

교정용 미니임플란트의 직경 및 식립각도에 따른 응력 분포에 관한 3차원 유한요소 분석

변나영^a · 남은혜^a · 윤영아^b · 김일규^c

본 연구는 고정원 보강을 위하여 사용하는 교정용 미니임플란트의 직경 및 식립각도에 따른 응력 분포 양상을 알아보기 위하여 시행되었다. 미니임플란트의 직경 및 피질골 표면에 대한 식립각도에 따른 응력 분포 양상을 관찰하기 위하여 $15 \times 15 \times 20 \text{ mm}^3$ 의 육면체에서 식립되는 피질골의 두께를 1.0 mm로 하였으며, 미니임플란트의 길이를 8.0 mm로 고정하고 직경은 1.2 mm, 1.6 mm와 2.0 mm, 식립각도는 피질골 표면에 대해 90°, 75°, 60°, 45° 및 30°인 3차원 유한요소 모델로 제작한 다음, 미니임플란트 두부중심에 각도 변화 평면에 대하여 수직 방향으로 200 gm의 수평력을 가하여 응력 분포 양상과 크기를 3차원 유한요소 해석 프로그램인 ANSYS를 이용하여 비교하였다. 골에 나타나는 최대 응력은, 식립각도와 무관하게 미니임플란트의 직경이 증가할수록 응력이 감소하였고, 대부분의 응력이 피질골에서 흡수되었다. 또한 미니임플란트의 직경이 증가하고 식립각도가 감소함에 따라 피질골과 접촉면적이 유의성 있게 증가하였으나, 피질골에 나타나는 최대응력은 식립각도 보다 피질골 표면과 접촉하는 미니임플란트 위치가 더 유의한 연관성을 가졌다. 이상의 결과는 미니임플란트 사용 시 골내 응력 분포는 식립각도의 감소보다는 미니임플란트 직경 증가와 미니임플란트와 피질골 표면의 접촉위치가 미니임플란트의 유지 및 안정성에 영향을 주므로 미니임플란트의 식립 시 이에 대한 고려가 필요할 것으로 생각된다.

(주요 단어: 응력 분포, 교정용 미니임플란트, 직경, 식립각도)

서 론

적절한 고정원의 확보는 치성 그리고 골격성 부정 교합의 치료계획 수립에 있어 필수적이다. 불행히도 치아를 고정원으로 사용할 경우 원치 않는 치아의 이동이 발생할 수 있고, 치료에 많은 제한이 따르며 기

존의 고정원으로는 최대의 치료 목표를 달성할 수 없게 된다. 고정원의 소실을 최소화하기 위해 여러 개의 치아를 묶어 사용하고 고정원 부위는 모멘트를 크게 하여 치체이동이 일어나도록 하여 고정원을 보강하는 방법도 사용되었다. 그러나 이러한 노력에도 불구하고 구내장치에 의하여 얻어지는 어떤 형태의 고정원 장치도 고정원 소실이 없는 절대적인 고정원을 제공할 수 없고, 어느 정도의 고정원 소실은 불가피한 것으로 여겨지고 있다. 이를 보완하기 위하여 헤드기어 등의 구외 교정력을 사용할 경우 전적으로 환자 협조도에 의존하므로 치료 결과의 예측 및 달성에 많은 어려움이 따른다.

이에 환자의 협조도에 의존하지 않고 고정원의 상

^a 대학원생, ^b 임상강사, ^c 교수, 인하대학교 의과대학 치과학교실.

교신저자: 윤영아

인천 중구 신흥동 3가 7-206

인하대병원 치과센터 / 032-890-2470

orthoyoun@hanmail.net

원고접수일: 2005년 6월 28일 / 원고최종수정일: 2005년 11월

7일 / 원고재택일: 2005년 11월 9일

실이 없는 골내 고정원을 이용하는 연구가 이루어졌다. Roberts 등¹은 부적절한 고정원은 교정치료에서 가장 제한된 요인 중 하나이며 골고정원이 필요하다고 보고하였다. 또한 Higuchi와 Slack²에 의하면 골유착 티타늄 임플란트 연구 이전에는 견고한 구내 고정원의 적용을 예측할 수 없었으나 골유착 티타늄 임플란트의 사용으로 반작용 없는 치아이동을 가능하게 했다고 보고하였다. 이후 지금까지 osseointegrated implant and onplant,³ zygomatic arch wiring,⁴ miniplate⁵ 등이 소개되었으나 implant와 onplant의 경우 고가이고, 2차 수술이 요구되며, 식립 후 교정력을 가하기까지 일정한 시간을 기다려야하는 단점이 있다. Zygomatic arch wiring의 경우 식립위치가 제한되며 외과적 술식이 복잡하고, miniplate는 교정력을 가하기 용이하나 부피가 크고 외과적 술식이 필요하며 구강 위생상의 문제가 발생할 수 있다.

이러한 단점을 보완하기 위해 최근 Kanomi⁶와 Costa 등⁷이 티타늄 미니임플란트를 소개한 이후 현재 임상에서 활발히 이용되고 있다. 티타늄으로 만들어진 작은 나사 모양의 미니임플란트는 구강악안면 외과 영역에서 이미 오래전부터 안면골절이나 악안면 성형수술 시 분리된 골편들을 고정시키기 위해 miniplate와 함께 사용되었다. 이후 많은 임상증례를 통하여 미니임플란트를 교정영역에 사용함으로써 miniplate없이 미니임플란트만으로도 충분한 고정원을 얻을 수 있다고 하였다. 미니임플란트는 매식과 제거가 쉽고, 구강내 여러 부위에 적용이 가능하며, 환자가 느끼는 불편감이나 비용적인 부담이 적고, 제거가 용이하며 치유가 빠르다는 장점이 있으나,⁸⁻¹¹ 탈락과 연조직 염증으로 인한 실패가 있을 수 있다.^{12,13}

최근 미니임플란트의 사용이 보편화되어 가고 있지만 미니임플란트의 응력 분포에 관한 연구는 부족하여, 유한요소 분석법을 통하여 다양한 미니임플란트의 직경 및 식립각도에 따른 응력 분포에 관하여 분석함으로써, 교정용 미니임플란트의 임상 적용 시 도움이 되고자 시행하였다.

연구재료 및 방법

기본모델

모델의 설계는 상악 제2소구치와 제1대구치 사이의 상악골 부위를 수평 절단한 것으로 가정하였으며, self drilling-method를 이용하는 교정용 미니임플란

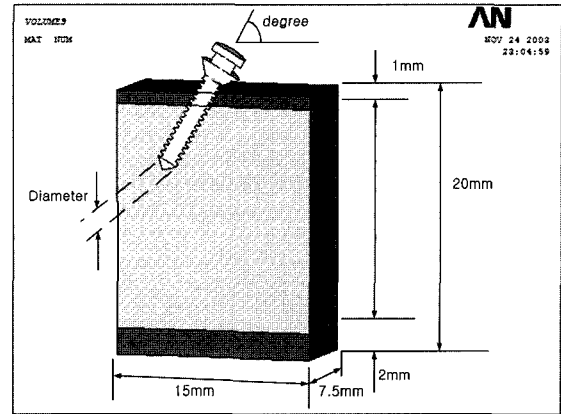


Fig 1. Three-dimensional finite element model for stress-distribution of orthodontic mini-implant in the maxilla.

트, 치밀골 및 해면골로 이루어진 3차원 유한요소 모델을 기본 모델로 제작하였다. 미니임플란트 모델은 Dual-Top Anchor Screw (Jeil Medical, Seoul, Korea)에서 CAD (Computer Aided Design) 데이터를 참조하여 3차원 형상의 유한요소 모델로 제작하였다.

모델제작

미니임플란트의 직경과 식립각도 변화에 따른 응력 분포 양상과 크기를 관찰하기 위하여 피질골의 두께를 1.0 mm, 해면골의 두께는 17.0 mm, 기저부 피질골의 두께를 2.0 mm로 일정하게 하고 15.0 × 15.0 × 20 mm³인 육면체 구조로 단순화하여 설정하였다. 상악골 모델의 중앙에 미니임플란트를 식립하였고, 치은의 두께를 고려하여 수직 식립 시 상악골 모델의 표면에서 상방으로 1.0 mm의 간격을 설정하였다. 미니임플란트의 길이는 8 mm로 고정하고, 직경은 일반적으로 많이 사용되고 있는 1.2 mm, 1.6 mm, 2.0 mm의 3가지로, 식립각도는 상악골 표면에 대하여 90°, 75°, 60°, 45°와 30°의 5가지로 분류하여 총 15개의 모델을 제작하고 유한요소의 적용에 있어서는 8절점의 ANSYS Solid 45 유한요소(ANSYS, Cannonsburg, PA, USA)를 사용하였다 (Fig 1).

경계조건과 재료의 물성치 부여

경계조건은 피질골 및 해면골의 내부 경계선에 움

Table 1. Material properties of three dimensional finite element models

Materials	Parameters	
	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio
Screw	1.1×10^5	0.35
Cortical Bone	1.5×10^4	0.30
Cancellous Bone	1.5×10^3	0.30

MPa, Megapascal (N/mm²).

직입이 전혀 발생하지 않도록 하기 위해 양쪽 모서리의 절단면 부분들 X, Y 및 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 및 Z축 3방향으로 동일하다는 등방성을 갖는 것으로 가정하였다.

재료의 물성치로 피질골 및 해면골의 탄성계수 (Young's modulus)와 Poisson's ratio는 Geng 등¹⁴과 Stegaroiu 등¹⁵의 선학들의 연구를 참고로 하였으며, 임플란트의 물성치는 Sakaguchi와 Borgensen¹⁶의 연구에 따라 임플란트와 동등하게 보았다 (Table 1).

힘의 적용

제작한 유한요소 모델 각각에 미니임플란트를 이용한 교정치료 과정에서 발생하게 되는 교정력을 고려하여 미니임플란트의 두부중심에 각도변화 평면에 대하여 수직 방향으로 200 gm의 수평력을 가하였다.

응력분석

본 연구에 사용한 3차원 유한요소 해석 프로그램은 상용 유한요소 해석 프로그램(FEA Package program)인 ANSYS를 이용하여, pre-processing, solving 및 post-processing을 수행하였다. 응력결과 여러 가지 응력값 중 1축 등가 비교응력인 von Mises stress를 이용하여 각 모델에서의 응력 분포 및 변형을 비교 분석하였으며, 이들 응력 분포의 차이를 가시화하기 위하여 응력의 크기에 따라 적색에서 청색까지 6단계의 색상으로 구분하여 표시함으로써 전체적인 응력 분포 양상을 비교 관찰하였다.

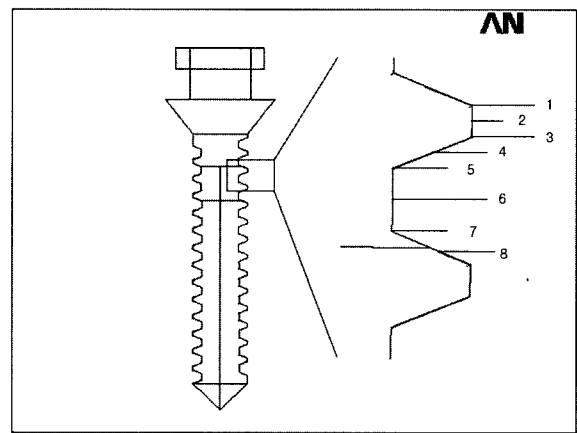


Fig 2. Contact point of the mini-implant and cortical bone surface.

접촉면적

연구에 사용한 3차원 유한요소 해석 프로그램인 ANSYS를 이용하여, 접촉면적에 따른 응력값의 비교를 위해 직경과 식립각도 변화에 따라 미니임플란트와 접촉되는 피질골의 면적을 조사하였다.

피질골 표면과 미니임플란트 나사 접촉 위치에 따른 응력 분포

교정용 미니임플란트가 원통형이 아닌 나사 형태임을 고려하여 이부위에서 피질골 표면과 접촉되는 나사부위를 8점으로 나누어 각 위치에 따른 최대 응력값의 차이를 관찰하였다 (Fig 2). 이를 위하여 1.6 mm 직경의 미니임플란트를 수직으로 식립후 피질골 표면과 접촉되는 미니임플란트 나사내의 위치에 따른 최대 응력값을 비교하였다.

Table 2. Maximum von Mises stress (MPa) with different diameters and insertion angles

Material	D	Angle				
		90°	75°	60°	45°	30°
Cortical bone	1.2	14.800	15.100	17.700	11.800	15.800
Cancellous bone	1.2	0.5422	0.6305	0.3640	0.2174	0.4675
Cortical bone	1.6	5.0500	4.2600	6.8800	4.6300	6.2400
Cancellous bone	1.6	0.1886	0.1803	0.1507	0.1480	0.1600
Cortical bone	2.0	2.4400	2.7600	3.1900	3.4700	3.5800
Cancellous bone	2.0	0.1261	0.2322	0.1153	0.1045	0.1255

D, Diameter of the mini-implant (mm); MPa, Megapascal (N/mm²).

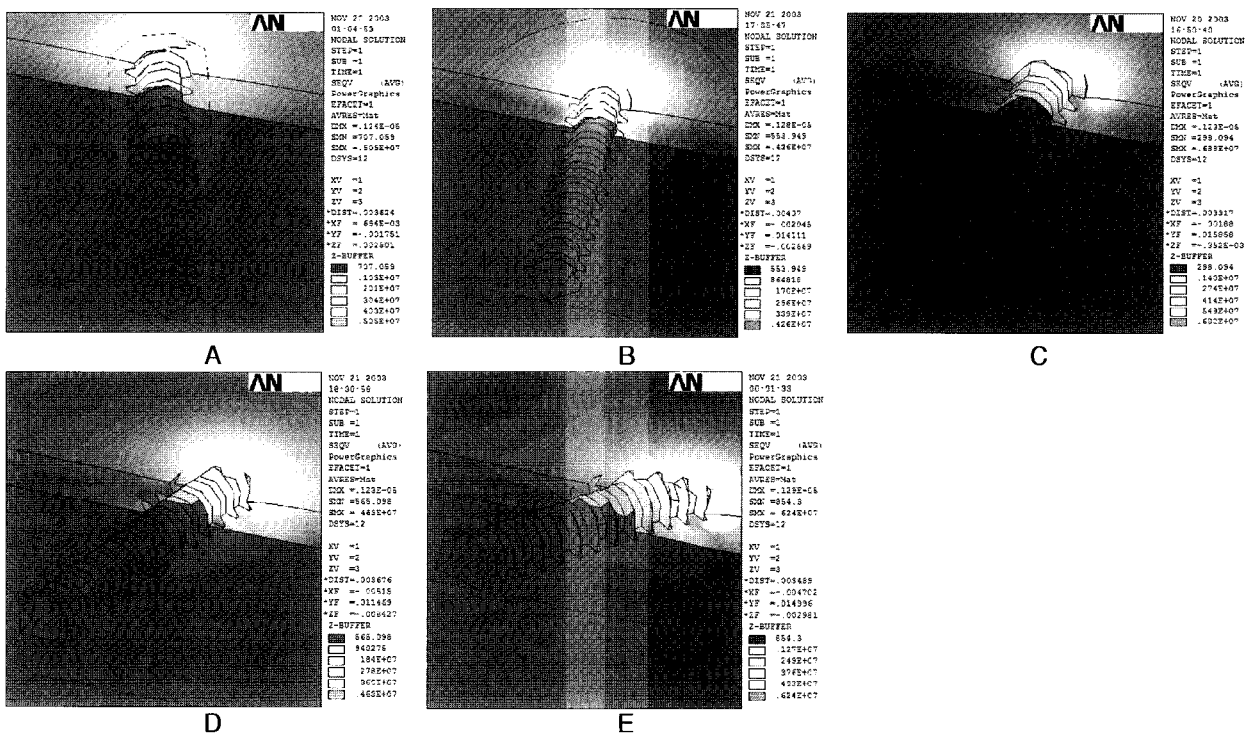


Fig 3. The stress contour in the cortical bone around the 1.6 mm diameter mini-implant with different insertion angles. A, 90°; B, 75°; C, 60°; D, 45°; E, 30°.

연구결과

교정용 미니임플란트의 직경 및 식립각도에 따른 최대 응력값 비교

피질골에 작용하는 최대 응력값 비교

피질골에 작용하는 최대 응력값은 미니임플란트

직경이 1.2 mm이고 식립각도가 90°, 75°, 60°, 45° 및 30°인 경우 각각 14.8 MPa, 15.1 MPa, 17.7 MPa, 11.8 MPa과 15.8 MPa로 나타났고, 1.6 mm 직경의 미니임플란트에서는 각각 5.05 MPa, 4.26 MPa, 6.88 MPa, 4.63 MPa과 6.24 MPa로 나타났으며, 2.0 mm 직경의 미니임플란트에서는 각각 2.44 MPa, 2.76 MPa, 3.19 MPa, 3.47 MPa과 3.58 MPa로 나타났다 (Table 2).

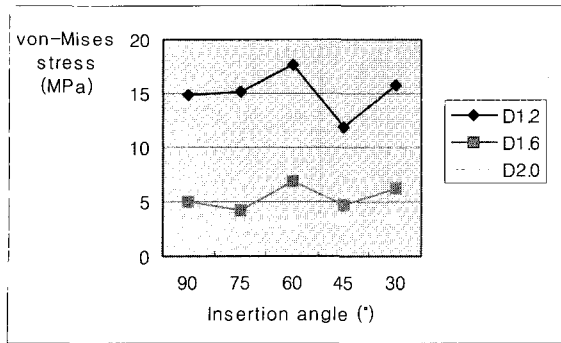


Fig 4. Maximum von Mises stress changes in cortical bone according to the diameter of the mini-implant and insertion angle. D, Diameter of mini-implant (mm); MPa, Megapascal (N/mm²).

피질골에 나타나는 응력 분포를 최고값인 적색에서 최저값인 청색까지 6가지 색상으로 표현하여 관찰한 결과, 대부분의 응력이 피질골에서 흡수되었고, 최대 응력 발생 부위는 미니임플란트와 예각을 이루는 피질골 표면 접촉 부위였다 (Fig 3). 위 결과에 따르면 피질골에 나타나는 최대 응력값은 미니임플란트 직경이 증가할수록 감소하였고, 특히 직경 1.2 mm의 최대 응력값은 직경 1.6 mm와 2.0 mm에 비해 매우 높았다. 식립각도 변화에 따른 응력 감소는 일정하지 않았다 (Fig 4).

해면골에 작용하는 최대 응력값 비교

해면골에 작용하는 최대 응력값은 미니임플란트의 직경이 1.2 mm이고 식립각도가 90°, 75°, 60°, 45° 및 30°인 경우 각각 0.5422 MPa, 0.6305 MPa, 0.3640 MPa, 0.2174 MPa과 0.4675 MPa로 나타났고, 1.6 mm 직경의 미니임플란트에서는 식립각도에 따라 각각 0.1886 MPa, 0.1803 MPa, 0.1507 MPa, 0.1480 MPa과 0.1600 MPa로 나타났으며, 2.0 mm 직경의 미니임플란트에서는 식립각도에 따라 각각 0.1260 MPa, 0.2322 MPa, 0.1153 MPa, 0.1045 MPa과 0.1255 MPa로 나타났다 (Table 2). 해면골에 나타나는 응력 분포를 최고값인 적색에서 최저값인 청색까지 6가지 색상으로 표현하여 관찰한 결과, 최대 응력 발생 부위는 미니임플란트와 접촉되는 피질골 표면의 하방부였다 (Fig 5). 위 결과에 따르면 해면골에 나타나는 최대 응력값은 미니임플란트 직경이 증가할수록 감소하였

으나 식립각도 변화에 따른 응력 감소는 일정하지 않았다 (Fig 6).

직경과 식립각도 변화에 따른 피질골내 미니임플란트 접촉면적의 변화

미니임플란트가 식립되는 피질골의 두께는 1.0 mm로 일정하게 설정하고 미니임플란트의 직경과 식립각도를 다르게 설정한 각각의 유한요소 모델에서 미니임플란트와 접촉되는 피질골의 면적을 조사하였다.

미니임플란트의 직경이 1.2 mm이고 식립각도가 90°, 75°, 60°, 45° 및 30°인 경우 접촉면적은 각각 2.44 mm², 2.62 mm², 2.75 mm², 3.48 mm²와 4.67 mm²로 나타났고, 1.6 mm 직경의 미니임플란트에서는 식립각도에 따라 각각 3.49 mm², 3.62 mm², 3.88 mm², 4.95 mm²와 6.91 mm²로 나타났으며, 2.0 mm 직경의 미니임플란트에서는 식립각도에 따라 각각 4.54 mm², 4.67 mm², 5.26 mm², 6.28 mm²와 9.08 mm²로 나타났다 (Table 3). 위 결과에 따르면 미니임플란트와 접촉되는 피질골의 면적은 미니임플란트 직경이 증가할수록, 피질골 표면에 대한 식립각이 감소할수록 증가하였다 (Fig 7).

피질골 표면과 미니임플란트 나사 접촉위치에 따른 최대 응력값 변화

미니임플란트와 예각을 이루는 피질골 표면 접촉 부위에서 최대 응력값이 표현되므로, 미니임플란트 나사부위를 8점으로 나누어 피질골 표면과 접촉되는 미니임플란트 나사내의 위치에 따른 최대 응력값의 비교 시 접촉점 5에서 가장 높게 나타났다 (Fig 8).

직경 및 식립각도에 따라 피질골 표면과 접촉되는 미니임플란트 나사 위치를 관찰한 결과 직경 1.2 mm의 경우 60°로 식립 시 접촉점 5에서 피질골 표면과 접촉되어 같은 직경 내에서 가장 높은 최대 응력값을 보였고, 직경 1.6 mm의 경우 60°로 식립 시 접촉점 5에서 피질골 표면과 접촉되어 같은 직경 내에서 가장 높은 최대 응력값을 보였으며, 직경 2.0 mm의 경우 30°로 식립 시 접촉점 5에서 피질골 표면과 접촉되어 같은 직경 내에서 가장 높은 최대 응력값을 나타내었다 (Table 4, Fig 4).

Table 3. Contact area (mm²) with different diameters and insertion angles

D	Angle				
	90°	75°	60°	45°	30°
1.2	2.44	2.62	2.75	3.48	4.67
1.6	3.49	3.62	3.88	4.95	6.91
2.0	4.54	4.67	5.26	6.28	9.08

D, Diameter of mini-implant (mm).

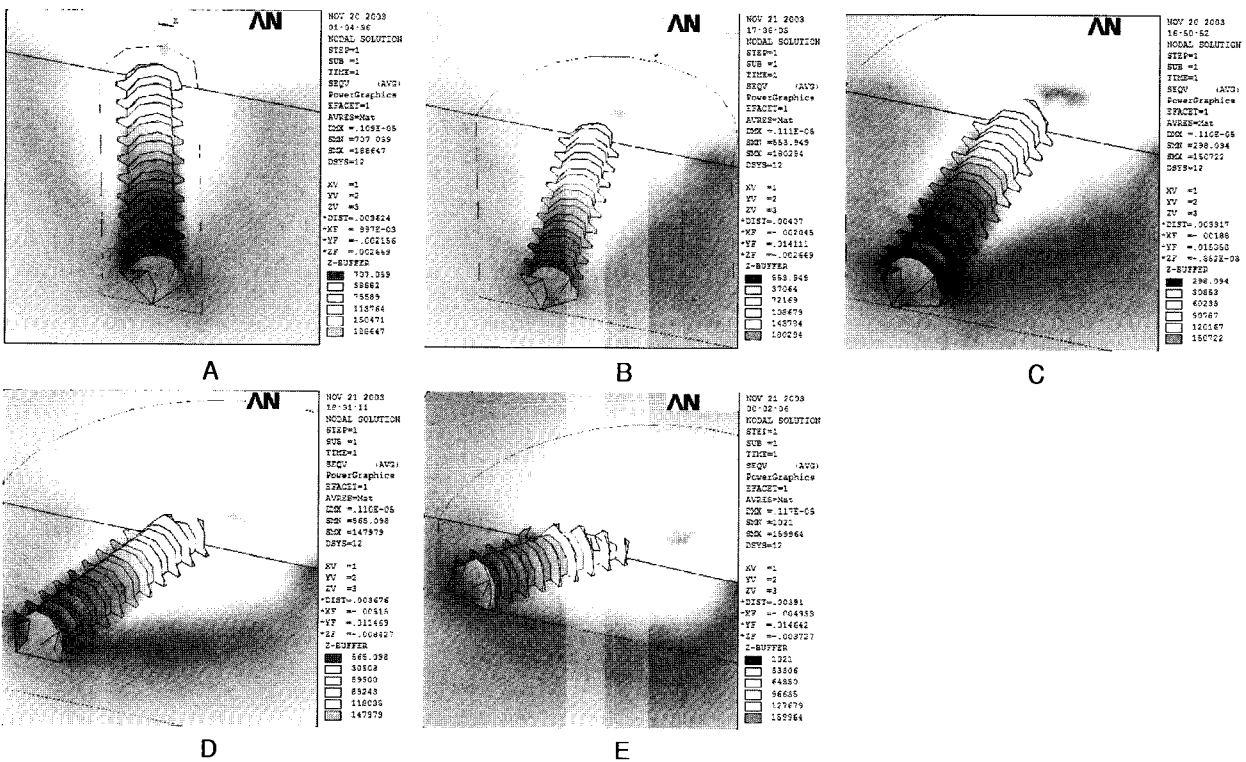


Fig 5. The stress contour in the cancellous bone around the 1.6 mm diameter mini-implant with different insertion angles. A, 90°; B, 75°; C, 60°; D, 45°; E, 30°.

총괄 및 고찰

효과적인 교정적 고정원의 확보를 위해 골내 고정원으로 implant, onplant, zygomatic arch wiring, miniplate 및 미니임플란트 등이 소개되었다. 이러한 고정원은 식립과 제거가 용이하고 식립부위가 비교적 자유로워야 하며 골내 안정성이 요구된다. 현재 여러 실험과 임상술식을 통해 많이 사용되고 있는 것이

미니임플란트이다. 미니임플란트는 식립과 제거가 간편하고 임플란트와 다르게 식립 후 장시간 기다릴 필요 없이 바로 치료에 사용할 수 있으며 일반적으로 교정치료 영역에서 사용되는 힘에는 큰 무리 없이 견뎌내어 절대 고정원이라는 고유의 장점도 가진다. 이는 환자의 협조에 의존하지 않고도 치아에서 얻을 수 없는 견고한 고정을 얻을 수 있을 뿐 아니라, 모멘트를 고려하여 적절한 잇몸부위에 식립함으로써 원하

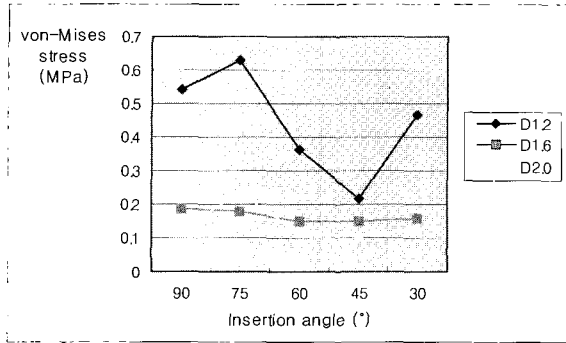


Fig 6. Maximum von Mises stress changes in cancellous bone according to the diameter of the mini-implant and insertion angle. D, Diameter of mini-implant (mm); MPa, Megapascal (N/mm²).

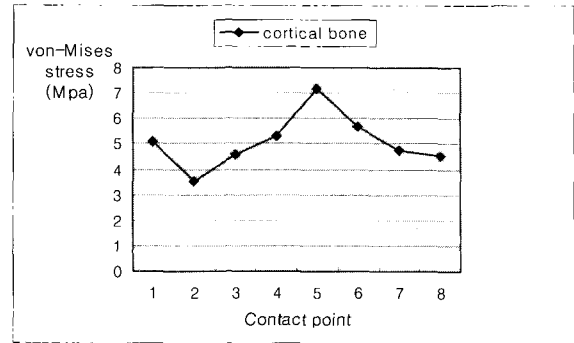


Fig 8. Maximum von Mises stress changes in cortical bone surface according to different contact points on the 1.6 mm diameter mini-implant shown in Fig 7. MPa, Megapascal (N/mm²).

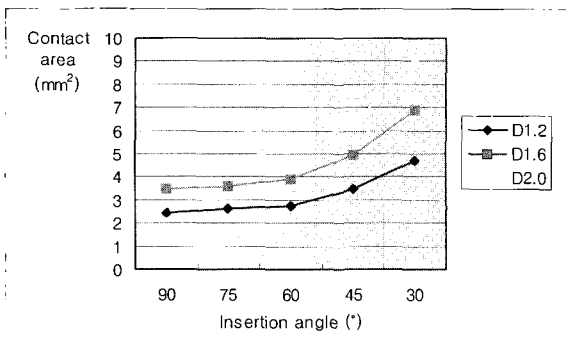


Fig 7. The changes in the contact area with different diameters and insertion angles. D, Diameter of mini-implant (mm).

는 만큼 다양하게 힘의 방향을 설계할 수 있다는 장점도 있다. 그러나 단점으로 탈락, 감염의 위험성, 삼차원적인 힘 적용의 어려움, 치근 손상 등이 있다. 이러한 문제점을 극복하기 위해 여러 임상가들^{12,17,18}은 다양한 경험을 통한 새로운 치료방법들을 지속적으로 발표하고 있다.

주로 구강내 고정원을 위해 직경은 1.2 mm부터 2.0 mm까지, 길이는 4.0 mm부터 12.0 mm까지의 미니임플란트를 식립하고자 하는 부위의 연조직 두께, 골의 상태, 치근 및 인접 해부학적 구조물 등을 고려하여 사용하는데, 임플란트의 직경, 길이, 식립각도 변화에 따라 주위 골에 작용하는 응력이 변화하므로 교정력을 가하여도 충분히 유지될 수 있는 직경과 길이의

미니임플란트를 선택하여 적절한 각도로 식립하여야 한다. 교정용 미니임플란트 사용이 보편화됨에 따라 식립 시 주의할 점이나 고려해야 할 사항들에 대한 보고는 많으나,^{12,17} 교정적 고정원으로 미니임플란트를 효과적으로 사용하기 위해 미니임플란트 식립 시 식립각도에 관한 연구는 많지 않다.

일반적으로 외력에 대한 응력과 변위를 분석하는 방법으로 photoelasticity,¹⁹ holography,²⁰ strain gauge²¹와 유한요소 분석법 등이 있다. 이중 유한요소법은 각 요소를 해석한 후 방정식을 이용하여 해석할 대상 전체의 근사값을 얻고자 하는 것으로 불규칙하고 복잡한 기하학적 형태와 다양한 물성치로 이루어지는 구조물에 대해 그 특성을 모두 응력분석 과정내에 포함시킬 수 있으며 응력 분포 양상을 객관적으로 시각화할 수 있는 장점이 있다.²² 이 방법은 하나의 모델이 완성되면 하중조건 및 경계조건의 설정이 자유롭고 구조물의 모든 점에 대한 응력을 분석할 수 있기 때문에 구조적으로 복잡한 생체역학의 연구에 많이 이용된다.²³ 본 연구는 유한요소법을 통하여 현재 통용되고 있는 미니임플란트의 직경 및 식립각도 변화에 따른 응력 분포 양상을 비교하여 미니임플란트의 안정성에 어떠한 영향을 미치는지 알아보고자 하였다 (Fig 1).

티타늄 미니임플란트가 어느 정도의 교정력까지 저항할 수 있는지는 연구된 바 없지만 박²⁴은 150-200 gm의 교정력을 적용한 임상예들을 보고하였고 Proffit²⁵은 효과적인 교정력으로 10-120 gm을 제시하였다. 이들 논문의 결과에 따르면 본 연구에서 사용한

200 gm의 교정력은 사람에서 치아아동을 위하여 적용할 수 있는 적절한 힘의 크기로 추정된다.

경 등¹⁷은 미니임플란트는 식립 즉시 힘을 가해야 하므로 1차 안정성이 중요하며, 이는 일반적으로 직경이 클수록, 피질골이 두껍고 치밀할수록 증가한다고 하였다. 임프란트의 경우 초기 고정은 Meredith²⁶에 의하면 골과 임프란트 사이의 접촉량과 압축력에 의해 결정되어진다고 하였고, 따라서 미니임플란트에서도 이 두 요소를 향상시키는 것이 필요하리라 생각된다. 교정용 미니임플란트 식립 시 골과 미니임플란트의 접촉면적을 증가시키기 위한 방법으로 미니임플란트의 길이 및 직경 증가, 식립각도 변화등이 있고 압축력을 증가시키기 위한 방법으로 self-drilling type¹⁸을 선택할 수 있다. 임 등²⁷의 연구에 의하면 길이 및 직경에 따른 미니임플란트 및 골내에 나타나는 최대 응력값을 비교한 결과, 직경이 증가함에 따라 최대 응력값이 감소하였지만 같은 직경에서는 길이 증가와 상관없이 일정하다고 하였다. Misch²⁸의 임프란트 안정성에 관한 연구에서도 임프란트의 직경이 증가하면 기능적 표면이 증가하여 응력분산에 유리하다고 하였으나, 임프란트 길이가 증가하면 전체 표면적은 증가하지만 기능적 표면적의 증가는 크게 일어나지 않아 길이 증가는 임프란트 유지에 크게 도움이 되지 않는다고 하였다. 이를 고려하여 본 연구에서는 골과 미니임플란트의 접촉면적 증가를 위해 길이요소는 고정시키고 직경 변화에 따른 미니임플란트 및 주위골에 작용하는 최대 응력값을 비교한 결과, 대부분의 응력이 피질골에서 흡수되었으며 해면골에 전달되는 응력값은 1 MPa 미만으로 임상적 의미는 적을 것으로 생각된다. 또한 미니임플란트의 직경이 증가할수록 응력이 감소하였으며 이는 미니임플란트와 피질골의 접촉면적 증가와 유의한 연관성이 있었다. 특히 직경 1.2 mm의 최대 응력값은 직경 1.6 mm와 2.0 mm 보다 매우 높게 나타나 실제 임상적용에 있어 1.6 mm 직경 이상의 미니임플란트를 사용하는 것이 좋으리라 생각된다 (Tables 2 and 3).

임 등²⁷의 연구에서 미니임플란트의 직경이 1.2 mm인 경우 피질골에 나타나는 최대 응력값이 높게 나타나 이를 고려하여 미니임플란트를 골 표면에 경사지게 식립하는 것을 추천하였고 문¹²은 임플란트를 경사지게 식립하여 미니임플란트와 피질골의 접촉면적을 증가시키는 것이 응력 분산에 유리하며 미니임플란트 안정성을 향상시킨다고 하였다. 하지만 이는 미니임플란트가 원통형이 아닌 임플란트 나사 형태임

을 고려하지 않았다는 한계성이 있다. 본 연구에서는 직경에 따라 90°, 75°, 60°, 45°와 30°의 각도로 식립하여 최대 응력값을 비교한 결과 미니임플란트와 예각을 이루는 피질골 표면 부위에서 최대 응력값이 표현되었으며, 식립각도 감소에 따라 피질골내의 접촉면적이 증가함으로써 최대 응력값이 감소할 것이라는 예상과는 달리 최대 응력값의 감소가 일정하지 않았다. 이에 따라 식립된 미니임플란트와 치조골 사이의 예각을 이루는 부위에서, 피질골 표면과 접촉되는 미니임플란트 사이를 한단위로 하여 1에서 8의 대표되는 점으로 나누어 (Fig 2), 각각에서의 최대 응력값을 비교한 결과 접촉점 5에서 가장 큰 응력값을 나타내었다. 직경 1.2 mm와 1.6 mm의 경우 60°로 식립 시, 직경 2.0 mm의 경우 30°로 식립 시 미니임플란트 나사의 접촉점 5에서 피질골 표면과 접촉되며 최대응력값을 보였다.

유한요소 분석을 통한 응력 분포 연구에서 평균값이 아닌 최대값이 중요시되는 이유는 골에 대한 파괴력이 최대 응력을 받는 부위에서 시작되기 때문이다. 즉 평균값이 작다하여도 최대값이 크다면 결국 미니임플란트의 안정성에 불리하게 작용할 것이다. 만일 접촉점 5가 피질골 표면에 닿게 식립된 경우 식립 후 하중을 가했을 때 피질골 표면과 접촉되고 있는 미니임플란트 나사선내의 높은 응력 집중으로 초기 골 파괴점으로 작용할 수 있다. 이는 피질골내 임플란트 접촉면적 증가에 의한 응력 분산 영향보다 더 큰 영향을 미쳐 결국 미니임플란트의 안정성에 위대한 영향을 미치리라 생각된다.

본 연구 결과에 의하면 피질골 접촉면적의 증가보다 피질골 표면에 접촉되는 미니임플란트 위치가 더 큰 영향을 미치는 것으로 나타났다. 따라서 치근을 침범하지 않는 범위내에서 가능한 한 굵은 직경의 미니임플란트를 식립하여 피질골과의 접촉면적을 높여 응력 분포를 향상시키며, 응력집중을 고려하여 피질골 표면과 접촉되는 미니임플란트가 적절한 위치로 식립 되도록 식립각도를 조절함으로써 미니임플란트의 안정성을 향상시킬 수 있으리라 생각된다.

본 연구는 교정력에 대한 응력 분포 양상과 크기만을 평가하였기 때문에 임상적용에 대한 고려가 불충분하므로 향후 임상적용에 있어 본 연구의 결과를 뒷받침할 수 있는 식립기준을 확립하기 위해 더 많은 연구가 이루어져야 할 것으로 생각되며 또한 교정적 고정원으로 미니임플란트를 효과적으로 사용하기 위해서는 식립부위에 따른 골구조와 골밀도 차이를 고

려한 식립방법 및 적용되는 하중의 조건, 임플란트의 디자인 등 많은 요소에 의해 영향을 받기 때문에 이에 대한 보다 많은 연구가 필요할 것으로 생각된다.

결 론

교정용 미니임플란트의 직경 및 식립각도에 따른 응력 분포 양상을 밝히기 위하여, 응력 분포 양상과 그 크기를 3차원 유한요소 분석으로 비교한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 골에 나타나는 최대 응력을 비교한 결과, 식립각도와 무관하게 미니임플란트의 직경이 증가할수록 응력이 감소하였으며, 대부분의 응력이 피질골에서 흡수되었다.
2. 미니임플란트의 직경이 증가하고 식립각도가 감소함에 따라 피질골과 접촉되는 면적이 유의성 있게 증가하였다.
3. 식립각도에 따른 미니임플란트 및 골에 작용되는 최대 응력을 비교한 결과, 미니임플란트와 피질골 표면의 접촉 위치가 식립각도 보다 더 유의한 연관성을 나타냈다.

이상의 결과는 미니임플란트 사용 시 골내 응력 분포에 있어 식립각도의 감소보다는 미니임플란트의 직경 증가와 임플란트와 피질골 표면의 접촉위치가 미니임플란트의 유지 및 안정성에 영향을 주므로 미니임플란트의 식립 시 이에 대한 고려가 필요함을 시사하는 것이다.

참 고 문 헌

1. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod* 1984;86:95-111.
2. Higuchi KW, Slack JM. The use of titanium fixtures for intraoral anchorage to facilitate orthodontic tooth movement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:338-44.
3. Wehrbein H, Merz BR, Diedrich P, Glatzmaier J. The use of palatal implants for orthodontic anchorage. Design and clinical application of the orthosystem. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:410-6.
4. Melsen B, Petersen JK, Costa A. Zygoma ligatures: an alternative form of maxillary anchorage. *J Clin Orthod* 1998;32:154-8.
5. 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.
6. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997;31:763-7.
7. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrew as orthodontic anchorage: A preliminary report. *Int Adult Orthod Orthognath Surg* 1998;13:201-9.
8. 장규립, 박영국, 이영준, 천훈. 구강내 고정원으로서 titanium miniscrew의 이용증례. *대치협회지* 2000;38:1110-9.
9. 김재승, 성상진. 안정된 골고정원 확보. *치과 임상* 2001;3:368-71, 5:456-9, 6:574-8.
10. 김지혁, 주재용, 박영욱, 차봉근, 김성민. Skeletal anchorage system의 식립을 위한 한국인 악골의 피질골 두께에 관한 연구. *대구외과지* 2002;28:249-55.
11. 윤병수, 최병호, 이원유, 김경남, 심형보, 박진형. 성전에서 교정적 고정원으로서의 티타늄 미니스크류에 대한 연구. *대치교정지* 2001;31:517-23.
12. 문철현. SAS의 임상적 적용과 실패의 원인 및 대책. 서울: 나래 출판사; 2002. p. 82-110.
13. Freudenthaler JW, Hass R, Bantleon HP. Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:358-63.
14. Geng JP, Tan KB, Lui GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-98.
15. 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.
16. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;10:295-302.
17. 경승현, 임중기, 박영철. Miniscrew를 고정원으로 이용한 교정치료. *대치교정지* 2001;31:415-24.
18. 김종완, 장영일. 고정원을 위한 micro-implant 매식시 drilling 유무에 따른 안전성에 관한 연구. *대치교정지* 2002;32:107-15.
19. Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analysing stresses in dental structures. *J Dent Res* 1955;34:831-8.
20. Pryputniewicz RJ, Burstone CJ. The effect of time and force magnitude on orthodontic tooth movement. *J Dent Res* 1979;58:1754-64.
21. Boresi P, Schmidt RJ. *Advanced mechanics of materials*. 5th ed. Cheshire: Sigma press; 1993. p. 584-7.
22. Yettam AL, Wright KW, Pickard HM. Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. *J Dent Res* 1976;55:1004-11.
23. Rohlmann A, Mössner U, Bergmann G, Köbel R. Finite element analysis and experimental investigation in a femur with hip endoprosthesis. *J Biomechanics*. 1983;16:727-42.
24. 박효상. Titanium microscrew implant를 이용한 skeletal cortical anchorage. *대치교정지* 1999;29:699-706.
25. Proffit WR. *Contemporary orthodontics*. 3rd ed. St Louis: Mosby; 2000. p. 296-325.
26. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 1998;11:491-501.
27. 임종원, 김왕식, 김일규, 손충렬, 변효인. 교정용 미니스크류 식립시 스크류의 길이, 직경 및 피질골 두께에 따른 응력분포에 관한 3차원 유한요소법적 연구. *대치교정지* 2003;33:11-20.
28. Misch CE. *최신 임플란트 치과학*. 2판. 서울: 나래 출판사; 2000. p. 311-49.

- ORIGINAL ARTICLE -

Three-dimensional finite element analysis for stress distribution on the diameter of orthodontic mini-implants and insertion angle to the bone surface

Na-Young Byoun, DDS, MS,^a Eun-Hye Nam, DDS, MS,^a
Young-Ah Yoon, DDS, MSD,^b Il-Kyu Kim, DDS, MSD, PhD^c

The present study was performed to evaluate the stress distribution on the diameter of the mini-implant and insertion angle to the bone surface. To perform three dimensional finite element analysis, a hexadron of $15 \times 15 \times 20 \text{ mm}^3$ was used, with a 1.0 mm width of cortical bone. Mini-implants of 8 mm length and 1.2 mm, 1.6 mm, and 2.0 mm in diameter were inserted at 90°, 75°, 60°, 45°, and 30° to the bone surface. Two hundred grams of horizontal force was applied to the center of the mini-implant head and stress distribution and its magnitude were analyzed by ANSYS, a three dimensional finite element analysis program. The findings of this study showed that maximum von Mises stresses in the mini-implant and cortical and cancellous bone were decreased as the diameter increased from 1.2 mm to 2.0 mm with no relation to the insertion angle. Analysis of the stress distribution in the cortical and cancellous bone showed that the stress was absorbed mostly in the cortical bone, and little was transmitted to the cancellous bone. The contact area increased according to the increased diameter and decreased insertion angle to the bone surface, but maximum von Mises stress in cortical bone was more significantly related with the contact point of the mini-implant into the cortical bone surface than the insertion angle to the bone surface. The above results suggest that the maintenance of the mini-implant is more closely related with the diameter and contact point of the mini-implant into the cortical bone surface rather than the insertion angle.

Korean J Orthod 2006;36(3):178-87

※ **Key words:** Stress distribution, Orthodontic mini-implant, Diameter, Insertion angle

^a Resident, ^b Clinical Instructor, ^c Professor, Department of Dentistry, College of Medicine, Inha University
Corresponding author: Young-Ah Yoon

Department of Dentistry, Inha University Hospital, 7-206 Shin-Heung Dong 3 Ga, Chung-Gu, Inchoen 400-711, Korea
+82 32 890 2470

orthoyoun@hanmail.net

Received June 28, 2005; Last Revision November 7, 2005; Accepted November 9, 2005