

## 교정용 미니스크류 식립 시 스크류의 길이, 직경 및 피질골 두께에 따른 응력 분포에 관한 3차원 유한요소법적 연구

임종원<sup>1)</sup> · 김왕식<sup>2)</sup> · 김일규<sup>3)</sup> · 손충렬<sup>4)</sup> · 변효인<sup>5)</sup>

본 연구는 교정치료 시 고정원 보강을 위해 사용되는 교정용 미니스크류의 길이, 직경 및 피질골 두께에 따른 응력 분포 양상을 알아보기 위하여 시행되었다. 미니스크류의 길이와 직경 변화에 따른 응력 분포 양상을 관찰하기 위하여 식립되는 피질골의 두께를 1.0mm로 고정하고 미니스크류의 길이를 6.0mm, 8.0mm, 10.0mm, 12.0mm로, 직경을 1.2mm, 1.6mm, 2.0mm인 3차원 유한요소 모델을 제작하였다. 또한, 피질골의 두께 변화에 따른 응력 분포 양상을 관찰하기 위하여 미니스크류의 길이를 8.0mm로 고정하고 직경은 1.2mm, 1.6mm, 2.0mm로, 피질골의 두께는 1.0mm, 1.5mm, 2.0mm, 2.5mm인 3차원 유한요소 모델을 제작하였다. 각각의 유한요소 모델의 미니스크류 head 중심에 200gm의 수평력을 가하여 응력 분포 양상과 크기를 3차원 유한요소 해석 프로그램인 ANSYS를 이용하여 비교한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 미니스크류 내부에서 나타나는 최대 응력값을 비교한 결과, 미니스크류의 직경이 1.2mm에서 2.0mm로 증가할수록 응력이 감소하였으며 같은 직경에서는 길이 증가에 상관없이 일정한 값을 유지하였다.
2. 피질골 및 해면골에 작용되는 최대 응력값을 비교한 결과, 미니스크류의 직경이 1.2mm에서 2.0mm로 증가할수록 응력이 감소하였으며 같은 직경에서는 길이 증가에 상관없이 일정한 값을 유지하였다.
3. 피질골 및 해면골에 작용되는 응력 분포를 관찰한 결과, 대부분의 응력이 피질골에서 흡수 되었으며, 해면골에 전달되는 응력값은 미미하였다.
4. 피질골 두께에 따른 최대 응력값을 비교한 결과, 같은 미니스크류의 직경에서는 피질골의 두께 증가에 상관없이 일정한 값을 유지하였다.

이상의 결과는 교정용 미니스크류의 유지에 길이보다는 직경이 더 크게 관여하는 것으로 나타나 미니스크류의 식립 시 이에 대한 고려가 필요함을 시사하였다.

( 주요 단어 : 교정용 미니스크류, 응력 분포, 피질골 두께 )

1) 인하대학교 의과대학 치과학교실, 전공의.  
2) 인하대학교 의과대학 치과학교실, 전임강사.  
3) 인하대학교 의과대학 치과학교실, 교수.  
4) 인하대학교 공과대학 기계공학부, 교수.  
5) 인하대학교 공과대학 기계공학부, 대학원생.

교신저자 : 김일규

인천시 중구 신흥동 3가

인하대학교병원 치과센터 / 032-890-2470

kik@inha.ac.kr

\* 연구비 지원 내용 : 본 연구는 (주)제일 메디칼 코퍼레이션 학술 연구비 지원에 의해 이루어졌음.

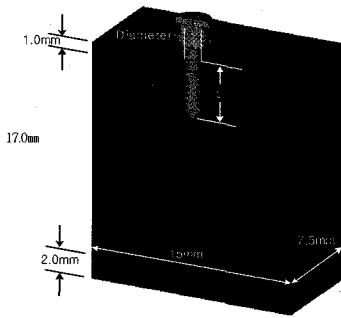


Fig. 1. Three dimensional finite element model of orthodontic miniscrew and maxilla bone with constant cortical bone width.

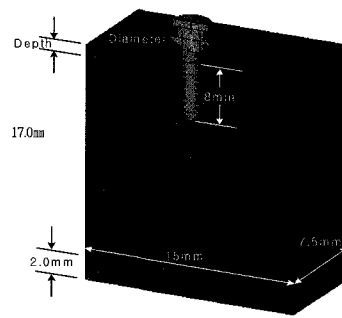


Fig. 2. Three dimensional finite element model of orthodontic miniscrew and maxilla bone with different cortical bone width.

## I. 서 론

교정 치료에서 고정원의 확보는 치료 계획의 수립 단계에서부터 치료 종료시까지 교정의가 항상 염두에 두어야 하는 매우 중요한 문제이다. 과거의 교정 치료에서는 고정원 조절을 위해 헤드기어와 같은 구외 장치나, Nance holding arch, transpalatal arch, lingual arch 등과 같은 구내 장치를 이용하였으나 이러한 방법들은 환자의 협조도에 의해 치료 효과가 좌우되거나 원하지 않는 치아 이동이 발생하기도 하였다. 따라서, 새로운 고정원을 찾는 연구가 시도되었으며 지금까지 osseointegrated implant와 onplant<sup>1)</sup>, zygomatic arch wiring<sup>2)</sup>, miniplate<sup>3)</sup>와 교정용 미니스크류<sup>4,5)</sup> 등의 골내 고정원이 기존 방법들의 단점을 극복할 수 있는 대안으로 제시되었다.

Osseointegrated implant와 onplant의 경우 고가이며, 2차 수술이 필요하여 식립 후 교정력을 가하기까지 일정한 시간을 기다려야 하는 단점이 있으며, zygomatic arch wiring의 경우 식립 위치가 한정적이고 외과적 술식이 필요하다는 단점이 있다. 또한 miniplate는 장치의 부피가 크고 외과적 술식이 필요하며 구강 위생상의 문제가 발생할 수 있다. 이러한 이유로 최근 Kanomi<sup>4)</sup>와 Costa등<sup>5)</sup>은 매식과 제거가 용이하며 불편감이나 비용이 적고 조기에 교정력을 가할 수 있는 미니스크류를 고정원으로 사용하여 보고한 바 있다. 그러나, 교정용 미니스크류의 사용 시 주위 연조직의 염증이 발생할 수 있으며<sup>6)</sup> 미니스크류의 이완에 의한 탈락<sup>7)</sup>이 일어나기도 한다.

최근 교정용 미니스크류의 사용이 보편화되어 가고 있지만 탈락의 원인에 관한 연구가 부족하며, 실제로 교정용 미니스크류의 성공과 실패에 중요한 인

자인 미니스크류의 길이, 직경 및 피질골의 두께에 따른 주위 지지골에 전달되는 응력 분포에 관한 연구는 전무한 실정이다. 이에 본 연구는 유한요소 분석법을 통하여 다양한 미니스크류의 길이, 직경 및 피질골의 두께에 따른 응력 분포에 관하여 알아봄으로써 교정용 미니스크류의 탈락 원인을 규명하는데 도움이 되 고자 시행하였다.

## II. 연구 재료 및 방법

### 1. 기본모델

모델의 설계는 상악 제2소구치와 제1대구치 사이의 상악골 부위를 수평 절단한 것으로 가정하였으며, drill method를 이용하는 교정용 미니스크류, 치밀골, 해면골로 이루어진 3차원 유한요소 모델을 기본 모델로 제작하였다. 미니스크류 모델은 (주)제일 메디칼 코퍼레이션의 dual-top 형태의 미니스크류의 CAD (Computer Aided Design) 데이터를 참조하여 3차원 형상의 유한요소 모델로 제작하였다. 기하형상 및 하중조건에 따라 모델링하여 대칭조건을 구현하였다.

### 2. 모델제작

미니스크류의 길이와 직경 변화에 따른 응력 분포 양상과 그 크기를 관찰하기 위하여 식립되는 피질골의 두께를 1.0mm, 해면골의 두께는 17.0mm, 기저부의 피질골의 두께를 2.0 mm로 일정하게 하고 15.0 mm×7.5mm인 6면체 구조로 단순화하여 설정하였다. 식립된 미니스크류는 상악골 모델의 중앙에 위치

Table 1. Material properties of three dimensional finite element models.

Materials	Parameters	Young's modulus(MPa)	Poisson's ratio
Screw		$1.1 \times 10^5$	0.35
Cortical Bone		$1.5 \times 10^4$	0.3
Cancellous Bone		$1.5 \times 10^3$	0.3

MPa, Megapascal; N/mm<sup>2</sup>.

되도록 하였고 상악골 표면에 대하여 90°각도를 이루도록 하였으며 치은의 두께를 고려하여 상악골 모델의 표면에서 상방으로 1.0mm의 간격을 설정하였다. 미니스크류의 직경은 일반적으로 많이 사용되고 있는 1.2mm, 1.6mm, 2.0mm의 3가지로, 길이는 6.0mm, 8.0mm, 10.0mm, 12.0mm의 4가지로 분류하여 12개의 모델을 제작한 후 미니스크류 head 중심에 200gm의 수평력을 가하여 응력 분포 양상과 그 크기를 관찰하였다(Fig. 1).

또한, 피질골의 두께 변화에 따른 응력 분포 양상과 그 크기를 관찰하기 위하여 미니스크류의 길이를 8.0 mm로 고정하고, 미니스크류의 직경은 1.2mm, 1.6 mm, 2.0mm의 3가지로 분류하였으며, 미니스크류가 식립되는 피질골의 두께를 1.0mm, 1.5mm, 2.0mm, 2.5mm의 4가지로 설정하였으며 나머지 조건은 첫 번째 모델과 동일하도록 12개의 상악골 모델을 제작한 후 미니스크류 head 중심에 200gm의 수평력을 가하여 응력 분포 양상과 그 크기를 관찰하였다(Fig. 2). 유한요소의 적용에 있어서는 8절점의 ANSYS Solid 45 유한요소를 사용하였다.

### 3. 경계조건과 재료의 물성치 부여

경계조건은 피질골 및 해면골의 내부경계선에 움직임이 전혀 발생하지 않도록 하기 위해 양쪽 모서리의 절단면 부분을 X, Y, Z축의 3방향으로 모두 구속하였다. 모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해 모델의 물리적 특성은 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성, 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위 정도에는 무관하다는 선형 탄성, 재료의 특성 및 역학적 거동이 X, Y, Z축 3방향으로 동일하다는 등방성을 갖는 것으로 가정하였다(Fig. 3).

구성 성분들의 물리적 성질인 탄성계수(Young's modulus)와 포와송의 비(Poisson's ratio)는 Jian-Ping Geng 등<sup>8)</sup>, Roxana Stegaroiu 등<sup>9)</sup>과 같은 선행

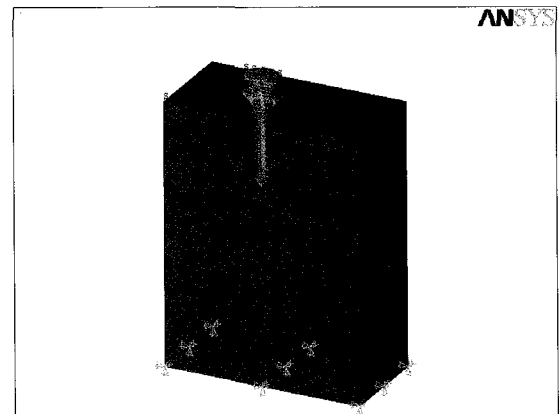


Fig. 3. Boundary condition.

들의 연구를 참고로 하였으며 온도와는 무관한 것으로 가정하였다(Table 1).

### 4. 힘의적용

제작된 유한요소 모델 각각에 미니스크류를 이용한 교정 치료 과정에서 발생하게 되는 교정력을 고려하여 미니스크류의 head 중심에 200gm의 수평력을 가하였다.

### 5. 응력분석

3차원 유한요소 해석 프로그램인 ANSYS를 이용하여, Pre-Processing, Solving 및 Post-Processing을 수행하였다. 여러 가지 응력값 중 1축 등가 비교응력인 von-Mises stress를 취하여 각 모델에서의 응력 분포 및 변형을 비교 분석하였으며, 이들 응력분포의 차이를 가시화하기 위하여 응력의 크기에 따라 적색에서 청색까지 9단계의 색상으로 구분하여 표시함으로써 전체적인 응력분포 양상을 비교 관찰하였다.

Table 2. Maximum von-Mises stress(MPa) of three dimensional finite element models with constant width of the cortical bone.

Materials	Length(mm)		L6	L8	L10	L12
	Diameter(mm)					
Screw			122.275	121.283	122.349	120.660
Cortical Bone	D1.2		30.858	31.869	30.817	30.675
Cancellous Bone			0.569	0.589	0.606	0.594
Screw			38.282	35.966	35.851	39.827
Cortical Bone	D1.6		11.523	11.997	11.971	11.438
Cancellous Bone			0.378	0.360	0.374	0.370
Screw			13.440	13.567	13.014	13.015
Cortical Bone	D2.0		4.463	4.343	4.376	4.336
Cancellous Bone			0.193	0.184	0.184	0.194

D, Diameter of the miniscrew ; L, Length of the miniscrew  
MPa, Megapascal; N/mm<sup>2</sup>.

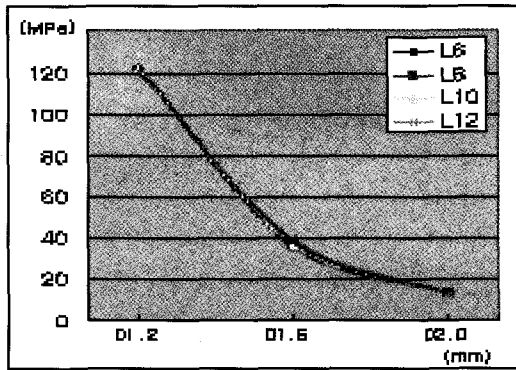


Fig. 4. The change of maximum von-Mises stress in the miniscrew according to diameter and length of the miniscrew. L indicates length of the miniscrew and D indicates diameter of the miniscrew.

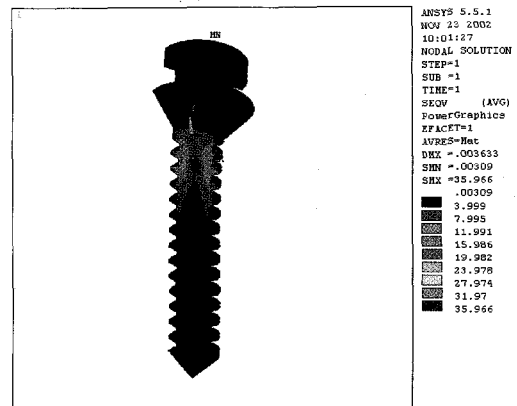


Fig. 5. The stress contour of the miniscrew.

### III. 연구결과

#### 1. 교정용 미니스크류의 길이 및 직경에 따른 최대 응력값 비교

가. 교정용 미니스크류에 작용되는 최대 응력값 비교  
미니스크류가 식립되는 피질골의 두께는 1.0mm로 일정하게 설정하고 미니스크류의 길이와 직경을 다르게 설정한 각각의 유한요소 모델의 미니스크류 head 중심에 200gm의 수평력을 가하여 미니스크류 내부에서 나타나는 최대 응력값을 관찰하였다. 미니스크류의 직경이 1.2mm이고 길이가 6.0mm, 8.0

mm, 10.0mm, 12.0mm인 경우 최대 응력값(MPa)이 각각 122.275, 121.283, 122.349, 120.660로 나타났고, 미니스크류의 직경이 2.0mm이고 길이가 6.0mm, 8.0mm, 10.0mm, 12.0mm인 경우 각각 13.440, 13.567, 13.014, 13.015로 나타나 미니스크류에 나타나는 최대 응력값은 미니스크류의 길이에 상관없이 직경이 증가할수록 크게 감소하였다. 그러나, 같은 직경에서는 길이 증가에 상관없이 일정한 응력값을 유지하였다 (Table 2)(Fig. 4).

교정용 미니스크류에서 나타나는 응력분포를 최고 값인 적색에서 최저값인 청색까지 9가지 색상으로 표현하여 관찰한 결과, 미니스크류에서 나타나는 최대 응력 발생 부위는 골과의 최초 접촉 부위로 나타났다 (Fig. 5).

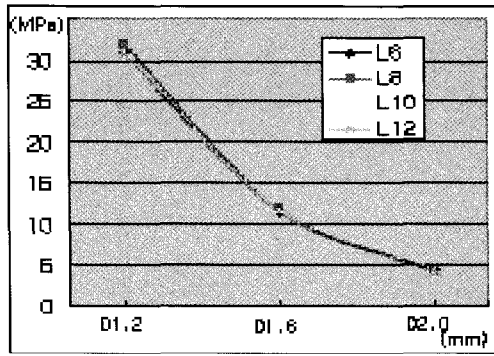


Fig. 6. The change of maximum von-Mises stress in the cortical bone according to diameter and length of the miniscrew. L indicates length of the miniscrew and D indicates diameter of the miniscrew.

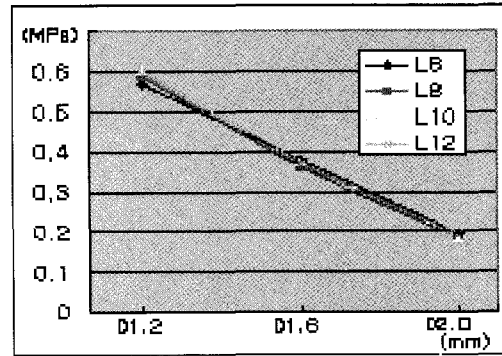
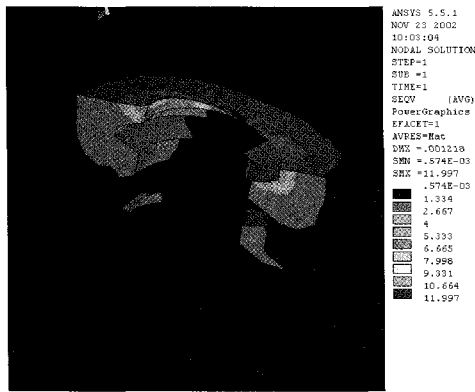
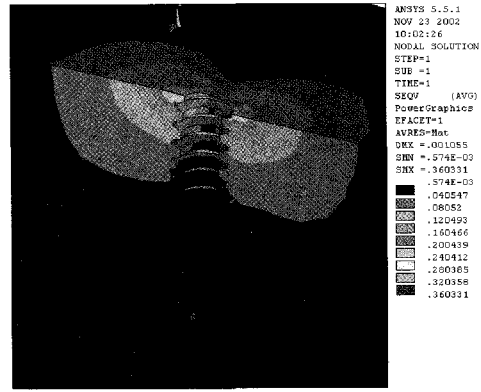


Fig. 7. The change of maximum von-Mises stress in the cancellous bone according to diameter and length of the miniscrew. L indicates length of the miniscrew and D indicates diameter of the miniscrew.



(a)



(b)

Fig. 8. The stress contour in the bone around the miniscrew. (a) cortical bone (b) cancellous bone.

**나. 피질골 및 해면골에 작용되는 최대 응력값 비교**

미니스크류가 식립되는 피질골의 두께는 1.0mm로 일정하게 설정하고 미니스크류의 길이와 직경을 다르게 설정한 각각의 유한요소 모델의 미니스크류 head 중심에 200gm의 수평력을 가하여 피질골 및 해면골에 작용되는 최대 응력값을 관찰하였다. 미니스크류의 직경이 1.2mm이고 길이가 6.0mm, 8.0mm, 10.0mm, 12.0mm인 경우 피질골에 작용되는 최대 응력값(MPa)은 각각 30.858, 31.869, 30.817, 30.675로 나타났고, 미니스크류의 직경이 2.0mm이고 길이가 6.0mm, 8.0mm, 10.0mm, 12.0mm인 경우 피질골에 작용되는 최대 응력값(MPa)은 각각 4.463, 4.343, 4.376, 4.336으로 나타났다. 미니스크류의 직경이 1.2mm이고 길이가 6.0mm, 8.0mm, 10.0mm, 12.0mm인 경우

해면골에 작용되는 최대 응력값(MPa)은 각각 0.569, 0.589, 0.606, 0.594로 나타났고, 미니스크류의 직경이 2.0mm이고 길이가 6.0mm, 8.0mm, 10.0mm, 12.0mm인 경우 해면골에 작용되는 최대 응력값(MPa)은 각각 0.193, 0.184, 0.184, 0.194로 나타났다. 즉, 피질골 및 해면골에 나타나는 최대 응력값은 미니스크류의 길이에 상관없이 직경이 증가할수록 응력값이 크게 감소하였으나, 같은 직경에서는 길이 증가에 상관없이 일정한 값을 유지하였다(Table 2)(Fig. 6, 7).

피질골 및 해면골에서 나타나는 응력분포를 최고 값인 적색에서 최저값인 청색까지 9가지 색상으로 표현하여 관찰한 결과, 대부분의 응력이 피질골에서 흡수되었으며 해면골에 전달되는 응력은 모두 1 MPa 미만으로 그 값이 미미하였다(Fig. 8).

Table 3. Maximum von-Mises stress(MPa) of three dimensional finite element models with different width of the cortical bone.

Materials	Width(mm)		W1.0	W1.5	W2.0	W2.5
	Diameter(mm)					
Screw			121.283	118.790	118.950	120.124
Cortical Bone	D1.2		31.869	32.004	31.004	30.981
Cancellous Bone			0.589	0.261	0.140	0.064
Screw			35.966	35.790	35.626	35.553
Cortical Bone	D1.6		11.997	10.088	9.251	9.596
Cancellous Bone			0.360	0.192	0.110	0.065
Screw			13.567	13.778	13.451	13.529
Cortical Bone	D2.0		4.343	5.345	4.248	4.148
Cancellous Bone			0.184	0.148	0.092	0.064

D, Diameter of the miniscrew ; W, Width of the cortical bone  
MPa, Megapascal; N/mm<sup>2</sup>.

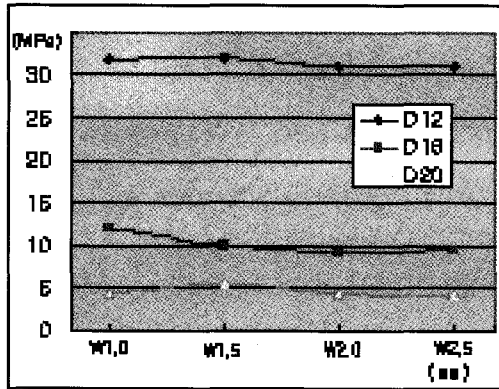


Fig. 9. The change of maximum von-Mises stress in the cortical bone according to width of the cortical bone. D indicates diameter of the miniscrew and W indicates width of the cortical bone.

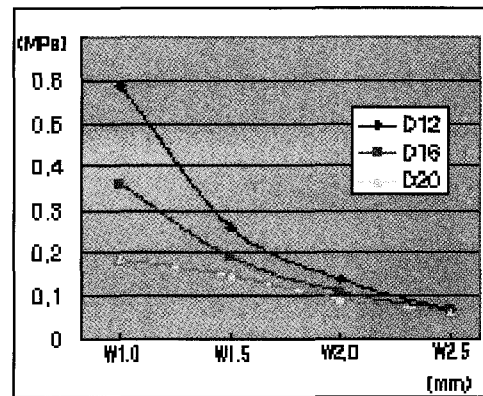


Fig. 10. The change of maximum von-Mises stress in the cancellous bone according to width of the cortical bone. D indicates diameter of the miniscrew and W indicates width of the cortical bone.

2. 피질골 두께에 따른 최대 응력값 비교

미니스크류의 길이를 8.0mm로 일정하게 설정하고 식립되는 피질골의 두께를 1.0mm, 1.5mm, 2.0mm, 2.5mm, 직경을 1.2mm, 1.6mm, 2.0mm로 설정한 각각의 유한요소 모델의 미니스크류 head 중심에 200gm의 수평력을 가하여 피질골 두께에 따른 최대 응력값을 관찰하였다. 미니스크류의 직경이 1.2mm이고 피질골의 두께가 1.0mm, 1.5mm, 2.0mm, 2.5mm인 경우 피질골에 작용되는 최대 응력값(MPa)은 각각 31.869, 32.004, 31.004, 30.981로 나타났으며, 해면골에 작용되

는 최대 응력값(MPa)은 각각 0.589, 0.261, 0.140, 0.064로 나타났다. 미니스크류의 직경이 2.0mm이고 피질골의 두께가 1.0mm, 1.5mm, 2.0mm, 2.5mm인 경우 피질골에 작용되는 최대 응력값(MPa)은 각각 4.343, 5.345, 4.248, 4.148로 나타났으며, 해면골에 작용되는 최대 응력값(MPa)은 각각 0.184, 0.148, 0.092, 0.064로 나타났다. 즉, 피질골에 작용되는 응력은 같은 미니스크류의 직경에서는 피질골의 두께 증가에 상관없이 일정한 값을 유지하였다(Table 3)(Fig. 9, 10).

피질골 두께에 따른 응력분포를 최고값인 적색에

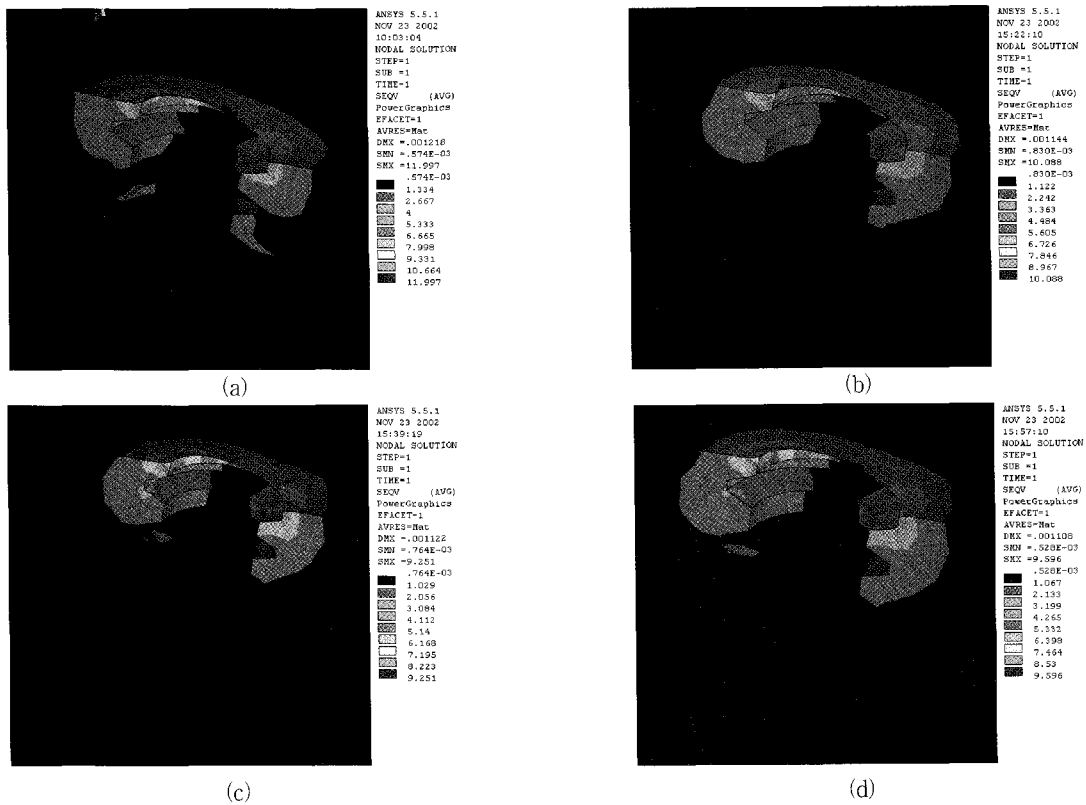


Fig. 11. The stress contour of the bone around the miniscrew according to width difference of the cortical bone. (a) 1.0 mm cortical bone (b) 1.5 mm cortical bone (c) 2.0 mm cortical bone (d) 2.5 mm cortical bone.

서 최저값인 청색까지 9가지 색상으로 표현하여 관찰한 결과, 피질골의 두께가 증가하여도 피질골에 작용되는 응력분포에는 큰 차이가 없었다(Fig. 11).

#### IV. 총괄 및 고찰

교정치료에서 고정원의 확보는 좋은 치료 결과를 얻기 위한 필수적인 요소이다. 따라서 보다 안정적인 고정원을 얻기 위해 osseointegrated implant와 on-plant, zygomatic arch wiring, miniplate, 교정용 미니스크류 등과 같은 여러 가지 방법들이 개발되어 왔다. 그 중 교정용 미니스크류는 식립과 제거가 용이하며 불편감이 적고 조기에 교정력을 가할 수 있는 장점 때문에 최근 그 사용이 증가되고 있지만 일부 환자에 있어서 탈락되는 경우를 종종 볼 수 있다.

교정용 미니스크류의 탈락 원인을 문<sup>7)</sup>은 잘못된 식립 위치, 동요, 부적절한 사용등으로 지적하였으며 박<sup>6)</sup>은 미니스크류에 과도한 힘이 가해지는 경우, 미니스크류 식립 시 연조직이 골과 미니스크류 사이에 끼

여 들어가는 경우, 미니스크류 주위의 염증이 생기는 경우라고 주장하였다. 또한 경 등<sup>10)</sup>은 미니스크류 탈락의 대부분이 성인보다는 피질골의 두께가 얇고 치밀도가 저하되어 있는 성장기 환자에서 발생하며, 연조직이 두껍거나 기구의 접근이 어려운 경우, 술자의 숙련도가 낮은 경우 탈락률이 높다고 보고하였다.

이와같이 교정용 미니스크류의 다양한 탈락원인 가운데 본 연구에서는 미니스크류의 길이와 직경의 변화 및 식립되는 피질골 두께의 변화가 탈락에 어떤 영향을 미치는지 응력분포 양상을 통하여 조사하였다. 일반적으로 외력에 대한 응력과 변위를 분석하는 방법으로는 dial gauge<sup>11)</sup>, photoelasticity<sup>12)</sup>, holography<sup>13)</sup>, strain gauge<sup>14)</sup>와 유한요소법<sup>15)</sup> 등이 있다. 이중 유한요소법은 해석하고자 하는 대상을 유한 크기의 요소로 분할하여 각 요소를 해석한 후 방정식을 이용하여 해석대상 전체의 근사값을 찾고자 하는 것이다<sup>16)</sup>. 불규칙하고 복잡한 기하학적 형태와 다양한 물성치로 이루어지는 구조물에 대해 그 특성을 모두 응력 분석 과정 내에 포함시킬 수 있으며 응력분포

양상을 객관적으로 시각화 할 수 있는 장점이 있어 본 연구에서는 이 방법을 사용하였다.

교정용 미니스크류의 길이 및 직경 변화에 따른 응력분포 양상을 관찰하기 위하여 미니스크류 및 주위 골에 작용되는 최대 응력값을 비교한 결과, 미니스크류의 직경이 증가할수록 응력이 감소하였으며 같은 직경에서는 길이 증가에 상관없이 일정한 값을 유지하였다. 경 등<sup>10)</sup>은 미니스크류는 식립 즉시 힘을 가하므로 초기 안정성이 중요하다고 하였으며 초기 안정성은 미니스크류의 직경이 클수록 증가한다고 보고하였다. Misch<sup>17)</sup>의 임플란트 안정성에 관한 연구에서도 임플란트의 직경이 증가하면 기능적 표면이 증가되어 치조정 골과 임플란트 계면에서 집중되는 응력값을 감소시킴으로써 임플란트 유지에 유리하다고 하였다. 그러나, 임플란트의 길이가 증가하면 전체 표면적은 증가하지만 기능적 표면적의 증가는 크게 일어나지 않으며, 응력값은 힘을 적용된 기능부위의 면적으로 나누기 때문에 길이 증가는 임플란트 유지에 크게 도움이 되지 않는다고 하였다. 윤 등<sup>18)</sup>의 연구에서도 직경 2.0mm의 미니스크류 식립 시 상악에서는 미니스크류의 길이가 6.0mm이상, 하악에서는 4.0mm 이상 골내에 식립될 때 교정력에 의한 동요나 위치변화를 보이지 않아 일정 길이 이상에서는 길이 증가는 미니스크류의 유지에 크게 도움이 되지 않는다고 하여 본 연구와 같은 결과를 나타내었다. 따라서, 치근이나 주위 조직에 대한 손상을 최소화하기 위하여 필요 이상으로 긴 미니스크류는 식립하지 않는 것이 좋으리라 생각된다.

교정용 미니스크류가 식립되는 피질골 두께에 따른 최대 응력값을 비교한 결과, 같은 미니스크류의 직경에서는 피질골 두께 증가에 상관없이 일정한 값을 유지하였다. 또한 미니스크류의 직경이 증가할수록 피질골에 작용되는 최대 응력값이 감소되어 피질골의 두께 증가는 최대 응력값 감소에 큰 영향을 주지 못한 것으로 나타났다. 그러나, 해면골에서의 최대 응력값을 살펴 보면 피질골의 두께 증가와 미니스크류의 직경 증가에 의해서 응력값이 감소하였고, 피질골의 두께가 2.5mm인 경우에는 미니스크류의 직경 변화에도 불구하고 해면골에서는 일정하게 낮은 응력값을 나타내었다. Rieger 등<sup>19)</sup>의 연구에 의하면 1.38 MPa - 4.83 MPa 사이의 기능적 응력은 치조골 높이 유지에 기여하고 이보다 응력이 높으면 골조직의 변성이, 응력이 낮으면 골 위축이 발생한다고 하였는데 본 연구에서 해면골에 작용되는 최대 응력값은

0.064 - 0.589 MPa로 모두 1.38 MPa 미만이어서 골 위축의 발생이 가능한 응력값이었다. 또한 해면골은 피질골에 비해 강도가 약한 골조직으로 작은 응력에도 위대한 작용을 나타낼 수 있으므로, 강도가 강한 피질골의 두께 증가는 강도가 약한 해면골과 미니스크류와의 접촉 면적을 줄여주므로 미니스크류의 유지에 간접적으로 기여한다고 생각된다.

본 연구에서는 교정용 미니스크류의 길이, 직경 및 피질골 두께에 따른 응력 분포 양상을 3차원 유한요소법을 이용하여 분석한 결과, 고정원 보강을 위해 사용되는 교정용 미니스크류의 유지에 미니스크류의 길이보다는 직경이 더 크게 관여하는 것을 알 수 있었다. 또한 본 연구에서는 미니스크류의 유지에 대해 교정력에 대한 응력분포 양상과 그 크기만을 평가하였으나 임상적으로 식립되는 방법의 차이, 식립 부위 조직의 염증, 적용되는 교정력 시기의 차이 등에 의한 효과도 간과해서는 안될 것으로 생각되며, 이에 대한 연구가 필요하리라 사료된다.

## V. 결 론

교정용 미니스크류의 길이, 직경 및 피질골 두께에 따른 응력 분포 양상을 알아보기 위해 길이 6.0mm, 8.0mm, 10.0mm, 12.0mm와 직경 1.2mm, 1.6mm, 2.0mm의 미니스크류 및 식립되는 피질골의 두께가 1.0mm인 골 모델과, 길이 8.0mm와 직경 1.2mm, 1.6mm, 2.0mm의 미니스크류와 식립되는 피질골의 두께가 1.0mm, 1.5mm, 2.0mm, 2.5mm인 골 모델을 3차원 형상의 유한요소 모델로 제작하였다. 각각의 유한요소 모델의 미니스크류 head 중심에 200gm의 수평력을 가하여 응력 분산 양상과 그 크기를 3차원 유한요소 해석 프로그램인 ANSYS를 이용하여 비교, 연구한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 미니스크류 내부에서 나타나는 최대 응력값을 비교한 결과, 미니스크류의 직경이 1.2mm에서 2.0mm로 증가할수록 응력이 감소하였으며 같은 직경에서는 길이 증가에 상관없이 일정한 값을 유지하였다.
2. 피질골 및 해면골에 작용되는 최대 응력값을 비교한 결과, 미니스크류의 직경이 1.2mm에서 2.0mm로 증가할수록 응력이 감소하였으며 같은 직경에서는 길이 증가에 상관없이 일정한 값을 유지하였다.



3. 피질골 및 해면골에 작용되는 응력 분포를 관찰한 결과, 대부분의 응력이 피질골에서 흡수되었으며, 해면골에 전달되는 응력값은 미미하였다.
4. 피질골 두께에 따른 최대 응력값을 비교한 결과, 같은 미니스크류의 직경에서는 피질골의 두께 증가에 상관없이 일정한 값을 유지하였다.

참 고 문 헌

1. Wehrbein H, Merz BR, Diedrich P, Glatzmaier J. The use of palatal implants for orthodontic anchorage. Clin Oral Impl Res 1996 : 7 : 410-6.
2. Melsen B, Petersen JK, Costa A. Zygoma ligatures : An alternative form of maxillary anchorage. J Clin Ortho 1998 : 32 : 154-8.
3. Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open-bite correction. Am J Orthod Dentofac Orthop 1999 : 115 : 166-74.
4. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. J Clin Ortho 1997 : 31 : 763-7.
5. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage : A preliminary report. Int Adult Orthod Orthognath Surg 1998 : 13 : 201-9.
6. 박효상. Micro-implant를 이용한 교정치료. 1판.서울 : 나래출판사 : 2001 : 5-22, 187-90.
7. 문철현. SAS의 임상적 적용과 실패의 원인 및 대책. 1판.서울 : 나래출판사 : 2002 : 82-110.
8. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry : A review of the literature. J Prosthet Dent 2001 : 85 : 585-98.
9. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants : A three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1998 : 13 : 82- 90.
10. 경승현, 임중기, 박영철. Miniscrew를 고정원으로 이용한 교정치료. 대치 교정치 2001 : 31 : 415-24.
11. 유남재, 박병수, 정길수, 김진황. 풍화암에 근입된 영구 앵커의 극한인발력. 강원대학 교산업기술연구소 논문집 2001 : 21 : 195-203.
12. Chaconas SJ, Caputo AA, Davis JC. The effects of orthopedic forces on the craniofacial complex utilizing cervical and headgear appliances. Am J Orthod Dentofac Orthop 1976 : 69 : 527-39.
13. 김충배, 양원식. Laser holography를 이용한 상악 headgear 견인에 따른 안면두개골의 초기반응에 관한 연구. 대치교정치 1986 : 16 : 31-41.
14. Bratcher HJ, Muhl ZF, Randolph RG. Clinical measurement of distally directed headgear loading. Am J Orthod Dentofac Orthop 1985 : 88 : 125-32.
15. Vasquez M, Calao E, Becerra F et. al. Initial stress difference between sliding and sectional mechanics with an endosseous implant as anchorage : A 3-dimensional finite element analysis. Angle Orthod 2001 : 71 : 247-56.
16. 이봉훈. 유한요소법 핸드북, 서울 : 도서출판 동화기술, 1991.
17. Misch CE. 최신 임플란트 치과학. 2판.서울 : 나래출판사 : 2000 : 311-49.
18. 윤병수, 최병호, 이원유 등. 성견에서 교정적 고정원으로서의 티타늄 미니스크류에 대한 연구. 대치교정치 2001 : 31 : 517-23.
19. Rieger M, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. J Prosthet Dent 1990 : 63 : 671-6.

- ABSTRACT -

Three dimensional finite element method for stress distribution on the length and diameter of orthodontic miniscrew and cortical bone thickness

Jong-Won Lim, Wang-Sik Kim, Il-Kyu Kim, Choong-Yul Son, Hyo-In Byun

Division of Orthodontics, Department of Dentistry, College of Medicine, Inha University

The purpose of the present study is to evaluate the stress distribution on the length and diameter of the miniscrew and cortical bone width. Three dimensional finite element models were made of diameter 1.2mm, 1.6mm, 2.0mm and length 6.0mm, 8.0mm, 10.0mm, 12.0mm and cortical bone width 1.0mm. Also, another three dimensional finite element models were made of diameter 1.2mm, 1.6mm, 2.0mm and length 8.0mm and cortical bone width 1.0mm, 1.5mm, 2.0mm, 2.5mm. Two-hundred grams horizontal force were applied on the center of the miniscrew head and at that stress distribution and its magnitude had been analyzed by ANSYS, which is three dimensional finite element analysis program.

The obtained results were as follows :

1. The comparison of the maximum von-Mises stress in the miniscrew showed that as the diameter increases from 1.2mm to 2.0mm stress has been decreased, while on the same diameter stress was not changed regardless of the length change.
2. The comparison of the maximum von-Mises stress in the cortical and cancellous bone showed that as the diameter increases from 1.2mm to 2.0mm stress has been decreased, while on the same diameter stress was not changed regardless of the length change.
3. In the analysis of the stress distribution in the cortical and cancellous bone, the most of the stress had been absorbed in the cortical bone, and did not transmitted much to the cancellous bone.
4. In the analysis of the maximum von-Mises stress according to the cortical bone width, the same diameter of the miniscrew showed a constant stress value regardless of the cortical bone width change.

The above results suggest that the maintenance of the miniscrew is more reliable on diameter than length of the miniscrew.

KOREA. J. ORTHOD. 2003 : 33(1) : 11-20

---

**Key words** : Orthodontic miniscrew, Stress distribution, Cortical bone thickness