

# 미니플레이트의 골내 고정원 적용 시 초기 안정성에 영향을 주는 요인에 대한 3차원 유한요소법적 연구

이남기<sup>a</sup> · 최동순<sup>a</sup> · 장인산<sup>b</sup> · 차봉근<sup>c</sup>

본 연구는 골내 고정원으로 사용하는 미니플레이트 시스템의 초기 안정성에 영향을 주는 요인에 대해 알아보기 위해 시행하였다. 미니플레이트의 고정에 사용되는 미니스크류의 길이, 수 및 적용되는 교정력의 방향에 따른 골내 응력 분포 양상과 미니스크류의 변위 정도를 분석하기 위하여 3차원 유한요소분석을 시행하였다. 단순화한 골 모델에 6 hole의 곡선형 미니플레이트를 위치하고 직경 2 mm의 미니스크류로 고정하되 각각 6 mm와 4 mm 길이의 두 가지 종류로 세 개 또는 두 개로 고정한 총 네 개의 유한요소모델을 제작한 후 각각의 모델에서 4 N의 교정력을 미니플레이트의 고정되지 않은(unfixed) 가장 원심측 두 개의 hole을 연결한 가상의 축에 대해 0°, 30°, 60°, 90° 방향으로 각각 적용하였다. 미니플레이트를 고정하는 미니스크류가 동일 길이일 경우 개수가 작을수록, 동일 개수일 경우 길이가 짧을수록 골에 나타나는 최대 응력과 미니스크류의 최대 변위가 증가되었다. 골에 나타나는 최대 응력은 해면골에 비해 피질골에 집중되어 응력의 대부분은 피질골에서 흡수되었다. 미니플레이트의 가상의 축에 대해 교정력의 견인 방향이 증가할수록 골내의 최대 응력과 미니스크류의 최대 변위가 증가되었다. 골내의 최대 응력과 미니스크류의 최대 변위는 적용된 견인력 지점에서 가장 가까운 미니스크류 고정 부위였다. 이상의 결과로 미니플레이트 시스템의 초기 안정성을 위해 2 mm 직경의 미니스크류를 사용 시 4 mm보다는 6 mm 길이의 미니스크류를, 2개보다는 3개 식립하는 것이 더 유리하며, 미니플레이트의 가상의 축에 대해 적용하는 교정력의 견인방향이 가급적 일치되도록 미니플레이트를 위치시키는 것이 좋을 것으로 생각된다. (대치교정지 2008;38(5):304-313)

**주요 단어:** 미니플레이트 시스템, 골내 고정원, 초기 안정성, 유한 요소 분석

## 서론

일반적으로 치아를 고정원으로 하는 교정치료에 있어서 원치 않는 치아의 이동은 필연적이며 이로 인해 치료에 있어 많은 제약이 따르게 된다. 따라서 고정원의 요구 정도에 따라 적절히 고정원을 유지하는 것이 필요하며, 특히 고정원을 강화하기 위해 다양한 교정장치가 소개되어 사용되어 왔다. 그러

나 구내 장치에 의해 얻어지는 어떠한 고정원도 어느 정도의 고정원 소실이 불가피하며, 이를 보완하기 위한 구외 고정원 역시 환자의 협조도에 의존하므로 치료 효과를 예측하기가 어렵다. 따라서 최근에 그 대안으로 골 고정원(skeletal anchorage)이 널리 이용되는 추세이다.

골 고정원으로는 골유착 임플란트,<sup>1-5</sup> 미니스크류,<sup>6-10</sup> 미니플레이트 시스템(titanium miniplate와 monocortical screws)<sup>11,12</sup> 등이 있으며, 이들이 제공하는 절대적 고정원으로 인해 기존의 교정 치료로는 한계가 있던 교정적 문제들을 해결할 수 있게 되었다. 이외에도 상악골 전방견인과 같은 악정형 치료에서도 골 고정원을 사용함으로써 치아의 고정원 소실을 최소화할 수 있다는 몇몇 보고가 있다.<sup>13-15</sup>

최근엔 보편화되고 있는 미니스크류와 연관해서 임상적 성공률 및 유지력에 영향을 주는 다양한 요인들에 대한 많은 보고가 이루어지고 있다.<sup>16-21</sup>

<sup>a</sup>조교수, <sup>c</sup>교수, 강릉대학교 치과대학 교정학교실, 강릉대학교 구강과학연구소.

<sup>b</sup>대학원생, 나가사키대학교 치과대학 교정학교실.

교신저자: 이남기.

강릉시 강릉대학로 120번지 강릉대학교 치과대학 교정학교실.

033-640-2756; e-mail, ortho0328@hanmail.net.

원고접수일: 2008년 5월 20일 / 원고최종수정일: 2008년 8월 13일 /

원고채택일: 2008년 8월 16일.

DOI: 10.4041/kjod.2008.38.5.304

\*이 논문은 2006년도 강릉대학교 학술연구조성비 지원에 의해 수행되었음.

한편 미니플레이트 시스템은 미니스크류와 치근 간의 근접이나 접촉 가능성을 줄일 수 있어 치아의 후방이동이나 압하와 같은 이동을 위해 사용되고 있으며,<sup>11,12</sup> 상악골 전방견인 등과 같은 악정형 치료 시 더 큰 교정력에 견뎌야 할 경우에도 골 고정원으로 효과적으로 사용될 수 있다.<sup>15,22,23</sup>

특히 상악골의 전방견인시 미니플레이트 시스템을 고정원으로 이용하면 불필요한 치아치조성 이동을 피할 수 있고, 기존의 구내장치에 의한 치아 탈회 가능성을 줄일 수 있는 장점이 있다. 하지만 이러한 미니플레이트는 미니스크류와는 달리 식립을 위해 판막 거상과 같은 부가적인 수술이 필요하며, 간혹 미니플레이트가 헐거워질 경우 재수술이 필요해 통상의 미니스크류의 재식립에 비해서는 좀 더 복잡하다. 따라서 미니플레이트 시스템은 가급적 치료 종료 시까지 재수술이 필요하지 않도록 좋은 유지력이 요구되나, 아직 유지력과 연관해 안정성에 대한 연구는 미흡한 편이다.

따라서 본 연구의 목적은 악안면 영역에서 치아 교정 또는 악정형 치료의 고정원 목적으로 사용되는 미니플레이트의 초기 안정성에 영향을 주는 요인을 파악하고자, 유한요소분석을 통해 고정에 사용되는 미니스크류의 길이, 수, 적용되는 힘의 방향에 따른 골내 응력 분포 양상과 미니스크류의 변위 정도를 분석하여 미니플레이트 시스템의 임상적용 시 도움이 되고자 시행하였다.

**연구방법**

**유한요소 모델 제작**

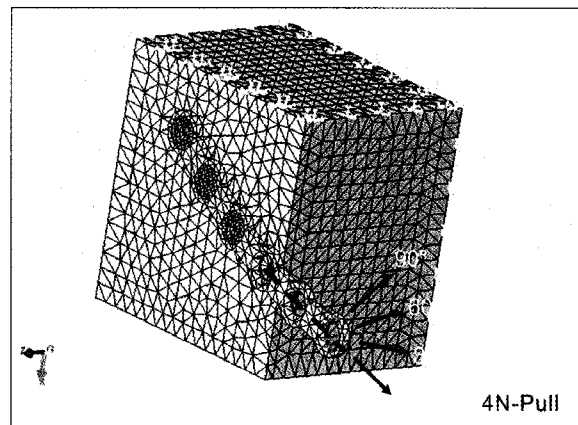
3차원 형상의 유한요소 모델은 SolidWorks® 2006 (Solidworks, Concord, Massachusetts)을 이용해 제작하였고, 미니플레이트와 미니스크류는 제일 메디컬 코퍼레이션(Seoul, Korea)의 Le Forte system의 CAD (Computer Aided Design) 데이터를 참조하였다.

미니플레이트의 고정에 사용되는 미니스크류의 길이, 수 및 적용되는 힘의 방향에 따른 미니플레이트의 초기 안정성을 살펴보고자, 골 모델은 최대한 단순화하였으며 이를 위해 피질골의 두께 1 mm, 해면골의 두께 17 mm, 기저부 피질골의 두께 2 mm인 25.0 mm × 25.0 mm × 20 mm의 육면체 구조로 제작하였다.<sup>19,24</sup> 단순화한 골 모델에 6 hole의 곡선형 미니플레이트(두께 0.80 mm, 길이 31.65 mm, hole 중심간 거리 5.50 mm, 곡률 0.04, curvilinear type-

miniplate, Le Forte system, Jeil Medical, Seoul, Korea)를 위치시키고, 이를 고정하기 위해 직경 2 mm의 미니스크류를 표면에 대해 90°로 식립되도록 모델을 제작하였다 (Fig 1). 실험을 위해 길이 6 mm와 4 mm 두 종류의 미니스크류로 각각 세 개와 두 개로 고정한 총 네 개의 모델을 제작하였다 (Table 1). 이 네 개 모델의 평균 노드(nodes) 및 요소(elements)의 수는 82,300개와 59,900개였다.

**경계조건과 재료의 물성치 부여**

경계조건은 피질골, 해면골과 기저부 피질골을 포함한 골의 상부와 기저부 피질골에서 움직임이 발생하지 않도록 X, Y, Z축의 세 방향으로 모두 구속하였으며 미니플레이트, 미니스크류와 골 간에는 노드면 접촉으로 설정하였다. 모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해 모델의 물리적 특성은 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성, 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위 정도에는 무관하다는 선형특성, 재료의 특성 및 역학적 거동이 X, Y, Z축 세 방향으로 동일하다는 등방성을 갖는 것으로 가정하였다. 재료의 물성치로 피질골



**Fig 1.** Three-dimensional finite element model consisting of miniplate system and bone.

**Table 1.** Four models with different length and number of the miniscrew

Models	Diameter (mm)	Length (mm)	Number
A	2	6	3
B	2	6	2
C	2	4	3
D	2	4	2

**Table 2.** Material properties of constituent materials

Materials	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio
Cortical bone	$1.5 \times 10^4$	0.30
Cancellous bone	$1.5 \times 10^3$	0.30
Miniplate	$1.05 \times 10^5$	0.33
Miniscrew	$1.05 \times 10^5$	0.33

및 해면골, commercially pure titanium (grade 3)인 미니플레이트와 미니스크류의 탄성계수(Young's modulus)와 포와송의 비(Poisson's ratio)는 선학들의 연구<sup>25-27</sup>를 참고로 하였다 (Table 2).

**힘의 적용과 응력 분석**

골 바깥쪽의 고정되지 않은(unfixed) 미니플레이트의 원심축 두 hole의 중심을 연결한 선을 가상의 축으로 설정하고 이 축에 대해 4 N의 교정력을 0°, 30°, 60°, 90° 방향으로 각각 적용하였다 (Fig 1).

3차원 유한요소 해석 프로그램인 COSMOS Works 2006 (Solidworks, Concord, Massachusetts)를 이용하여 미니플레이트 주변 피질골과 해면골의 최대 응력(von Mises stress)을 살펴보고, 미니플레이트를 고정한 미니스크류의 초기 안정성을 간접적으로 살펴보고자 미니스크류의 변위(displacement)를 비교 분석하였다. 각 조건에 따른 최대응력과 변위의 차이를 가시화하기 위해 적색에서 청색까지의 색상으로 구분하여 표시하였다.

**연구성적**

피질골 내에 가해지는 최대 응력(Maximum von Mises stress)

피질골에 작용하는 최대 응력값은 A 모델(6 mm 길이, 세 개의 미니스크류)의 경우 가해지는 힘의 방향 즉 0°, 30°, 60°, 90°에 따라 각각 12.632 MPa, 28.713 MPa, 43.645 MPa, 46.789 MPa로 나타났으며, B 모델(6 mm 길이, 두 개의 미니스크류)에서는 각각 16.681 MPa, 48.106 MPa, 70.843 MPa, 74.645 MPa로 나타났다. 또한 C 모델(4 mm 길이, 세 개의 미니스크류)에서는 각각 14.530 MPa, 38.309 MPa, 55.692 MPa, 58.420 MPa로 나타났으며, D 모델(4 mm 길이, 두 개의 미니스크류)에서는 각각 21.882

**Table 3.** Maximum von Mises stress (MPa) on the cortical bone of each model

Axis	Maximum von Mises stress (MPa)			
	A	B	C	D
0°	12.632	16.681	14.530	21.882
30°	28.713	48.106	38.309	55.278
60°	43.645	70.843	55.692	76.385
90°	46.789	74.645	58.420	78.866

Model; A, B, C, D.

MPa, 55.278 MPa, 76.385 MPa, 78.866 MPa로 나타났다 (Table 3).

피질골 내의 최대 응력은 미니스크류의 길이가 동일한 경우 미니스크류 개수가 작을수록 컸으며, 동일 개수의 미니스크류가 식립된 경우 길이 4 mm가 6 mm에 비해 피질골의 응력이 컸다. 한편 네 개의 모델 모두에서 가해지는 힘의 방향이 증가할수록 최대 응력이 증가되는 양상을 보였다 (Fig 2).

또한 이 모든 경우에서 피질골 내에 응력이 가장 집중되는 부위는 힘 적용점에 가장 가까운 지점이었다 (Fig 2).

**해면골 내에 가해지는 최대 응력**

해면골에 작용하는 최대 응력값은 A 모델의 경우 가해지는 힘의 방향 즉 0°, 30°, 60°, 90°에 따라 각각 3.625 MPa, 4.596 MPa, 7.004 MPa, 7.739 MPa로 나타났으며, B 모델에서는 각각 4.606 MPa, 13.870 MPa, 20.120 MPa, 21.160 MPa로 나타났다. 또한 C 모델에서는 각각 1.977 MPa, 5.311 MPa, 7.757 MPa, 8.119 MPa로 나타났으며, D 모델에서는 각각 3.441 MPa, 9.605 MPa, 13.490 MPa, 13.810 MPa로 나타났다 (Table 4).

해면골 내의 최대 응력은 미니스크류의 길이가 동일한 경우 미니스크류 개수가 작을수록 컸다. 세 개의 미니스크류가 식립된 경우, 길이 4 mm가 6 mm에 비해 0° 방향 견인을 제외한 모든 견인방향에서 해면골의 응력이 컸으나, 두 개의 미니스크류가 식립된 경우 피질골과는 달리 길이 6 mm가 4 mm에 비해 해면골의 응력이 컸다.

또한 해면골 내에 응력이 집중되는 부위는 세 개의 미니스크류가 식립된 경우 힘 적용점으로부터

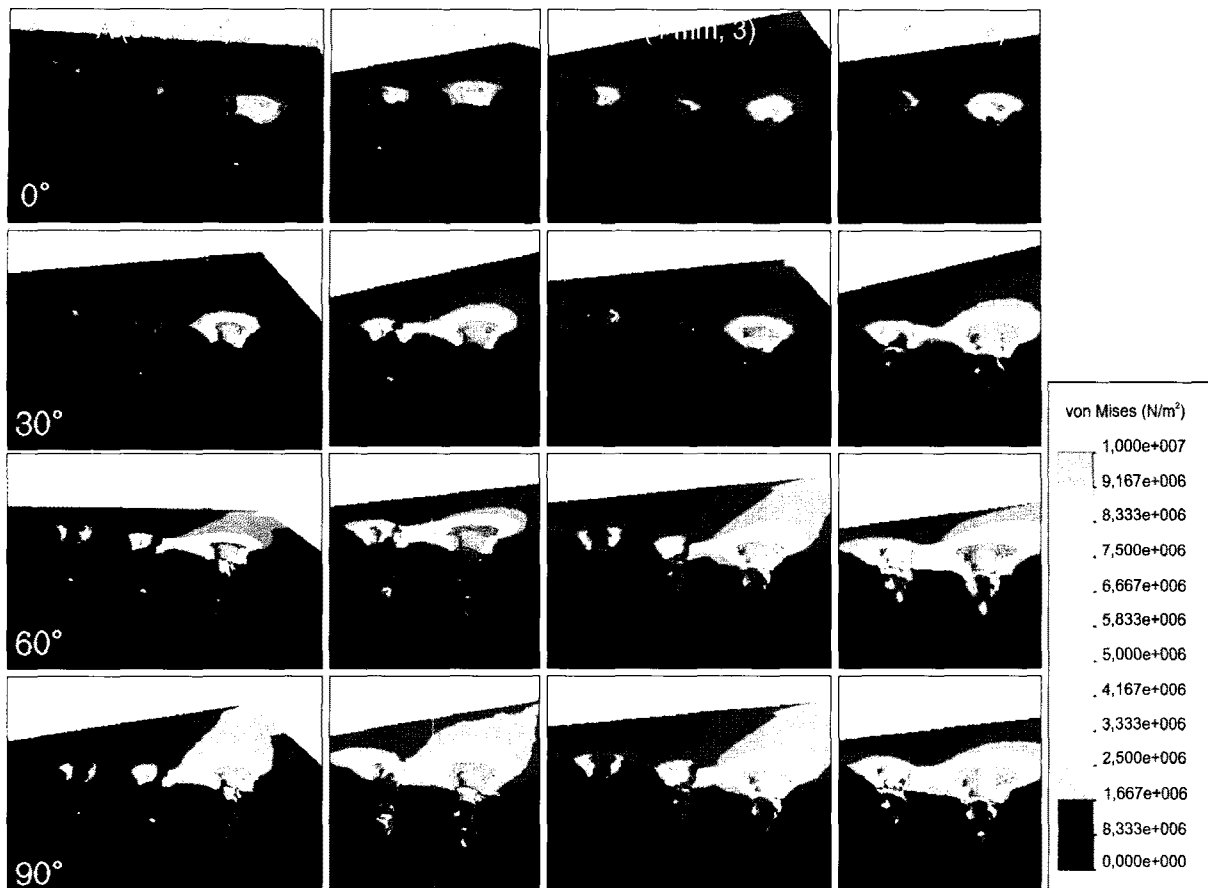


Fig 2. Von Mises stress distributions of the cortical and cancellous bone of all models (a-d).

Table 4. Maximum von Mises stress (MPa) on the cancellous bone of each model

Axis	Maximum von Mises stress (MPa)			
	A	B	C	D
0°	3.625	4.606	1.977	3.441
30°	4.596	13.870	5.311	9.605
60°	7.004	20.120	7.757	13.490
90°	7.739	21.160	8.119	13.810

가까운 두 지점이었으며, 두 개의 미니스크류가 식립된 경우에는 두 지점 모두에서 응력이 집중되었다 (Fig 2).

해면골과 피질골 내에서의 응력을 비교하면, 모든 경우에서 피질골 내에서의 응력이 해면골 내에서의 응력보다 컸다.

Table 5. Maximum values of displacement for the miniscrew ( $\mu\text{m}$ ) of each model

Axis	Displacement ( $\mu\text{m}$ )			
	A	B	C	D
0°	2.939	2.690	2.659	3.636
30°	5.468	7.479	6.856	9.391
60°	7.896	10.520	9.566	12.800
90°	8.210	10.810	9.851	13.050

미니스크류의 최대 변위(Maximum values of displacement)

미니스크류의 최대 변위는 A 모델의 경우 가해지는 힘의 방향 즉 0°, 30°, 60°, 90°에 따라 각각 2.939  $\mu\text{m}$ , 5.468  $\mu\text{m}$ , 7.896  $\mu\text{m}$ , 8.210  $\mu\text{m}$ 로 나타났으며, B 모델에서는 각각 2.690  $\mu\text{m}$ , 7.479  $\mu\text{m}$ ,

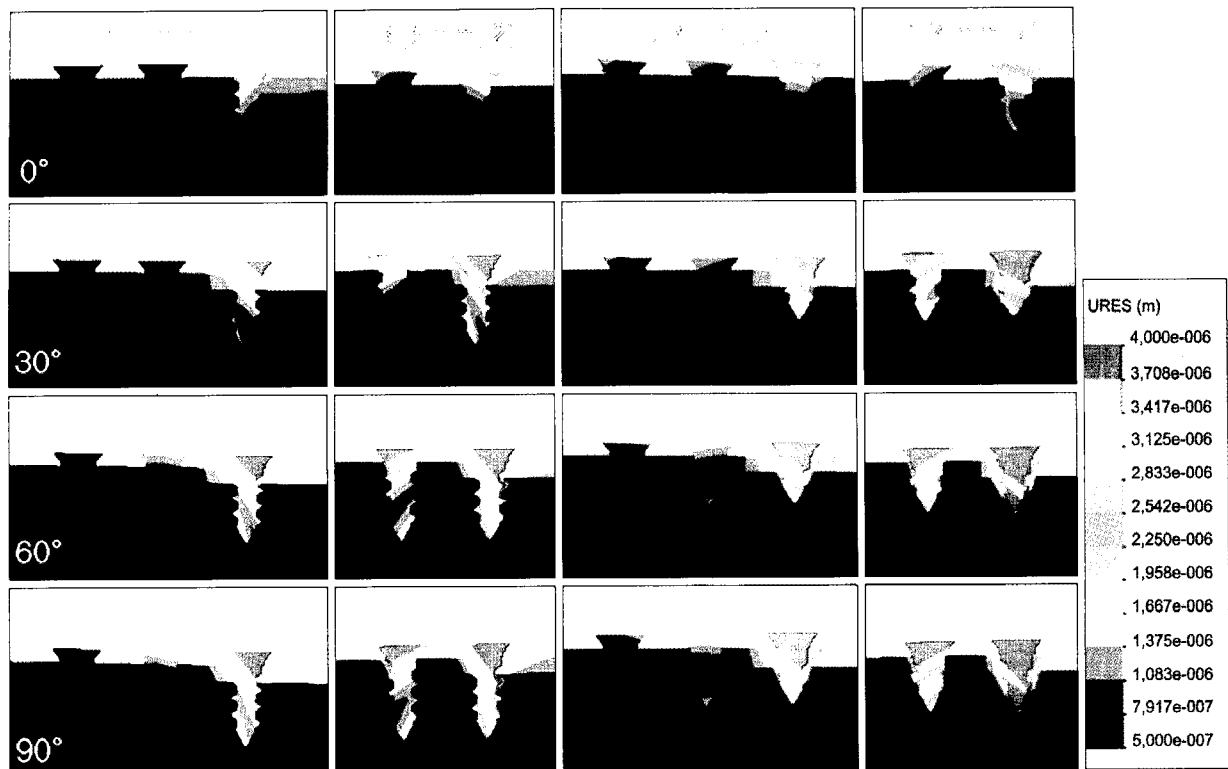


Fig 3. Displacement distributions of all models (A-D).

10.520  $\mu\text{m}$ , 10.810  $\mu\text{m}$ 로 나타났다. 또한 C 모델에서는 각각 2.659  $\mu\text{m}$ , 6.856  $\mu\text{m}$ , 9.566  $\mu\text{m}$ , 9.851  $\mu\text{m}$ 로 나타났으며, D 모델에서는 각각 3.636  $\mu\text{m}$ , 9.391  $\mu\text{m}$ , 12.800  $\mu\text{m}$ , 13.050  $\mu\text{m}$ 로 나타났다 (Table 5).

미니스크류의 최대 변위 역시 미니스크류 개수가 작을수록 증가되는 경향을 보였으며 동일 개수의 미니스크류가 식립된 경우 4 mm가 6 mm에 비해 증가되는 경향을 보였다. 또한 네 개의 모델 모두에서 가해지는 힘의 방향이 증가할수록 최대 변위가 증가되는 양상을 보였다.

또한 이 모든 경우에서 변위가 가장 큰 부위는 힘 적용점으로부터 가장 가까운 지점에 식립된 미니스크류 부위였다 (Fig 3).

### 고찰

골내 고정원으로 미니스크류의 사용은 절대적 고정원을 제공함으로써 보다 다양한 치아이동과 더 효율적인 교정치료를 가능하게 하였다. 그러나 치근 사이에 식립된 미니스크류는 인접 치아의 이동을 제한할 수 있으며 자칫 치근과의 접촉에 의한 치근 손상을 유발할 수 있다.<sup>28</sup> 따라서 이를 극복하기

위해 치근첨보다 상방에 식립될 수 있는 미니플레이트 시스템을 고려할 수 있다.<sup>11,12</sup> 또한 악정형적 목적을 위해 사용될 때에도 치료의 대상이 대부분 골 밀도가 낮은 아동이고, 동시에 일반적인 교정력보다 더 큰 악정형력에 견뎌야 한다는 점에서 미니스크류는 한계가 있을 수 있다. 과거 상악골 전방견인과 같은 악정형 치료 시 절대적 골 고정원을 얻기 위해 유견치 유착술을 이용하거나<sup>29,30</sup> 또는 임플란트를 고정원으로 이용한 방법<sup>13,14</sup>이 보고되었으나, 이와 같은 치료 방법은 유착의 실패 가능성과 고가의 치료비 등을 고려할 때 그 적용 범위는 제한적이다. 이런 이유로 미니플레이트 시스템은 악정형 치료 시 보다 손쉽게 절대적 골 고정원을 제공할 수 있으며, 최근엔 골격성 III급 아동에서 이를 이용해 상악골 전방견인을 성공적으로 시행한 증례가 보고되고 있다.<sup>15,22,23</sup>

미니플레이트는 본래 외상으로 인한 골절 또는 악교정수술 시 분절된 골편을 견고하게 고정(rigid-fixation)하기 위해 사용되어 왔으며, 이러한 고정법의 안정성 등에 대해서는 많은 연구가 있었다.<sup>31-33</sup> 또한 분절된 골 부위를 고정할 때, 일정한 하중에서 다양한 미니플레이트와 스크류의 종류에 따른 골

내부와 고정 파트에서의 응력 분포 등에 대한 생역학적 연구도 보고되었다.<sup>27,34</sup> 하지만 교정력 또는 악정형력하에서 골내 고정원으로 사용되는 미니플레이트처럼 한쪽만 고정된 미니플레이트 즉, 캔틸레버 로딩(cantilever loading)하에서 미니플레이트의 초기 안정성에 대한 연구는 미흡한 실정이다. 따라서 본 연구에서는 구조적으로 복잡한 생체에서의 생역학적 연구를 위해 널리 사용되는 방법인 유한요소분석을 이용하여,<sup>35,36</sup> 미니플레이트의 초기 안정성에 영향을 줄 수 있는 미니스크류의 길이와 개수, 힘의 방향에 따른 응력과 변위 양상을 비교 분석함으로써, 미니플레이트를 이용한 교정치료 시 도움이 되고자 하였다.

본 연구에서는 미니플레이트가 식립되는 골 부위를 단순화하여 응력 분포와 변위 양상을 관찰하였으며, 표층 피질골 두께의 1 mm 설정은 상악 소구치 치근부위와 관골하능 부위의 평균적인 피질골의 두께가 1.4 mm 미만인 점<sup>24</sup>과, 교정용 미니스크류에 수평력을 가할 시, 피질골의 두께 변화(1, 1.5, 2, 2.5 mm)에 관계없이 피질골에 나타나는 응력 양상이 일정하게 유지됨을 보고한 문헌<sup>19</sup>을 참고로 하였다. 해면골의 두께는 미니스크류를 충분히 수용하도록 설정하여 실제 해부학적 경계(boundary)와는 차이가 있으나, 교정용 미니스크류와 관련된 여러 문헌<sup>19,20,37</sup>에서 골 내 응력의 대부분이 피질골에 집중됨을 고려할 때 해면골의 영향은 적을 것으로 생각된다.

미니플레이트를 고정하는 미니스크류의 길이, 개수 및 교정력의 견인 방향에 따라 골에 작용하는 최대 응력값을 비교한 결과, 전체적으로 피질골에서의 응력이 해면골에서의 응력보다 유의하게 컸으며, 이는 가해지는 응력의 대부분이 피질골에 흡수됨을 의미한다 (Tables 3 and 4). 미니스크류의 사용 시 힘이 가해지는 방향으로 식립 부위의 피질골 상부 가장자리에서 골의 최대응력이 발생함을 보고한 Motoyoshi 등<sup>37</sup>의 연구와 교정용 미니스크류를 적용할 때 응력 분포의 대부분이 피질골에 집중된다는 Lim 등<sup>19</sup>과 Byoun 등<sup>20</sup>의 연구와 유사한 결과를 보였다. 한편, Motoyoshi 등<sup>37,38</sup>은 미니스크류의 안정성을 위해서는 피질골의 두께 및 강도(stiffness)가 중요한 요인임을 지적하였다. 일반적으로 상악골은 하악골에 비해 피질골의 두께가 얇고, 그 밀도도 작은 것으로 알려져 있다. 그러나 상악골에서도 저작력의 주된 전과 경로인 관골하 능선(infrazygomatic crest) 부위와 비부 주변(paranasal area)은 상대적으로 피질골이 두껍고 밀도가 높아 교정적 또는 악정

형적으로 미니플레이트를 식립할 때 좋은 적용 부위가 될 수 있다.<sup>15,22,23</sup>

미니스크류의 길이와 개수에 따라 골에 가해지는 최대 응력을 비교한 결과, 미니스크류 세 개로 고정된 것보다는 두 개로 고정된 모델에서, 길이가 6 mm인 것보다는 4 mm인 모델에서 각각 피질골에 가해지는 최대 응력이 큰 경향을 보였으며 해면골에서도 비슷한 경향이었으나 예외적으로 두 개의 미니스크류가 식립된 길이 6 mm 모델이 4 mm 모델에 비해 해면골의 최대 응력이 컸다 (Table 4). Lim 등<sup>19</sup>과 Yoon 등<sup>39</sup>은 동일 직경의 미니스크류로 식립된 경우 특정한 길이 이상에서는 길이 증가와 상관없이 골내 응력이 일정하다고 보고하였다. 한편 Motoyoshi 등<sup>37</sup>은 abutment가 있는 미니스크류의 사용이 골내의 응력 집중을 감소시킬 수 있다고 하였다. 미니플레이트 시스템은 여러 개의 미니스크류로 고정된다는 점에서 단일 임플란트나 교정용 미니스크류와는 역학적인 차이가 있으므로 이러한 연구 결과와 비교하는 것은 한계가 있다. 본 연구 결과는 미니플레이트의 초기 안정성을 위해서 길이가 긴 6 mm 미니스크류를, 가능한 세 개 사용하여 고정하는 것이 유리하다는 것을 보여준다. 이러한 결과로 큰 힘이 필요한 상악골 전방견인처럼 상악골에 미니플레이트를 고정할 경우 6 mm보다 긴 미니스크류를 네 개 이상 사용할 수 있으나, 현실적으로 상악동 천공 가능성이 높고, 수술 범위가 넓어져 국소마취하에서 접근하기 어렵다. 한편 저자들의 경험상 상악골 전방견인을 위해 미니스크류를 두 개 식립하는 경우 미니플레이트의 동요도가 증가되어 재고정하는 빈도가 높았으며, 골에 가해지는 응력이 pathologic threshold (60 MPa)를 초과할 경우 골의 변형이 일어남을 보고한 Frost<sup>40</sup>의 연구에 비추어 볼 때에도, 본 연구의 미니스크류 두 개로 고정된 모델(b, d)의 안정성은 떨어질 것으로 생각된다. 따라서 저자들은 6 mm 혹은 4 mm의 미니스크류 세 개로 고정할 것을 추천한다.

한편 미니플레이트에 가해지는 교정력의 견인 방향에 따라 골에 가해지는 최대 응력을 비교한 결과 교정력의 견인 방향이 증가할수록 모든 모델(A - D)에서 피질골의 응력이 증가되었는데 응력이 가장 집중되는 부위는 힘 적용점에 가까운 미니스크류 식립 부위였다 (Fig 2). 이에 반해 해면골 내에서 응력이 집중되는 부위는 미니스크류 길이에 관계없이 세 개의 미니스크류가 식립된 경우에는 힘 적용점에 가까운 두 지점이었으며, 두 개의 미니스크류가

식립된 경우에는 두 식립 지점 모두에서 응력이 집중되었다 (Fig 2). 이는 미니플레이트의 고정되지 않은 가장 원심측 두 개의 hole을 연결한 가상의 축에 대해 교정력의 방향이 벗어날수록 적용된 힘이 미니플레이트와 미니스크류를 통해 피질골에 골고루 분산되지 못하고 한 곳으로 응력이 집중되어 골내 고정원의 안정성에 문제가 발생할 수 있음을 의미한다. 따라서 이러한 점을 고려하여 임상 적용 시, 상악골 전방견인을 위한 곡선형 미니플레이트는 미니플레이트의 고정되지 않는 원심측 두 개의 hole을 연결한 가상의 축이 일반적인 상악골 전방견인 방향인 교합 평면에 대해 30° 하방으로 가급적 일치되도록 식립하는 것이 골내 응력이 최소화된다는 점에서 유리할 것으로 생각된다. 또한 구치부의 압하나 치열의 후방견인 같은 교정 치료 목적으로 사용시에도 역시 힘의 방향과 미니플레이트의 축이 일치되도록 미니플레이트를 식립하고, 이러한 위치가 힘든 경우에는 힘의 방향과 미니플레이트의 축이 30° 이상 벗어나지 않도록 하거나 Y 또는 T자 형태의 미니플레이트의 식립을 고려해 볼 수 있다.

미니스크류의 길이, 개수 및 교정력의 견인 방향에 따라 미니스크류의 최대 변위를 비교한 결과, 미니스크류의 개수가 세 개인 모델보다는 두 개인 모델에서 그리고, 길이 6 mm 미니스크류로 고정된 모델보다는 길이 4 mm로 고정된 모델에서 최대 변위가 더 큰 경향을 보였다. 이 결과는 교정용 미니스크류의 길이 6 mm보다 8 mm에서 미니스크류의 안정성이 높다고 보고한 Chen 등<sup>18</sup>의 결과와 임플란트에 있어서 직경이 굵고 길수록 높은 생존율을 보인다는 Morris 등<sup>41</sup>의 연구와 유사하였다. 또한 네 개의 모델 모두에서 교정력의 견인 방향이 증가할수록 최대 변위가 증가되는 경향을 보였으며 (Table 5, Fig 3), 변위가 가장 큰 부위는 힘 적용점으로부터 가장 가까운 부위에 식립된 미니스크류 부위였다. 실험에 사용된 외과용 미니플레이트의 안정성이 미니스크류의 골유착(osseointegration)이 아닌 기계적 결합(mechanical locking)에 의해 주로 이루어진다는 점에서 미니스크류의 변위 즉 탈락 가능성을 줄이기 위해서는 6 mm 길이의 미니스크류 세 개를 식립하는 것이 가장 유리하며, 교정력의 적용방향에 곡선형 미니플레이트의 가상의 축이 가급적 일치되도록 하는 것이 좋을 것으로 생각된다. 간혹 임상에서 생체 내에서의 골 개조(bone remodeling) 현상에 의해 일부 미니스크류와 미니플레이트 주변부에 골의 침착(bone ingrowth)이 나타나 미니스크류의 고

정성(fixation)에 도움이 되기도 한다.

본 연구에서는 골 표면을 단순화하여 미니플레이트를 미니스크류로 고정된 모델을 사용하였으므로 일반적인 골 표면의 골곡 정도나 상악동 등의 해부학적 제한 등이 고려되지 못한 점과 미니스크류 주변에서의 골 개조현상(bone remodeling) 등을 반영하지 못하는 한계점이 있다. 따라서 악안면 영역과 유사한 모델을 이용한 유한 요소법적 연구, 골개조 현상이 임상에서 미니플레이트의 안정성에 미치는 영향이나 힘의 적용 방향에 따른 곡선형 미니플레이트의 안정성의 문제점을 보완하기 위해 다른 미니플레이트 디자인과의 비교 연구 및 이러한 골내 고정원 사용이 악골에 미치는 장기적인 악정형 효과 등에 관한 추가 연구가 필요하리라 생각된다.

## 결론

교정력을 적용하기 위한 미니플레이트 시스템의 골내 고정원 적용 시 미니스크류의 길이, 수 및 견인 방향에 따른 응력 분포와 미니스크류의 변위 양상을 3차원 유한요소 분석으로 비교한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 골에 나타나는 최대응력을 비교한 경우, 동일 길이의 미니스크류가 식립된 경우 미니스크류 개수가 적은 두 개에서 피질골 내에 응력이 집중되었으며 동일 개수의 미니스크류가 식립된 경우 길이가 짧은 4 mm에서 피질골 내에 응력이 집중되었다.
2. 미니스크류의 최대 변위는 동일 길이의 미니스크류가 식립된 경우 미니스크류 개수가 적은 두 개에서, 동일 개수의 미니스크류가 식립된 경우 길이가 짧은 4 mm에서 증가하였다.
3. 미니플레이트의 가상의 축 방향에 대해 교정력의 견인 방향이 증가할수록 골 내의 최대 응력과 미니스크류의 최대 변위가 증가하였다.
4. 골 내의 최대 응력과 미니스크류의 최대 변위는 적용된 견인력 지점에서 가장 가까운 미니스크류 식립 부위였다.

이상의 결과를 토대로 곡선형 미니플레이트 시스템을 골내 고정원으로 고려할 때, 특히 악정형 치료와 같이 큰 힘이 필요로 하는 경우 2 mm 직경, 6 mm 길이의 미니스크류 세 개를 식립할 것과 미니플레이트의 가상의 축에 대해 적용하는 교정력의

견인방향이 가급적 일치되도록 미니플레이트를 위치하는 것이 미니플레이트 시스템의 초기 안정성을 위해 유리할 것으로 생각된다.

#### 참고문헌

1. Turley PK, Kean C, Schur J, Stefanac J, Gray J, Hennes J, et al. Orthodontic force application to titanium endosseous implants. *Angle Orthod* 1988;58:151-62.
2. Linder-Aronson S, Nordenram A, Anneroth G. Titanium implant anchorage in orthodontic treatment an experimental investigation in monkeys. *Eur J Orthod* 1990;12:414-9.
3. Roberts WE, Helm FR, Marshall KJ, Gongloff RK. Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage. *Angle Orthod* 1989;59:247-56.
4. Odman J, Lekholm U, Jemt T, Thilander B. Osseointegrated implants as orthodontic anchorage in the treatment of partially edentulous adult patients. *Eur J Orthod* 1994;16:187-201.
5. Kokich VG. Managing complex orthodontic problem: the use of implants for anchorage. *Semin Orthod* 1996;2:153-60.
6. Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod* 1983;17:266-9.
7. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1998;13:201-9.
8. Park HS. The skeletal cortical anchorage using titanium micro-screw implants. *Korean J Orthod* 1999;29:699-706.
9. Ko DI, Lim SH, Kim KW. Treatment of occlusal plane canting using miniscrew anchorage. *World J Orthod* 2006;7:269-78.
10. Xun C, Zeng X, Wang X. Microscrew anchorage in skeletal anterior open-bite treatment. *Angle Orthod* 2007;77:47-56.
11. Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open-bite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;115:166-74.
12. Sugawara J, Nishimura M. Minibone plates: the skeletal anchorage system. *Semin Orthod* 2005;11:47-56.
13. Singer SL, Henry PJ, Rosenberg I. Osseointegrated implants as an adjunct to facemask therapy: a case report. *Angle Orthod* 2000;70:253-62.
14. Enacar A, Giray B, Pehlivanoglu M, Iplikcioglu H. Facemask therapy with rigid anchorage in a patient with maxillary hypoplasia and severe oligodontia. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123:571-7.
15. Cha BK, Lee NK, Choi DS. Maxillary protraction treatment of skeletal Class III children using miniplate anchorage. *Korean J Orthod* 2007;37:73-84.
16. Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:18-25.
17. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:109-14.
18. Chen CH, Chang CS, Hsieh CH, Tseng YC, Shen YS, Huang IY, et al. The use of microimplants in orthodontic anchorage. *J Oral Maxillofac Surg* 2006;64:1209-13.
19. Lim JW, Kim WS, Kim IK, Son CY, Byun HI. Three dimensional finite element method for stress distribution on the length and diameter of orthodontic miniscrew and cortical bone thickness. *Korean J Orthod* 2003;33:11-20.
20. Byoun NY, Nam EH, Yoon AY, Kim IK. Three-dimensional finite element analysis for stress distribution on the diameter of orthodontic mini-implants and insertion angle to the bone surface. *Korean J Orthod* 2006;36:178-87.
21. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:373-8.
22. Kircelli BH, Pektas ZO, Uckan S. Orthopedic protraction with skeletal anchorage in a patient with maxillary hypoplasia and hypodontia. *Angle Orthod* 2006;76:156-63.
23. Zhou YH, Ding P, Lin Y, Qiu LX. Facemask therapy with miniplate implant anchorage in a patient with maxillary hypoplasia. *Chin Med J (Engl)* 2007;120:1372-5.
24. Kim JH, Joo JY, Park YW, Cha BK, Kim SM. Study of maxillary cortical bone thickness for skeletal anchorage system in Korean. *J Korean Oral Maxillofac Surg* 2002;28:249-55.
25. 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.
26. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. 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.
27. Erkmen E, Simsek B, Yücel E, Kurt A. Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: setback surgery-posterior loading. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2005;43:97-104.
28. Chen YH, Chang HH, Chen YJ, Lee D, Chiang HH, Yao CC. Root contact during insertion of miniscrews for orthodontic anchorage increases the failure rate: an animal study. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:99-106.
29. Kokich VG, Shapiro PA, Oswald R, Koskinen-Moffett L, Clarren SK. Ankylosed teeth as abutments for maxillary protraction: a case report. *Am J Orthod* 1985;88:303-7.
30. Cha BK, Park YW, Lee NK, Lee YH. Two new modalities for maxillary protraction therapy: international ankylosis and distraction osteogenesis. *J Korean Dent Assoc* 2000;38:997-1007.
31. Schwimmer A, Greenberg AM, Kummer F, Kaynar A. The effect of screw size and insertion technique on the stability of the mandibular sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1994;52:45-8.
32. Tharanon W. Comparison between the rigidity of bicortical screws and a miniplate for fixation of a mandibular setback after a simulated bilateral sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1998;56:1055-8.
33. Edwards RC, Kiely KD, Eppley BL. Fixation of bimaxillary osteotomies with resorbable plates and screws: experience in 20 consecutive cases. *J Oral Maxillofac Surg* 2001;59:271-6.
34. Maurer P, Holweg S, Schubert J. Finite-element-analysis of different screw-diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. *J Craniomaxillofac Surg* 1999;27:365-72.
35. Rohlmann A, Mossner U, Bergmann G, Kolbel R. Finite-element-analysis and experimental investigation in a femur with



- hip endoprosthesis. *J Biomech* 1983;16:727-42.
36. Tanne K, Miyasaka J, Yamagata Y, Sachdeva R, Tsutsumi S, Sakuda M. Three-dimensional model of the human craniofacial skeleton: method and preliminary results using finite element analysis. *J Biomed Eng* 1988;10:246-52.
37. Motoyoshi M, Yano S, Tsuruoka T, Shimizu N. Biomechanical effect of abutment on stability of orthodontic mini-implant. A finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:480-5.
38. Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N. Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:779-84.
39. Yoon BS, Choi BH, Lee WY, Kim KN, Shim HB, Park JH. A study on titanium miniscrew as orthodontic anchorage; an experimental investigation in dogs. *Korean J Orthod* 2001;31:517-23.
40. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's law for clinicians. *Angle Orthod* 2004;74:3-15.
41. Morris HF, Winkler S, Ochi S, Kanaan A. A new implant designed to maximize contact with trabecular bone: survival to 18 months. *J Oral Implantol* 2001;27:164-73.

## Factors influencing primary stability of miniplate anchorage: a three-dimensional finite element analysis

Nam-Ki Lee, DDS, MSD,<sup>a</sup> Dong-Soon Choi, DDS, MSD,<sup>a</sup> In-San Jang, DDS,<sup>b</sup>  
Bong-Kuen Cha, DDS, MSD, Dr. med. Dent<sup>c</sup>

**Objective:** The purpose of this study was to evaluate the stress distribution in bone and displacement distribution of the miniscrew according to the length and number of the miniscrews used for the fixation of miniplate, and the direction of orthodontic force. **Methods:** Four types of finite element models were designed to show various lengths (6 mm, 4 mm) and number (3, 2) of 2 mm diameter miniscrew used for the fixation of six holes for a curvilinear miniplate. A traction force of 4 N was applied at 0°, 30°, 60° and 90° to an imaginary axis connecting the two most distal unfixed holes of the miniplate. **Results:** The smaller the number of the miniscrew and the shorter the length of the miniscrew, the more the maximum von Mises stress in the bone and maximum displacement of the miniscrew increased. Most von Mises stress in the bone was absorbed in the cortical portion rather than in the cancellous portion. The more the angle of the applied force to the imaginary axis increased, the more the maximum von Mises stress in the bone and maximum displacement of the miniscrew increased. The maximum von Mises stress in the bone and maximum displacement of the miniscrew were measured around the most distal screw-fixed area. **Conclusions:** The results suggest that the miniplate system should be positioned in the rigid cortical bone with 3 miniscrews of 2 mm diameter and 6 mm length, and its imaginary axis placed as parallel as possible to the direction of orthodontic force to obtain good primary stability. (*Korean J Orthod* 2008;38(5):304-313)

**Key words:** Miniplate, Anchorage, Primary stability, Finite element analysis

<sup>a</sup>Assistant professor, <sup>c</sup>Professor, Department of Orthodontics, School of Dentistry, Kangnung National University.

<sup>b</sup>Postgraduate student, Department of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Graduate School of Biomedical Sciences, Nagasaki University, Japan.

Corresponding author: Nam-Ki Lee.

Department of Orthodontics, School of Dentistry, Kangnung National University, 120, Gangneung Daehangno, Gangneung 210-702, Korea.

+82 33 640 2756; e-mail, ortho0328@hanmail.net.

Received May 20, 2008; Last Revision August 13, 2008; Accepted August 16, 2008.