

# 치근접촉이 마이크로 임플란트 인접골 응력에 미치는 영향에 대한 유한요소해석

유원재<sup>a</sup> · 김미령<sup>b</sup> · 박효상<sup>c</sup> · 경희문<sup>c</sup> · 권오원<sup>c</sup>

마이크로 임플란트 시술의 중요한 위험요인 중 하나로 치근접촉 문제가 있으나, 관련 연구는 결과 분석에 치중되어 있고, 치근접촉이 마이크로 임플란트 안정성 상실로 이어지는 기전에 대한 연구는 아직 미흡한 것으로 보인다. 이에, 본 연구에서는 생역학적 측면에서 그 영향을 분석하였다. Absoanchor 마이크로 임플란트(SH1312-7, Dentos Inc., Daegu, Korea) 침부가 치근에 접촉되어 있을 때, 저작압 전달에 의한 마이크로 임플란트 변위가 인접골에 가하는 압축응력을 축대칭 유한요소모델을 사용하여 계산하였다. 요소별 응력이 해면골의 최대압축강도나, 치밀골의 비정상 골개조 임계응력을 넘을 경우 해당 요소를 순차적으로 해석모델에서 제거하며 실행한 6단계해석의 결과, 마이크로 임플란트에 인접한 해면골의 전체적인 파절과 과부하에 따른 치밀골의 비정상 골개조가 임플란트 지지력 상실에 주요인이 될 것으로 평가되었다. 치밀골의 과부하 영역은 초기에는 치밀골판의 하부에 존재하였으나 상부로 확장되었고, 응력 재분포로 인한 감소효과 없이 양성 되먹임(positive feedback)으로 결국 치밀골 전 두께로 확대됨을 관찰하였다. 본 연구를 통해 치근접촉된 마이크로 임플란트가 인접골을 훼손시켜 안정성 상실로 이어지는 과정을 모사할 수 있었으며, 이로부터 치근접촉에 따른 마이크로 임플란트의 불량한 예후에 대한 생역학적 측면의 원인을 파악할 수 있었다. (대치교정지 2011;41(1):6-15)

**주요 단어:** 마이크로 임플란트, 치근접촉, 임플란트 인접골 응력, 유한요소해석

## 서론

교정용 마이크로 임플란트(microimplant, MI)는 크기가 작아 식립 위치에 대한 해부학적 제한이 거의 없다는 장점이 있다. 그러므로 치조골을 포함, 사실상 구강의 모든 골조직이 그 식립에 이용될 수 있으며, 치료 목적에 따라 기저골(basal bone), 구개면, 전비극 하부, 후구치부, 치근사이골 등 다양한 공간이 활용되어 왔다. 그 중 치근 사이 공간은 MI 식립 시 접근성이 우수하고, 치아저항중심에 가까워 모멘트나 토오크 부하장치 없이 단순한 역계

(force system)로 치체이동을 얻을 수 있는 장점이 있다. 그러나 이 공간은 폭이 좁고 근원심 경계가 치근면으로 이루어져 있으므로 치근 접촉(root contact)에 의한 의원성 손상의 위험이 있다.

치근접촉은 크게 조직 손상과 MI의 이완이라는 두 가지 측면에서 문제를 일으킬 수 있다. 동물실험 결과에 의하면 손상된 치근조직의 치유양상은 손상부의 심도 혹은 넓이와 관련이 있는 것으로 보인다.<sup>1,3</sup> 어떤 이유로 치근면에 조직손상이 생기더라도 건강한 인접 치근막으로부터 1 mm 이내의 영역은 일정기간 후 건강한 조직으로 완전히 회복되었다.<sup>2,3</sup> 그러나 손상이 이보다 넓은 범위에 생긴 경우에는 치유된 이후에도 골성유착(ankylosis) 영역이 잔존하였는데<sup>3</sup> 이는 교정적 치아이동에 장애를 초래할 수 있으므로 문제가 된다. 또한, 치근 접촉은 MI의 이완과 탈락의 원인이 될 수 있다. 선행 연구들에서 MI 실패의 주요 요인으로 치근접촉 문제가 지목되어 왔으며, 동물실험<sup>1,4,5</sup>과 임상연구<sup>6</sup>를 통해 위해성이 반복적으로 입증되었다.

<sup>a</sup>부교수, <sup>b</sup>석사과정, <sup>c</sup>교수, 경북대학교 치의학전문대학원 교정학교실.

교신저자: 경희문.

대구시 중구 삼덕동 2가 188-1 경북대학교 치의학전문대학원 교정학교실.  
053-600-7372; e-mail, hmkyung@knu.ac.kr.

원고접수일: 2010년 8월 4일 / 원고최종수정일: 2010년 12월 3일 /  
원고채택일: 2010년 12월 6일.

DOI: 10.4041/kjod.2011.41.1.6

\*본 연구는 중소기업청에서 지원하는 2010년도 산학연 공동기술개발사업의 지원을 받아 수행되었음.

치근접촉 위험을 낮추기 위한 노력도 다방면으로 행되어 왔다. Park<sup>7</sup>은 치조골의 CT 자료를 분석하여 치근 사이의 공간이 넓어 상대적으로 안전한 식립 위치를 파악하였으며, MI를 치아 장축에 대해 30° - 40° 경사지게 식립하여 식립 깊이를 감소시킬 것을 제안하였다. Bae 등<sup>8</sup> 그리고 Bae와 Kyung<sup>9</sup>은 MI 식립 전 가이드 바를 장착하여 치과용 표준방사선 사진을 채득할 것과 치근면 관통이 어려운 저속 드릴을 사용하여 미리 삽입로를 형성한 후 식립하는 방법을 추천하였고, 근래에는 다양한 형태의 보조장치를 활용하는 방법이 제안되고 있다.<sup>10,11</sup> 그러나 이 같은 노력에도 불구하고 치근접촉 문제는 상존하며, 임상가의 경험 부족이나 환자별 해부학적 다양성 등의 원인으로 그 가능성을 완전히 배제하기 어려운 문제로 보인다. 방사선사진을 이용한 Kuroda 등<sup>6</sup>의 관찰에서는 25% 이상의 증례에서 MI와 인접치근이 중첩되어 나타났으며 이같은 증례에서는 실패율이 현저히 높았다.

치근접촉 문제는 MI 시술 시의 중요 현안으로, 이미 임상 연구나 동물실험 연구가 다각도로 진행되어 왔다. 그러나, 대부분의 연구는 결과분석에 치중

되어 있었고 치근 접촉 시 MI가 이완되는 이유에 대한 분석노력은 아직 미흡해 보인다. 이에, 본 연구에서는 생역학적인 측면에서 치근접촉이 MI 안정성 상실로 이어지는 기전 분석에 주목하였다. 이를 위해 유한요소해석을 통해 치근접촉 이후 저작압이 MI 침부를 거쳐 인접골에 전달되어 생기는 골응력을 해석하였으며, 응력이 골을 파절시키거나 과부하(overload)에 따른 비정상적 골개조(impairment of bone remodeling)를 유발하여,<sup>12</sup> 그 안정성을 훼손할 것인지에 대해 조사하였다.

## 연구방법

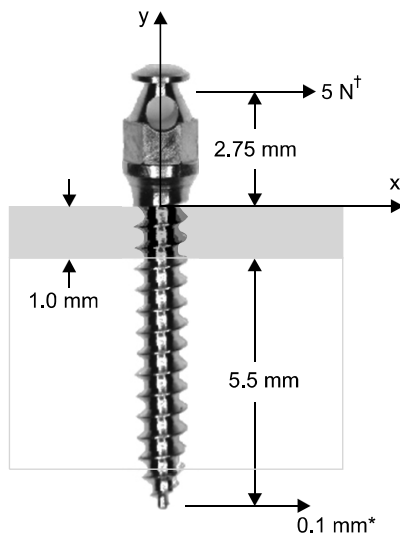
### 기하 모델(geometric model)

Fig 1에 연구에 사용된 MI/골 복합체의 기하학적 형상과 치수 데이터를 나타내었다. MI는 Absoanchor SH1312-7 (Dentos Inc., Daegu, Korea) 모델이며, 1 mm 두께의 경부 치밀골을 수직으로 통과하여 하부 해면골까지 식립되어 있다.

대조모델은 치근접촉이 없이 MI 머리부에 교정력만이 작용하는 경우를 설정하였다. 가혹조건을 만들기 위해 교정력의 크기는 단일 MI에 부하된 힘으로 최대수준인 5 N을 가정하였다.<sup>13,14</sup> 해석모델은 MI 침부(apex)가 치근막(PDL) 공간을 침범, 치근면에 접촉되어 힘을 전달받는 것을 가정하였다. 치근접촉에 의한 외력조건으로는 MI 침부에 힘대신 0.1 mm의 변위를 부여하였는데, 이는 저작압 하에서 치근이 치근막 공간 내에서 움직이며 MI 침부를 변위시키는 상황을 모델링하기 위함이었다. 500 g 정도의 약한 저작압 하에서 소구치 치근의 변위는 0.1 mm 정도인 것으로 보고되었다.<sup>15</sup>

### 유한요소모델(FE model)

유한요소 모델링과 해석에는 PC용 NISA II/ DISPLAY III (ver 10.0, EMRC, Troy, MI, USA) 프로그램을 사용하였다. MI와 골의 형상과 외력 조건을 해석모델에 그대로 반영하기 위해서는 3차원 모델링이 필요할 수 있겠으나 본 연구에서는 이를 축대칭 모델로 축소시키기 위해 MI의 나선산은 나선각(helical angle)이 없는 고리형(ring 형)으로 단순화하였다. 이를 통해 축대칭이 된 기하학적 형상과는 달리, 머리부의 교정력이나 침부의 변위는 MI 장축(y-축, Fig 1)에 측방, 즉 비축대칭 방향으로 부하되는



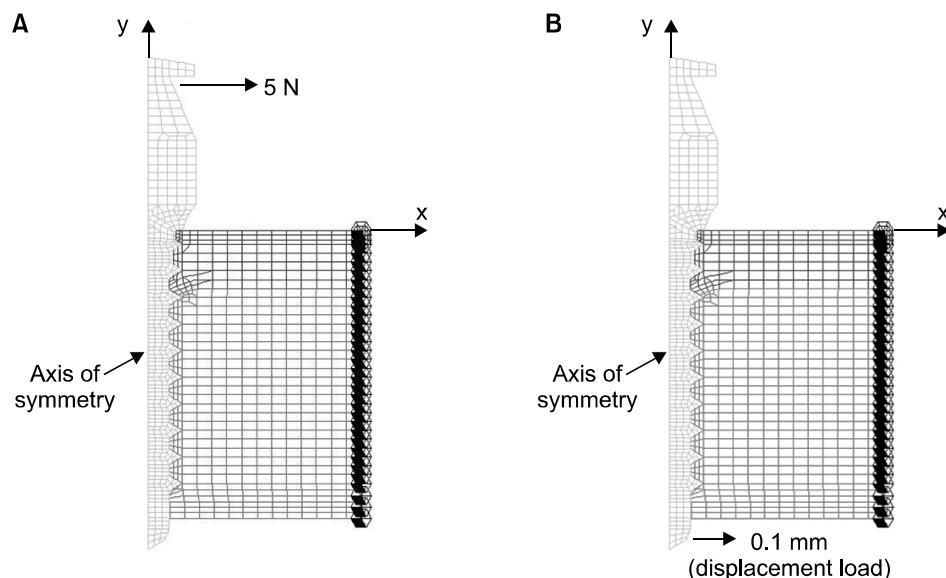
**Fig 1.** Schematic diagram for the SH1312-7 (Dentos Inc., Daegu, Korea) microimplant with its apical part intruding the PDL space and contacting the root surface. The implant was assumed to be loaded either by an orthodontic force at its head, or apically by the adjacent root in contact with its tip (\*a displacement load of 0.1 mm was assumed to be transmitted from the root surface to the microimplant, †5 N was assumed as an orthodontic force).

여전히 3차원 문제이다. NISA II 프로그램에서는 이 같이 축대칭 기하모델에 비축대칭 하중이 부하되는 조건을 Fourier 급수를 통해 2차원 문제로 해석할 수 있게 하고 있다.<sup>16</sup> 이 모듈을 이용하기 위해, 전체 mesh를 NKTP type 34 solid 요소(4각형 축대칭 요소, 요소당 절점수 8개)를 사용하여 구성하였으며, Fig 2에 유한요소모델을 나타내었다. Fig 2A의 대조모델 및 Fig 2B의 해석모델은 동일한 mesh이다. 골 외곽면 절점들에서 모든 방향의 변위를 구속한 변위경계조건 역시 동일하며, 부하된 하중 조건에만 차이가 있다. MI와 인접골의 경계면에서는 절점을 공유시켜 계면에서 미끄러짐(slip)을 방지하였고, 연조직은 그 하중분담률을 무시할 수 있으므로

모델링에서 제외하였다. 한편 연구에 사용한 재질들의 물성치는 Table 1에 나타내었고, MI, 치밀골 및 해면골 모두에 대해 선형탄성과 등방균질성을 가정하였다.<sup>17-19</sup>

#### 인접골 손상에 대한 단계적 해석

치근접촉이 있는 해석모델에서는 MI 인접골에서 국부적 높은 응력에 의해 골이 파절되거나, 즉각적인 파절이 아니더라도 과부하로 인한 골괴사 혹은 비정상 골개조가 생길 것으로 예견되는 영역을 파악하였고, 이 영역은 골의 응력지지능력(stress resist capability)이 즉각 상실되거나, 시차를 두고 서서히



**Fig 2.** Axisymmetric finite element (with non-axisymmetric loading) models simulating. **A**, Control model which presents a microimplant subject to orthodontic load of 5 N at the head, without root contact; **B**, a microimplant in contact with root surface, subject to apical excitation of 0.1 mm. Horizontal axis x represents the loading direction. Vertical axis y represents the axis of symmetry.

**Table 1.** Mechanical properties used in this study

Material	Young's modulus (GPa)	Poisson ratio	Strength (MPa)	Threshold stress (MPa)
Titanium <sup>17</sup>	114.0	0.35	—	—
Cortical bone <sup>18</sup>	13.7	0.3	72 – 76 (tensile) 140 – 170 (compressive)	54.8* —
Cancellous bone <sup>18,19</sup>	1.37	0.3	0.22 – 10.44 (compressive)	—

\*Corresponds to the threshold strain (= 4,000 microstrain) reported for a resorptive remodeling of cortical bone. 54.8 MPa = 13.7 GPa (Young's modulus of cortical bone) × 4,000 microstrain.

그러나 현저히 약화되는 것으로 간주하여, 그 구성 요소들을 유한요소 모델에서 제거한 후 다음 단계 해석을 차례로 수행하였다.

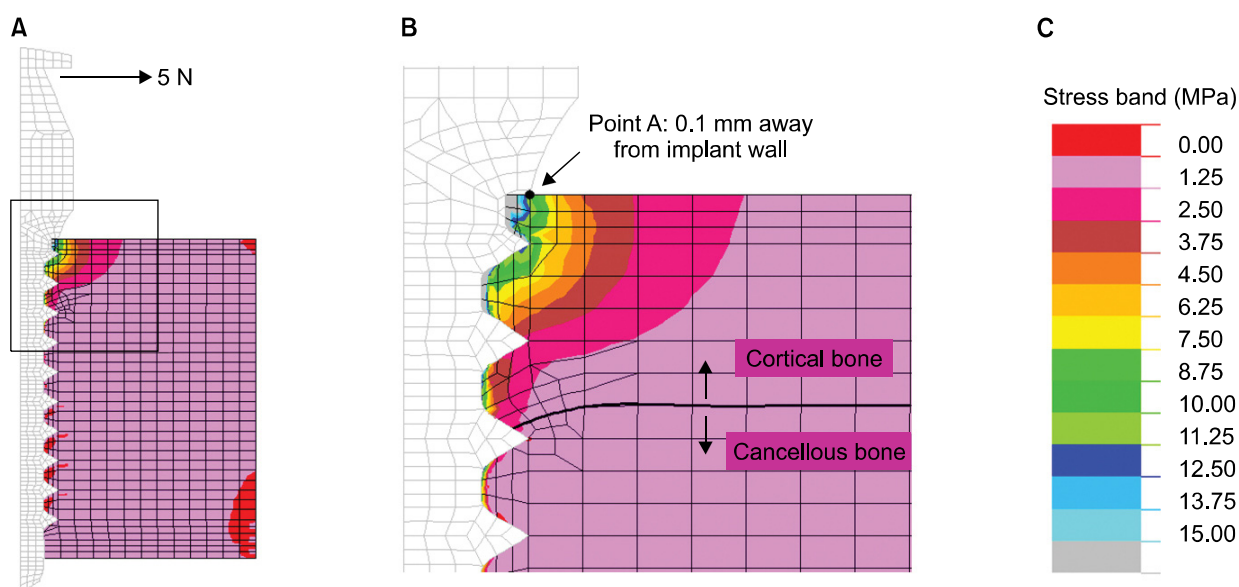
해면골과 치밀골에서 응력지지능력이 상실되는 과정을 다르게 적용하였다. 해석모델 해면골 부위에서는 그 최대압축강도 이상의 응력이 발생한 요소는 파절된 것으로 간주하여 유한요소모델에서 삭제하고 다음 단계 모델을 구성하였다. 이에 비해 치밀골 경우에는 최대압축강도를 넘는 영역은 없었으나 임계응력 (threshold stress, Table 1), 즉 과부하에 대한 스트레인 임계값으로 보고되는 4,000 micro-strain<sup>12,20,21</sup>에 상응하는 압축응력 54.8 MPa를 초과하는 영역은 유의하게 관찰되었다. 그러므로 치밀골은 즉각적인 파절보다는 비정상적 골개조로 응력지지능력을 점차 상실할 것으로 유추하였고, 해당요소들을 다음 단계 해석모델에서 제거하였다.

## 연구성적

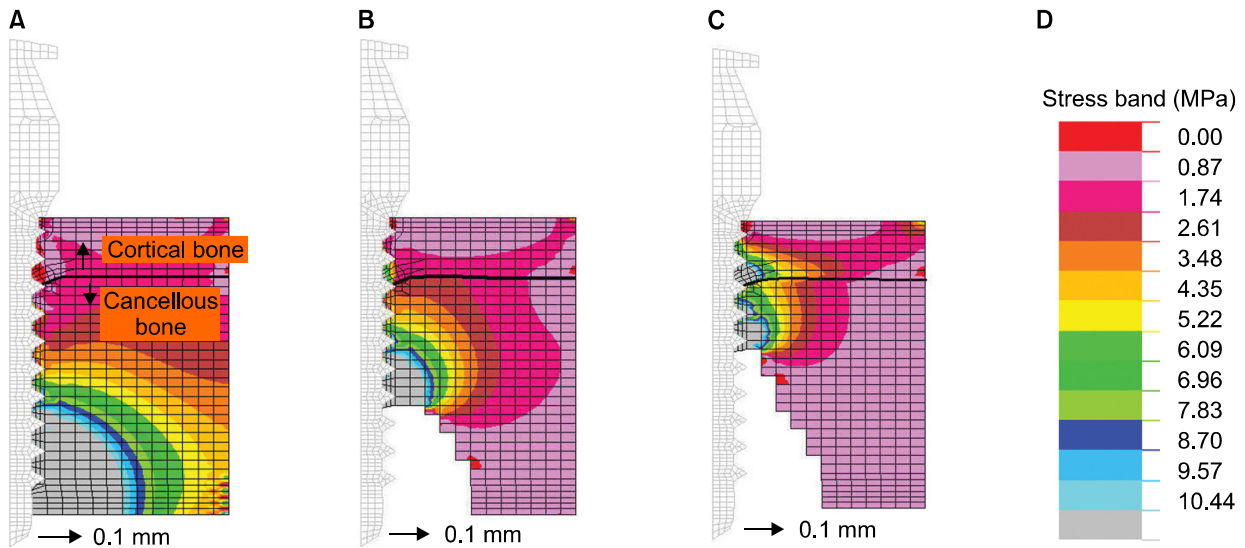
Fig 3은 대조 모델의 해석결과로, 5 N의 교정력이 MI 머리부에 x축 방향으로 가해질 때 인접골에 발생하는 x-y평면상의 응력(최대 압축 응력, 3rd principal stress) 분포이다. Fig 3A에서 보는 바와 같이 MI와 경부 치밀골이 만나는 받침점(fulcrum) 주위에

응력이 집중되었으며, 여기에 비해 다른 부위의 응력은 미미하였다. 받침점 인근의 응력 역시, 5 N의 큰 교정력이 작용하였음에도 불구하고 높지 않았다. 받침점과 바로 인접한 위치에서는 특이점(singularity) 문제로 인해 응력해석 결과의 신뢰도가 낮을 것으로 판단하여,<sup>22</sup> 받침점에서 2개의 요소, 즉 0.1 mm만큼 떨어진 위치(Point A, Fig 3B)에서 응력을 관찰하였는데, 그 크기는 약 8 MPa로, 치밀골 최대 압축강도의 약 6%, 치밀골의 비정상 골개조에 대한 임계응력과 비교하더라도 약 15% 정도에 불과하였다 (Table 1).

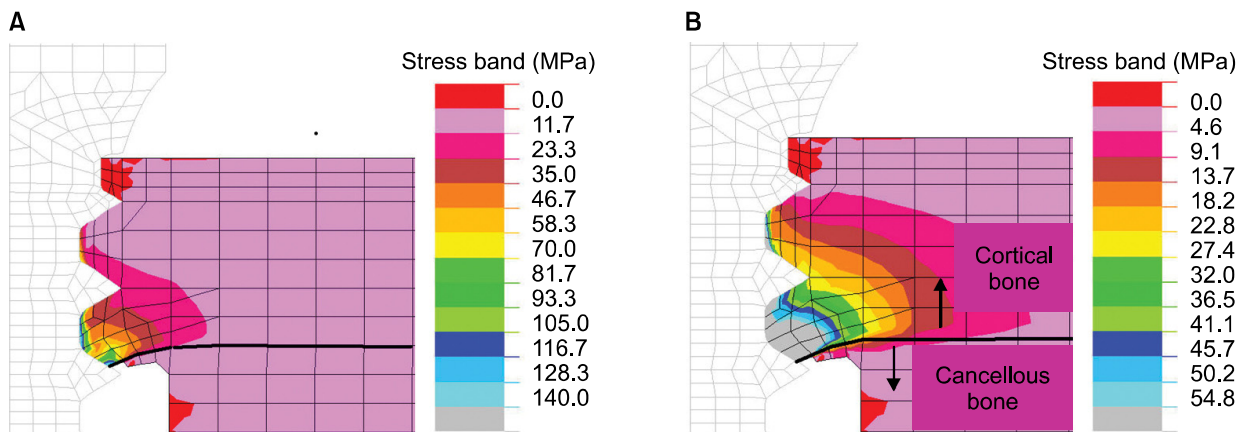
Fig 4A는 인접골 손상이 없는, 즉 치근접촉 초기에 MI 침부가 0.1 mm 변위를 받는 기본모델의 해석 결과인데, 치근접촉에 따른 응력은 교정력만 받는 대조모델에 비해 월등히 높은 것이 관찰된다. 해면골 내에서는 최대압축응력으로 보고된 10.44 MPa (Table 1)를 관찰 상한값(cut-off) 값으로 설정하여 그보다 더 큰 응력이 분포하는 부위는 모두 회색으로 나타나게 설정하였는데, 해면골 하부 영역에서 크게 관찰되었다. 회색부위, 즉 해면골의 파절이 예견되는 곳의 요소들을 제거한 후 해석한 Stage 1 모델의 해석결과는 Fig 4B이며, 같은 방법으로 수행한 그 다음 단계 Stage 2의 해석결과가 Fig 4C이다. Fig 4A, B, C에서 보는 바와 같이, MI 침부의 0.1 mm



**Fig 3.** Stresses (maximum compressive stress) in control model subject to orthodontic force of 5 N at the head. **A**, Overall stress distribution; **B**, magnified view of the cervical area; **C**, stress band (a cut off stress was specified at 15 MPa for clear observation of stress concentration occurring at the implant/cortical bone junction).



**Fig 4.** Stress development in the cancellous bone. Calculation was performed in a stepwise manner by removing the cancellous bone elements subject to stresses of higher than ultimate compressive strength of 10.44 MPa (Table 1). **A**, Base model; **B**, Stage 1; **C**, Stage 2; **D**, stress band stress band with cut off stress at 10.44 MPa.

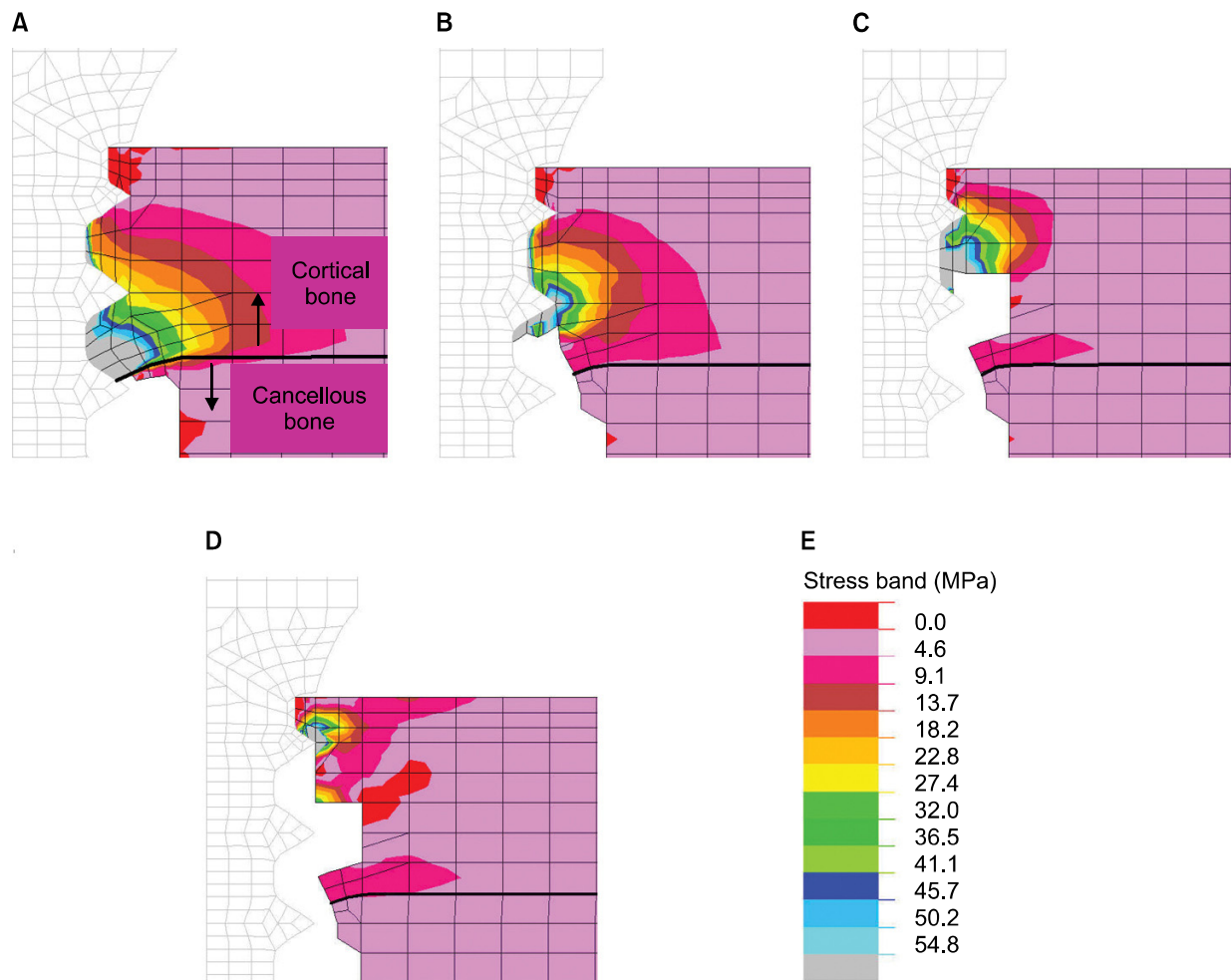


**Fig 5.** Stresses in cortical bone after the entire peri-implant cancellous bone along the implant has lost structural integrity due to displacement of 1.0 mm at the apex. **A**, With the cut off stress at 140 MPa (maximum compressive strength of cortical bone, Table 1); **B**, with the cut off stress at 54.8 MPa (threshold for resorptive remodeling, Table 1).

변위는 해면골 전체 두께에 걸쳐 파절조건을 충족하고 있었다. 한편, Fig 4C에는 치밀골판 하부에서도 회색영역이 관찰되는데, 이는 cut-off 응력이 10.44 MPa로 설정되었기 때문에 치밀골 내에 이를 넘는 부위가 표시된 것이며 치밀골의 파절이나 과부하를 의미하는 것이 아니다.

치근접촉된 MI 침부의 변위에 의해 발생된 응력으로 해면골이 파절된다면 이 부위는 더 이상 MI를

지지할 수 없을 것이고, 경부 치밀골이 침부로부터 전달되는 힘을 지탱하게 된다. Fig 5는 해면골이 응력을 지탱치 못하나 치밀골은 아직 건전한 상태를 가정하여 치밀골의 응력을 평가한 결과이다. MI 침부 0.1 mm 변위조건에서 치밀골 내 응력분포로, Fig 5A는 최대압축강도 140 MPa를 cut-off 값으로 하여 관찰한 것이며, 골내에 이를 초과하는 영역이 관찰되지 않아 치밀골에서는 즉각적인 파절 가능성이



**Fig 6.** Stress development in the cervical cortical bone (due to displacement of 1.0 mm at the apex) calculated in a successive manner by removing the elements from model where resorptive bone remodeling was predicted due to overload. **A**, Stage 3; **B**, Stage 4; **C**, Stage 5; **D**, Stage 6 models; **E**, stress band with cut off stress at 54.8 MPa (threshold for resorptive remodeling, Table 1).

낮을 것임을 보였다. Fig 5B는 cut-off 값을 임계응력 54.8 MPa로 하였을 때이며, 치밀골 아래 부분에 이를 넘어서는 부위가 관찰되고 있다.

Fig 6은 MI 침부가 0.1 mm 변위를 받을 때, 치밀골에서 임계응력을 넘어서는 부위를 순차적으로 제거해 가며 단계적 해석을 실시한 결과이다. Stage 3부터 Stage 6까지 모두 4단계의 해석이 수행되었으며, 그림에서 보는 바와 같이 회색의 과부하 영역은 중간 어느 단계에서 사라지지 않고 치밀골 전체 두께로 확산되었다.

## 고찰

치근접촉 시 치근이 치근막 공간에서 0.1 mm 움직이며 MI를 통해 인접골에 유도하는 응력은 해면골의 파절과 치밀골의 비정상 골개조를 유발할 것으로 평가되었다. 해면골의 파절 과정은 비가역적인 현상으로, 이를 Fig 4의 base model, Stage 1 및 Stage 2 모델의 3단계로 나누어 해석을 수행한 것이지만 단계들 간에는 시차가 없으며 파절은 동시에, 연속적으로 진행되는 현상으로 간주되어야 한다.

해면골과는 달리, 치밀골 경우에는 파절보다는 비정상 골개조로 인해 MI에 대한 지지력을 상실할 것으로 평가되었다. 치근접촉이 지속 또는 반복될



경우를 가정, Stage 3에서 6까지 과도한 응력에 의하여 비정상 골개조가 발생할 것으로 예상되는 피질골 요소를 제거하며 해석을 반복하면, MI를 지지하는 인접골의 광범위한 소실을 초래하므로 MI 지지에 불리해짐을 추정할 수 있었다. 이 결과는 치근 접촉에 따라 유의하게 높아진 실패율을 보고한 이전 연구결과<sup>1,4,6</sup>들을 뒷받침할 수도 있을 것이다.

골생리이론<sup>12,20,21,23</sup>에 의하면, 생리적 한계 내에서 골조직은 부하되는 힘의 크기와 방향에 적응하여, 힘을 효율적으로 지지할 수 있도록 부피, 밀도 및 내부구조(architecture)가 개조되지만 한계를 벗어나는 응력 하에서는 골흡수가 우세해져 골밀도나 골량의 감소로 이어진다. 만일 비정상 골개조 혹은 골소실로 인한 골의 외형 변화가 응력 분포에 유리한 영향을 주어 응력크기를 낮추고 과부하를 해소시킨다면 골흡수가 중단되어 다시 항상성(homeostasis)을 유지하게 될 것이다. 이 과정은 음성 되먹임(negative feedback)으로, 대표적인 예를 치과용 임플란트 경부를 둘러싼 변연골의 경우에서 찾을 수 있다. 상부 보철물 설치 이후 임플란트가 저작압을 지탱함에 따라 변연골에는 응력집중에 따른 과부하 영역이 생기며 그 결과 이 부위에 접시모양(saucer shape)의 골소실이 발생하게 된다. 그러나 골소실로 인해 변화된 기하학적 환경이 응력집중을 완화하는 역할을 하여, 변연골 응력수준을 낮추고 과부하 상태를 개선할 수 있음이 수차 보고되었다.<sup>24,25</sup> 이 효과는 상부구조 장착 1년 이후 변연골 소실 속도가 급격히 둔화되는 임상적 관찰로도 입증되고 있다. 그러나 이와는 대조적으로 치근접촉에 따른 MI 인접 치밀골의 소실은 양성 되먹임(positive feedback)을 형성, 응력이 경감되지 않고 골소실과 더불어 과부하 영역은 더 확장되는 것으로 관찰되었다. 그러므로 치아이동이나 치근 접촉부의 미끄러짐 등에 의해 MI에 대한 힘전달 조건이 변화되지 않는 한 치근접촉은 MI 이완과 탈락으로 이어질 가능성이 높을 것이다.

치근접촉이 골에 높은 응력을 발생시키는 이유는 기본적으로 치근으로부터 큰 힘이 MI로 전달되며 또한 큰 모멘트를 발생시키기 때문이다. 연구결과에 포함하지는 않았으나 외력조건으로 MI 침부에 부여한 0.1 mm 변위와 등가를 이루는 힘(equivalent force)은, Stage 3모델에서 11.35 N이었고, 이후 MI에 대한 골의 지지가 더 약해지는 Stage 4, 5, 6으로 진행되며 그 크기는 9.75 N, 9.43 N, 8.17 N이 되었다. 이 크기는 일반적인 교정력에 비해 대단히 높은 수

준이며, MI 침부로부터 치밀골판까지의 거리인 모멘트 팔(moment arm) 역시 약 5.5 mm로 이 또한 두 부에 교정력을 가하는 경우에 비해 약 2배에 달한다 (Fig 1).

MI 식립 방향에 따라 치근접촉은 다양한 각도와 방향으로 발생할 수 있을 것이며 또한 치아이동 방향에 따라 접촉 조건이 달라질 수 있을 것이나 본 연구에서는 치근에 접촉된 MI 침부가 치근으로부터 지속적으로 힘을 전달 받는 경우에 한정하여 해석하였다. 그러나 치근접촉의 정도에 따라, 또한 접촉부 조직의 치유경과에 따라 힘전달 조건에 차이가 클 것이다. 의도적인 MI 치근접촉 이후 관찰한 동물실험 결과, 접촉된 MI를 제거한 경우와 유지한 경우에서 치유양상에 차이가 있었으나 염증이 배제된 경우 양자 경우 모두 치근막과 시멘트층에 활발한 치유가 일어났고,<sup>26-28</sup> Dao 등<sup>28</sup>은 치근 접촉된 MI 표면에는 골융합 소견도 있음을 보고하였다. 또한 시멘트 층이나 치근막보다도 MI를 기계적으로 지지하는 골의 경우, 치근/MI 접촉의 심도와 힘전달 조건 차이에 대한 예후 의존성(prognosis dependence)이 더욱 클 것으로 생각된다. MI와의 직접 접촉에 의해 압박을 받는 치근면과는 달리, 골에는 굽힘모멘트에 의한 응력이 추가로 발생되므로 응력조건이 더 불리하기 때문이다.

해석모델은 치근접촉 이후 MI의 이완을 예측하게 하였고, 그 기전은 해면골의 파절과 치밀골의 과부하에 의한 비정상 골개조일 것임을 시사하였다. 그러나 본 연구는 가상적 모델에 대한 해석이라는 한계가 있으며, 보다 확실한 결론을 내리기 위해서는 잘 계획된 조직학적 연구가 필요할 것이다. 한편, 현재로서는 치밀골의 비정상 골개조로 인해 치근접촉 이후 MI 이완에까지 이르는 시간을 예측할 수는 없다. 치밀골의 비정상 골개조로 인해 골소실이 진행되는 시간을 예측할 수 있는 검증된 모델이 없기 때문이다. 그러므로, Fig 6의 단계별 해석 과정에서 시간은 변수로 포함하지 않고 있다. 비정상 골개조와는 달리, 생리적 골개조 현상에 대해서는 응력에 대한 골반응의 경과 과정을 정량적으로 모델링하여 시간에 따른 골량과 밀도 변화를 예측하고자 시도하고 있다.<sup>29</sup> 비정상 골개조의 경우에도 시간에 따른 경과예측모델이 개발된다면 해석을 보다 정량적으로 수행할 수 있을 것이다.

한편, 5 N의 교정력을 받는 대조 모델에서의 치밀골 응력은 파절응력은 물론 비정상 골개조 임계응력에 미달하므로 이 경우 MI 인접골은 정상적 골

개조를 지속할 것으로 예상할 수 있었다. 본 연구에 사용된 SH1312-7 모델은 경부 직경이 1.3 mm로 교정치료에 자주 사용되는 모델 중에서 가는 편이다. 이에 반해 비교 모델에 가해진 5 N (500 gm)은 일반적인 교정력에 비해 매우 큰 힘이므로, 이 경우에 대해 산출된 인접골 응력은 통상적인 임상증례에서 보다 클 것이다. 그럼에도 불구하고 경부 받침점 인근에서 산출된 압축응력이 8 MPa 정도로 안전여유 (safety margin)가 충분히 컸다. 해석결과에 나타내지는 않았지만 교정력 하에서 치밀골의 응력은 하부 해면골 유무에 상관없이 그 크기가 유사하였다. 즉, 교정력의 대부분을 지지하는 경부 치밀골은 정상적인 상황에서는 생역학적 이유로 인한 비정상 골개조 가능성은 낮을 것으로 생각된다.

본 연구에서는 MI/인접골 사이의 계면에서 절점 공유를 통해 양자 간에 압축력은 물론 인장력도 전달되는 것을 가정하였다. 이 모델은 계면의 힘전달 경로에 대한 정확한 모델링이 어려워 차선택으로 선택한 것이며 물리적 상황을 단순화시킨 측면이 있다. 실제로는 계면에서 압축력에 비해 인장력의 전달효율이 낮을 것으로 생각되며, 따라서 주로 압축응력의 형태로 힘전달이 일어날 것으로 생각된다. 이를 감안하면, 본 연구에서 계산된 압축응력은 실제보다 낮게 산출된 결과일 것이며, 이는 인접골의 과부하 영역이 본 연구의 결과보다 더 크게 생길 수도 있음을 의미한다. 극단적으로 MI와 인접골 사이에 모든 힘이 압축력 형태로만 전달된다면 골응력 값은 본 연구 결과의 2배가 될 것이다. 그러나 이 같은 극단적 경우에도 5 N 교정력이 발생시키는 응력은 16 MPa 정도로 여전히 안전여유가 높다. 그러므로 일반적 상황에서 교정력이 MI 인접골의 비정상 골개조를 발생시키지는 않을 것으로 분석된다. 반면, 치근접촉 이후 경부 치밀골의 압축응력이 Fig 6의 결과보다 높다면, 치밀골 일부 영역에서도 파절이 생길 가능성을 배제할 수 없을 것이다.

## 결론

본 연구에서는 축대칭 유한요소해석을 통하여 MI 침부가 치근에 접촉하여 치근면으로부터 힘을 전달받을 때 MI 인접골에 생기는 응력을 단계적으로 해석하였다. 본 연구의 범위 내에서 다음과 같은 결론을 도출하였다.

1. 치근이 MI 침부에 0.1 mm의 변위를 일으키며 MI

로 전달하는 힘은 인접 해면골에는 광범위한 압축파절을, 경부 치밀골에는 광범위한 비정상 골개조를 일으킬 수 있는 수준의 응력을 발생시켰다.

2. 비정상 골개조 임계응력을 넘는 과부하 영역의 요소를 순차적으로 제거하여 치밀골 골소실을 모사한 Stage 3, Stage 4, Stage 5 및 Stage 6 모델에서 과부하 영역이 사라지지 않고 치밀골 상부로 더욱 확장되었다.
3. 치근접촉 없이 5 N의 교정력을 머리부에 부여한 대조 모델에서는 마이크로 임플란트에 인접한 치밀골 상부에 비교적 큰 응력 집중이 관찰되었으나 받침점으로부터 0.1 mm 떨어진 MI 인접부의 응력은 약 8 MPa 내외로 안전여유가 높아 비정상 골개조를 유발할 가능성이 낮은 것으로 평가되었다.

## 참고문헌

1. 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.
2. Asscherickx K, Vannet BV, Wehrbein H, Sabzevar MM. Root repair after injury from mini-screw. Clin Oral Implants Res 2005;16:575-8.
3. Bae SM. The repair of the root and pulp tissue after intentional root injury by the orthodontic microimplant in dog. PhD thesis. Daegu, Korea: Kyungpook National University; 2005.
4. Asscherickx K, Vande Vannet B, Wehrbein H, Sabzevar MM. Success rate of miniscrews relative to their position to adjacent roots. Eur J Orthod 2008;30:330-5.
5. Kang YG, Kim JY, Lee YJ, Chung KR, Park YG. Stability of mini-screws invading the dental roots and their impact on the paradental tissues in beagles. Angle Orthod 2009;79:248-55.
6. Kuroda S, Yamada K, Deguchi T, Hashimoto T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T. Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2007;131(4 Suppl):S68-73.
7. Park HS. An anatomical study using CT images for the implantation of micro-implants. Korean J Orthod 2002;32:435-41.
8. Bae SM, Park HS, Kyung HM, Kwon OW, Sung JH. Clinical application of micro-implant anchorage. J Clin Orthod 2002;36:298-302.
9. Bae SM, Kyung HM. Clinical application of micro-implant anchorage (MIA) in orthodontics (2) - Anatomic consideration and surgical procedures. Korean J Clin Orthod 2002;1:16-29.
10. Kim SH, Choi YS, Hwang EH, Chung KR, Kook YA, Nelson G. Surgical positioning of orthodontic mini-implants with guides fabricated on models replicated with cone-beam computed tomography. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2007;131(4 Suppl):S82-9.



11. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod* 2006;76:191-7.
12. Frost HM. Perspectives: bone's mechanical usage windows. *Bone Miner* 1992;19:257-71.
13. Gelgör IE, Büyükyılmaz T, Karaman AI, Dolanmaz D, Kalayci A. Intraosseous screw-supported upper molar distalization. *Angle Orthod* 2004;74:838-50.
14. Liou EJ, Pai BC, Lin JC. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;126:42-7.
15. Klineberg I, Jagger RG. Occlusion and clinical practice: an evidence-based approach. Edinburgh, New York, Wright: Elsevier; 2004. p. 84.
16. NISA II/DISPLAY III User's Manual, Engineering Mechanics Research Corporation (EMRC).
17. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 2005;93:227-34.
18. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent* 1997;25:485-91.
19. Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57:700-6.
20. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. *J Craniomaxillofac Surg* 2001;29:100-5.
21. Meyer U, Joos U, Mythili J, Stamm T, Hohoff A, Fillies T, et al. Ultrastructural characterization of the implant/bone interface of immediately loaded dental implants. *Biomaterials* 2004;25:1959-67.
22. Yu W, Jang YJ, Kyung HM. Combined influence of implant diameter and alveolar ridge width on crestal bone stress: a quantitative approach. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:88-95.
23. Wolff J. The law of bone remodelling. Berlin, Heidelberg, New York: Springer, 1986.
24. Jung ES, Jo KH, Lee CH. A finite element stress analysis of the bone around implant following cervical bone resorption. *J Korean Acad Implant Dent* 2003;22:38-48.
25. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant - a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2005;32:279-86.
26. Hembree M, Buschang PH, Carrillo R, Spears R, Rossouw PE. Effects of intentional damage of the roots and surrounding structures with miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135:280.e1-9.
27. Brisceno CE, Rossouw PE, Carrillo R, Spears R, Buschang PH. Healing of the roots and surrounding structures after intentional damage with miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135:292-301.
28. Dao V, Renjen R, Prasad HS, Rohrer MD, Maganzini AL, Kraut RA. Cementum, pulp, periodontal ligament, and bone response after direct injury with orthodontic anchorage screws: a histomorphologic study in an animal model. *J Oral Maxillofac Surg* 2009;67:2440-5.
29. Reina JM, García-Aznar JM, Domínguez J, Doblaré M. Numerical estimation of bone density and elastic constants distribution in a human mandible. *J Biomech* 2007;40:828-36.

## Finite element analysis of peri-implant bone stresses induced by root contact of orthodontic microimplant

Won-Jae Yu, DDS, MS, PhD,<sup>a</sup> Mi-Ryoung Kim, DDS, MSD,<sup>b</sup> Hyo-Sang Park, DDS, MSD, PhD,<sup>c</sup>  
Hee-Moon Kyung, DDS, MSD, PhD,<sup>c</sup> Oh-Won Kwon, DDS, MSD, PhD<sup>c</sup>

**Objective:** The aim of this study was to evaluate the biomechanical aspects of peri-implant bone upon root contact of orthodontic microimplant. **Methods:** Axisymmetric finite element modeling scheme was used to analyze the compressive strength of the orthodontic microimplant (Absoanchor SH1312-7, Dentos Inc., Daegu, Korea) placed into inter-radicular bone covered by 1 mm thick cortical bone, with its apical tip contacting adjacent root surface. A stepwise analysis technique was adopted to simulate the response of peri-implant bone. Areas of the bone that were subject to higher stresses than the maximum compressive strength (in case of cancellous bone) or threshold stress of 54.8MPa, which was assumed to impair the physiological remodeling of cortical bone, were removed from the FE mesh in a stepwise manner. For comparison, a control model was analyzed which simulated normal orthodontic force of 5 N at the head of the microimplant. **Results:** Stresses in cancellous bone were high enough to cause mechanical failure across its entire thickness. Stresses in cortical bone were more likely to cause resorptive bone remodeling than mechanical failure. The overloaded zone, initially located at the lower part of cortical plate, proliferated upward in a positive feedback mode, unaffected by stress redistribution, until the whole thickness was engaged. **Conclusions:** Stresses induced around a microimplant by root contact may lead to a irreversible loss of microimplant stability. (*Korean J Orthod* 2011;41(1):6-15)

**Key words:** Microimplant, Root contact, Peri-implant bone stress, Finite element analysis

<sup>a</sup>Associate Professor, <sup>b</sup>Graduate Student, <sup>c</sup>Professor. Department of Orthodontics, School of Dentistry, Kyungpook National University.

Corresponding author: **Hee-Moon Kyung.**

Department of Orthodontics, School of Dentistry, Kyungpook National University, 188-1 Samdeok-dong 2-ga, Jung-gu, Daegu 700-721, Korea.

+82 53 600 7372; e-mail, hmkyung@knu.ac.kr.

Received August 4, 2010; Last Revision December 3, 2010; Accepted December 6, 2010.