



## 임플란트 식립에 의해 발생하는 경부 피질골 응력의 유한요소해석

Harsh Tejani, 유원재\*, 경희문

경북대학교 치의학전문대학원 치과교정학교실

〈Abstract〉

### Stress in crestal cortical bone generated by implant placement: a finite element simulation

Harsh Tejani, Wonjae Yu\*, Hee Moon Kyung

Department of Orthodontics, Kyungpook National University, Daegu, South Korea

The aim of this study was to evaluate the levels and distributions of stresses in the crestal cortical bone being generated by the implant placement. Insertion of a standard size (4.1 mm × 10 mm) implant into the mandibular alveolar crest was simulated using 3-dimensional finite element method (FEM). The entire implant placement process was simulated using a total of 12,601 numerical calculation steps - the first 12,600 steps simulated the actual insertion process, and an additional step evaluated the residual strain state after completion of the insertion. Apart from the stress and strain in the bone, we calculated the insertion torque as well. The FEM simulation resulted in a reasonable insertion torque (30 Ncm), and thereby confirmed the validity of the present FEM simulation method. The stresses developed in the crestal cortical bone during the implant insertion exceeded the ultimate strength (170 MPa) of cortical bone especially within 0.3 mm from the implant thread tips. As importantly, strains higher than the critical threshold (=4,000 microstrains) that can induce pathological bone resorption were observed to remain within approximately 1.2 mm from the implant thread tips after completion of the implant insertion.

*Key words* : Dynamic finite element simulation, Dental implant insertion, Crestal cortical bone

## 서론

과부하(overload) 문제는 임플란트 치료실패의 가장 중요한 위험요소 중 하나로 여겨지고 있다 (Buser D *et al.* 2012, Garcis-Bellosta S *et al.* 2010, Berglundh T *et al.* 2002, Cochran DL, 1999, Buser D *et al.* 1991, Sakka S *et al.* 2012). 응력 혹은 스트레인은 골개조에 조절인자로 작용하며, 과도한

응력, 즉 과부하 상황은 병적 골흡수를 유발하기 때문에 임플란트 주위골이 지속적으로 과부하되면 골융합이 손상을 받고 위태롭게 될 수 있기 때문이다(Friberg B *et al.* 1991). 따라서 과부하에 따른 임플란트 실패를 줄이기 위한 지금까지 많은 연구가 수행되었으며, 임플란트 크기와 디자인 (Frost HM, 2004, Tada S *et al.* 2003), 표면개조 (Petric CS *et al.* 2005, Gotfredsen K *et al.* 2001), 골질 (O'Brien GR *et al.* 2004), 지대주 디자인과 임플란트 나사산 (Hänggi MP *et al.* 2005, Clelland NL *et al.* 1992, Chun HJ *et al.* 2006) 등 다양한 요인의 영향이 광범위하게 연구되어 왔다. 이들 연구의 기본적인 목적은, 높은 응력집중이 발생할 수 있는 임플란트 경부를 둘러싸는 피질골에서의 응력수준을 분석하고 관리하는 데

\* Correspondence: 유원재 (ORCID ID: 0000-0002-6953-3011)  
 Department of Orthodontics, Kyungpook National University,  
 2177, Dalgubeoldae-ro, Jung-gu, Daegu 700-705, Republic of  
 Korea  
 Tel: +82-53-600-7651  
 E-mail: wonjaeyu@knu.ac.kr

Received: Jul. 17, 2017; Revised: Aug. 09, 2017; Accepted: Aug. 16, 2017

있었다고 할 수 있다. 그러나 지금까지의 연구는 응력발생의 원인들 중 중요한 한가지를 제외시키고 있다고 판단된다. 거의 모든 연구에서, 임플란트나 보철물에 작용하는 외력을 응력발생의 원인으로 초점을 두어 분석해온 반면, 임플란트 식립 단계에서 생기는 응력은 간과되었고 이 문제에 대한 정량적인 분석연구가 아직 없었기 때문이다.

임플란트 식립이 인접골, 특히 경부 피질골에 야기하는 생역학적 상황에 대해서는 보다 심도 있는 연구가 필요해 보인다. 임플란트 성공의 전제조건이라 할 수 있는 양호한 일차안정성을 얻기 위해서는 임플란트는 식립시 골내에 견고하게 고정되어야 하는데, 그 결과 경부 피질골, 특히 임플란트 식립 중 그 나사산에 의해 압박되고 변형되는 인접영역에는 높은 응력이 발생될 수 있기 때문이다. 최근의 동물연구에 의하면 임플란트 식립응력의 크기는 경부 피질골을 파절시킬 만큼 높았다(Nam OH *et al.*, 2008, Xu C *et al.*, 2015). 이같이 높은 응력상황은 골의 치유양상과 골융합 기간에 영향을 미치게 될 것이다. 식립응력이 완화되기에 충분한 치유기간이 허용하지 않는다면 기능력이 부하되는 시점에 골에는 응력이 잔류하여 과부하 위험을 높일 것이며, 임플란트에 즉시 또는 조기 하중을 부하할 경우 과부하 위험성은 더욱 현실화될 것이다. 그러므로 인접골 응력문제를 포괄적으로 관리하기 위해서는 기능력에 의한 응력은 물론, 임플란트 식립에 의한 응력/스트레인을 분석하고 관리할 필요가 있다고 판단된다.

이에, 본 연구에서는 임플란트 식립에 의해 임플란트 경부

피질골에 발생하는 응력과 스트레인을 조사하고자 한다. 이를 위해 동적인 임플란트 식립 과정을 3차원 유한요소 시뮬레이션 방법으로 분석하였다. 연구의 주 목표는 (1) 임플란트 식립과정 중 생성되는 응력의 수준을 파악하고, 또한 (2) 식립 완료 후 인접골에 잔류하는 스트레인의 수준과 분포를 조사하는 것이다. 이를 통해 임플란트에 기능하중이 부하되기 이전 인접골에 이미 분포하는 응력과 스트레인의 정도와 그 범위를 파악하고자 한다.

## 재료 및 방법

해석모델은 임플란트와 피질골 시편으로 구성된다(Fig. 1). 해면골은 해석모델에 포함시키지 않았는데, 이는 한정된 컴퓨터 용량을 임플란트 안정성에 더 중요한 치밀골에 대한 해석에 집중하려는 목적이었다. 임플란트는 원통형인 Straumann사의 표준형 임플란트 ( $\varnothing 4.1 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$ ; Institute Straumann AG, Basel, Switzerland)의 몸체에 약한( $1^\circ$ ) 테이퍼를 부여하여 모델링하였다. 테이퍼를 부여한 이유는 임플란트 식립 시뮬레이션 전체 과정 동안 임플란트와 인접골이 잘 밀착되도록 하여 FEM 해석의 안정성을 얻기 위함이었다. 테이퍼 부여에 따라 임플란트의 첨부(apical) 1/3 영역에서는 약간의 직경감소가 있지만 경부(cervical) 1/3에서는 직경변화가 거의 없기 때문에, 임플란트 몸체에 부여한 테이퍼가 경

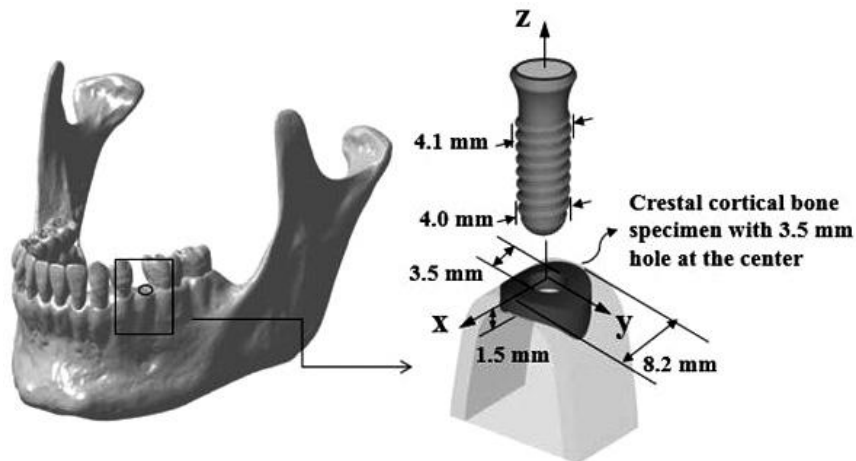


Figure 1. Analysis model: geometry and dimensions of the implant and the crestal cortical bone specimen.

부 인접골에서의 최종적인 응력분포 결과에 미치는 영향은 크지 않을 것이다.

피질골 시편은 25세 성인 하악골을 해부학적으로 복제한 플라스틱 하악골(QS 9/2, Somso, Coburg, Germany)을 기반으로 제작하였다. 플라스틱 하악골을 3D 레이저 스캐너

(DS-4060; Laser Design, Inc., MN)로 스캔하고, 데이터를 CATIA V5 소프트웨어(Dassault system Inc., France)로 전송하여 디지털 하악 모델을 제작한 다음, 그림 1에서 보는 바와 같이, 좌측 소구치 부위 치조골 형상을 주형으로 하여 피질골 시편(직경 8.2 mm, 두께 1.5 mm)을 모델링 하였다. 피질골

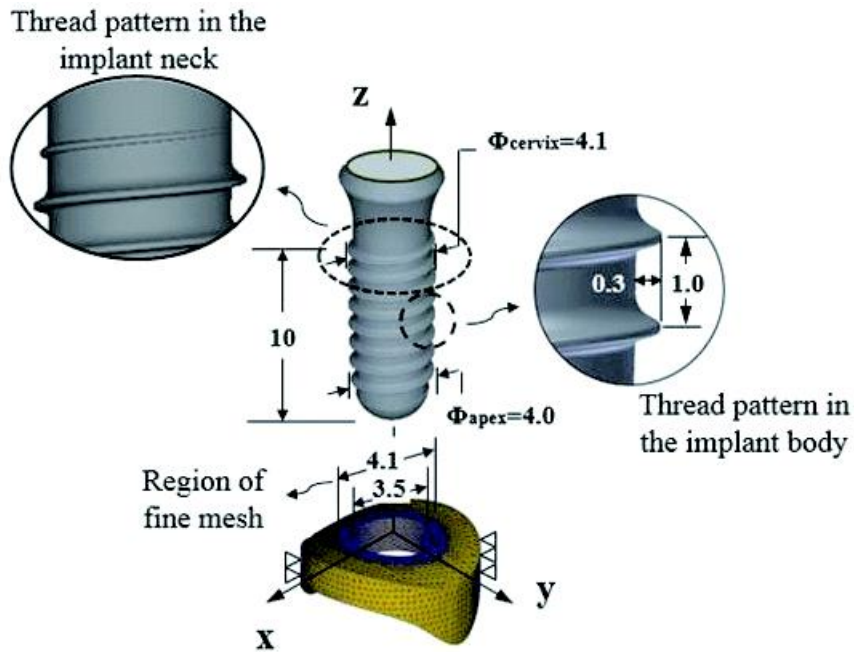


Figure 2. The FEM simulation/analysis model consisting of the implant and the crestal cortical bone specimen.

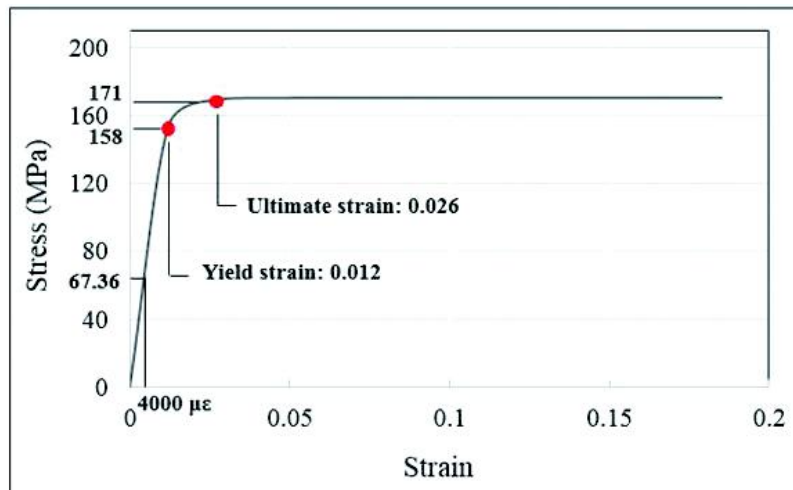


Figure 3. Elasto-plastic stress-strain relationship of human cortical bone reconstructed from van Staden et al., [28] Burstein, A.H., Reilly, D.T., and Martens, M. Aging of bone tissue: mechanical properties. J Bone Joint Surg Am. 1976; 58: 82-86 PubMed See all References 13 and Reilly and Burstein [29].

두께를 1.5 mm로 설정한 것은 이 부위 피질골의 두께가 0.4-2.8 mm 범위에 있다고 보고한 이전 연구결과를 참작한 것이다(Miyamoto I *et al.* 2005, Roze J *et al.* 2009, Sugiura T *et al.* 2015). 골시편의 직경은 임플란트 직경의 2배 크기로 하여, 임플란트 인근의 충분히 넓은 영역에서의 응력분포를 관찰할 수 있도록 하였다. 임플란트 식립부의 홀 드릴링 작업이 제조사의 프로토콜에 따라 적절히 실행되었다고 가정하여 (Straumann® Dental Implant System 2012), 직경 3.5 mm 홀을 피질골 시편의 중앙에 배치하였다.

메쉬(mesh)생성 작업과 유한요소 시뮬레이션은 DEFORM 3D 소프트웨어 (v11.0, Scientific Forming Technologies, OH, Columbus)를 사용하여 수행하였다. 피질골 시편은 약 215,000 개의 4면체 요소로 메쉬를 구성하였고, 그림 2에 보인 바와 같이, 임플란트 식립시 변형이 크게 발생할 것으로 예상되는 임플란트 인접 영역에는 미세한 메쉬를 사용하였다 (홀 벽으로부터 0.3 mm 이내 영역에서는, 그 외부영역에 비해 10 분의 1 크기의 요소 사용). 한편, 메쉬 모델은 FEM 시뮬레이션 동안 지속적으로 업데이트 (re-mesh) 하였는데, 이는 임플란트 식립이 진행되는 동안 인접골 메쉬에 과도한 왜곡 (distortion)이 일어나는 것을 방지하기 위한 목적이었다. Re-mesh 작업은 소프트웨어의 auto-remesh 옵션을 사용하여 수행하였는데, 식립과정 중 임의의 골 요소에서 그 원래 사이즈의 10 % 크기가 인접 요소나 임플란트에 의해 침범되었을 때 개시되도록 설정하였다. 계산 효율성을 위해 골은 탄소성 물체로, 임플란트는 강체로 처리하였는데, 이는 임플란트 식립시 골에 일어나는 변형에 비해 임플란트 자체의 변형은 무시할 수 있다는 가정에 근거한 것이다.

FEM 시뮬레이션은 임상 상황을 반영할 수 있도록 설계하였다. 먼저 임플란트를 홀과 중심축이 일치되도록, 그리고 임플란트 아래쪽 나사산이 홀 벽과 접촉하도록 위치시킨 다음, 임플란트에 등속 회전운동과 전진운동을 부여하였다(30 rpm의 회전, 0.5 mm/sec 속도로 홀 안쪽으로 전진하도록 프로그래밍하여 결과적으로 매 2초마다 임플란트는 1회전하며 1.0 mm 깊이로 식립이 이루어 짐). 식립 깊이 10 mm에 달하는 임플란트 식립 전체과정을 총 12,600개의 step으로 나누어 시뮬레이션 하였으며, 식립이 완료된 후에는 마지막 step으로 임플란트에 부과되었던 회전 및 전진운동 조건을 제거하여

정적 상태에서 인접골의 스트레인 분포를 분석하였다

임플란트와 피질골 사이의 운동마찰계수는 이전 연구에 기초하여 전체 식립 과정에서 0.15로 일정하다고 가정하였다.<sup>23-27</sup> 임플란트 식립시 뼈의 큰 변형이 발생할 것으로 예상되었기 때문에 탄성뿐만 아니라 피질골의 소성물성이 필요하다. 본 연구에서 문헌조사를 통해 사용한 피질골의 탄소성 물성은 Fig. 1에 나타낸 바와 같다.<sup>28,29</sup>

## 결 과

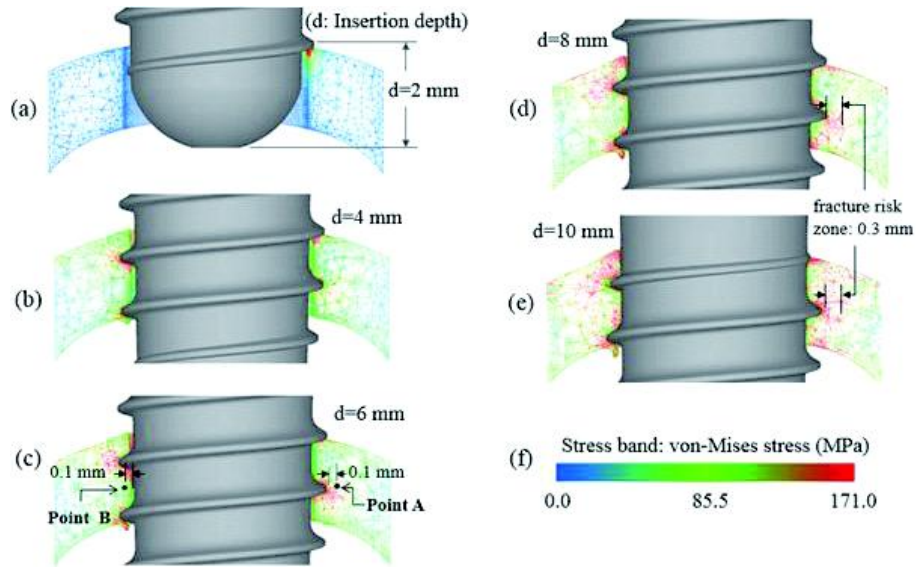
임플란트의 동적 식립과정을 FEM 방법으로 시뮬레이션하여, 경부 피질골에서 일어나는 응력변화를 해석하였고, 그 결과를 Fig. 4와 Fig. 5에 나타내었다. Fig. 4와 Fig. 5는 임플란트 식립 깊이에 따라 변화하는 식립응력 분포를 각각 피질골의 협설 및 근원심 단면에서 관찰한 결과이며, 복잡한 3차원적 응력 상황을 스칼라 량으로 변환한 von-Mises 응력으로 나타내었다. 그림에서 보는 바와 같이, 임플란트 식립깊이 증가에 따라 인접골 응력분포에는 급격한 변화가, 특히 임플란트 나사에 의해 압축되고 변형되는 영역에서 관찰되었다. Fig. 4와 5의 (a) ~ (e)는 임플란트 식립과정 중 다섯 단계에서 얻은 응력 결과인데, (a)는 임플란트의 식립깊이가 2mm인 경우로 임플란트 침부의 나사산이 홀의 벽(hall wall)을 압박하여 변형시키기 시작한 단계이다. 또한 (b) ~ (e)는 임플란트가 각각 4, 6, 8 및 10 mm 깊이까지 식립이 이루어진 단계이다. 그림에서 응력이 피질골 파절강도 (171 MPa, Fig. 2)를 넘어서는 영역은 빨간색으로 표시하여 관찰이 쉽도록 하였다. Fig. 4와 5에서 보는 바와 같이, 임플란트 식립 깊이가 8 mm를 넘어서면, 임플란트 나사산에서 약 0.3mm 이내 영역에서 응력이 171 MPa를 초과했으며, 이점은 협설 및 근원심 단면에서 동일하게 관찰되었다.

Fig. 6은 경부 피질골 중간면에 설정한 4개의 응력 관찰점에서 산출된 응력의 변화를 보여준다. 응력 관찰점은 Fig. 4(c) 및 Fig. 5(c)에 나타낸 바와 같이, 2개(Point A 및 Point C)는 임플란트 나사산 끝단부 인근에, 다른 2개(Point B 및 Point D)는 나사산 골짜기(valley) 인근에, 임플란트로부터 0.1 mm 떨어진 지점에 각각 설정되었다. 협설 및 근원심 단

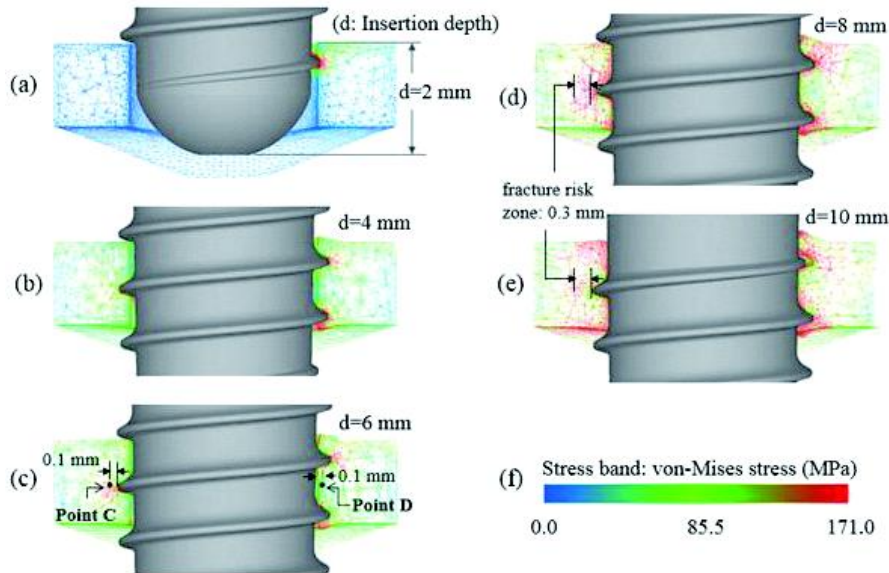
면에서 모두, 나사산 끝단부 인근에서는 큰 응력이 발생하였고, 나사산 골짜기 인근에서는 응력값이 낮았다. 또한, 응력의 크기는 협설 단면 및 근원심 단면에서 거의 동일한 것으로 관찰되었다.

Fig. 7은 임플란트가 완전히 식립 된 후에 인접골에 잔류된

스트레인 값의 분포를 나타낸다. 여기서는 피질골의 병적 골 흡수를 유발하는 임계 스트레인(threshold strain)값으로 보고 된  $4,000 \mu \epsilon$  (microstrain, Fig. 3)를 cut-off 값으로 설정하여 스트레인이 이보다 큰 영역은 모두 빨간색으로 나타내었다. 임플란트에서 약 1.2 mm 이내의 영역은  $4,000 \mu \epsilon$  보다 큰



**Figure 4.** The von-Mises stress distributions in the bucco-lingual cross-section of the crestal cortical bone during the implant insertion process; (a) at insertion depth  $d= 2\text{mm}$ , (b)  $d= 4\text{mm}$ , (c)  $d=6\text{mm}$ , (d)  $d= 8\text{mm}$ , (e)  $d= 10\text{mm}$ , and (f) stress band.



**Figure 5.** The von-Mises stress distributions in the mesio-distal cross-section of the crestal cortical bone during the implant insertion process; (a) at insertion depth  $d= 2\text{mm}$ , (b)  $d= 4\text{mm}$ , (c)  $d=6\text{mm}$ , (d)  $d= 8\text{mm}$ , (e)  $d= 10\text{mm}$ , and (f) stress band.

스트레인이 잔류함을 보여준다.

Fig. 8은 FEM 시뮬레이션에 의해 계산된 임플란트 식립 토오크의 변화를 보여준다. 본 연구에서는 응력과 더불어 식립 토오크도 계산하였는데, 이는 계산된 토오크 값을 임상 상황에서 얻어질 수 있는 토오크 값과 비교 평가함으로써, FEM 시뮬레이션 결과의 신뢰성을 확인하기 위한 목적이었다. 그림에서 보는 바와 같이, 토오크는 식립 초기에 약 18 Ncm로 급격히 증가하였는데, 이 시기는 임플란트 침부가 피질골 내

면에 암나사를 형성하며 관통하는 단계이다. 그 이후, 토오크가 약 30 Ncm까지 지속적으로 증가하는데, 이 시기는 임플란트 나사산이 이전단계에서 형성된 골내 암나사로 차례로 진입하며 조여지는 단계이다. 최종 단계에서 토오크가 약간 감소되는 것이 관찰되는데, 이는 Fig. 2에서 보는 바와 같이 임플란트 경부에서 나사산이 점차 작아지고 최종적으로는 없어지는 형상 때문에 생기는 자연스런 결과이다.

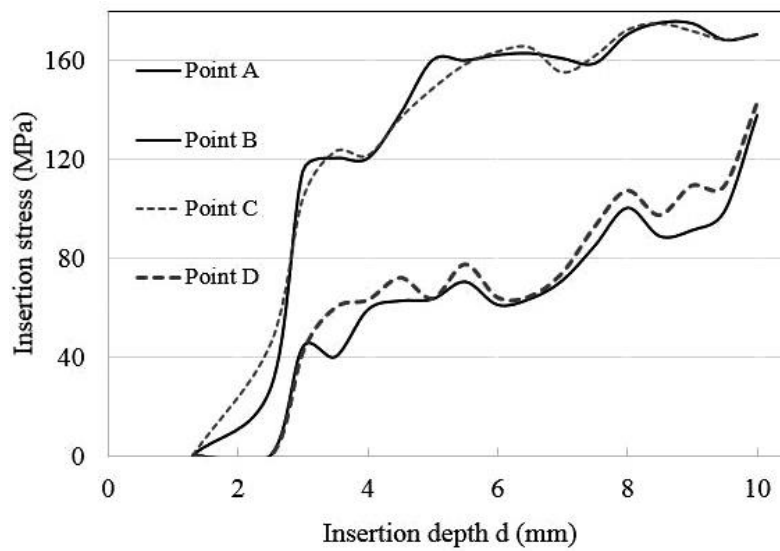


Figure 6. Stress history recorded at the four reference points near the implant as shown in Fig. 4(c) and Fig. 5(c).

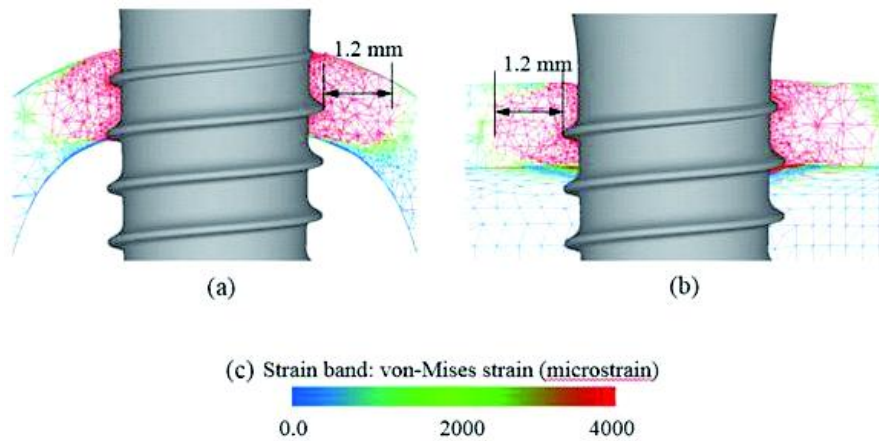


Figure 7. The residual strain distributions in the crestal cortical bone after implant insertion, (a) bucco-lingual cross section, and (b) mesio-distal cross section.

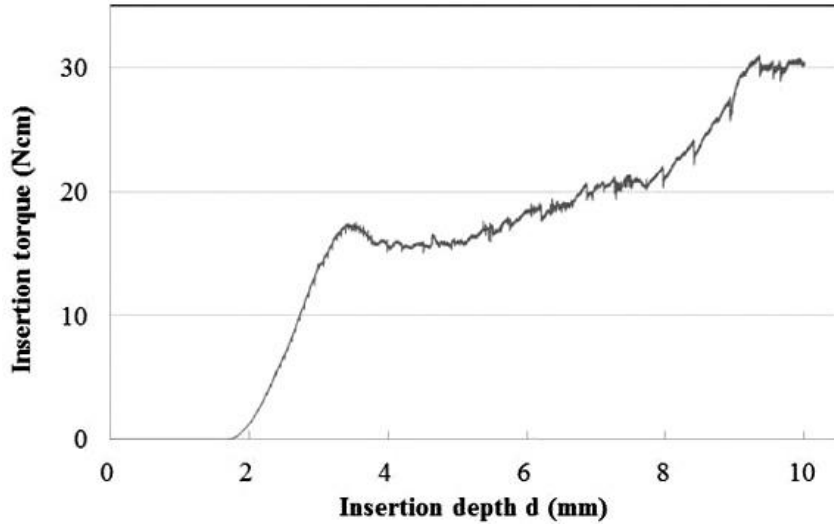


Figure 8. The insertion torque calculated by FEM simulation plotted against the insertion depth d.

## 고 찰

임플란트 식립 최종단계에서 FEM으로 산출된 토오크는 약 30 Ncm로(Fig. 8), 동일 크기 임플란트에 대한 제조사의 권장 값 35 Ncm보다 낮았지만 (Straumann® Dental Implant System 2012), 이 값은 피질골의 식립 토오크에 대한 합리적 결과로 간주되었다. 왜냐하면, FEM 시뮬레이션에 해면골이 포함되고, 해면골이 5~10 Ncm의 추가 토오크를 생성한다고 가정하면, 전체 식립 토오크는 35~40 Ncm이 되어 제조사 권장값에 매우 근접하기 때문이다. 이같은 결과는 본 연구에 사용된 FEM 시뮬레이션 방법과 매개 변수, 특히 동적 마찰계수 값의 적절하였음을 입증하고 있다.

임플란트의 식립 토오크는 임플란트와 인접골 사이의 마찰의 산물이다. 그러므로 적절한 마찰계수를 지정하는 것은 식립 토오크는 물론 인접골의 응력분포를 정확히 계산하는 데 필수적인 것이다. 치과용 임플란트와 악골간 마찰계수의 경우 이전 연구들에서는 0.1~0.3의 값이 사용되었다(골밀도가 높은 경우에는 0.3, 골밀도가 낮거나 골융합이 불완전할 때는 0.1) (Lin D et al. 2007, Atieh M et al. 2011). 이를 고려할 때, 본 FEM 시뮬레이션에서 사용한 값, 0.15는 다소 낮은 값이라 할 수 있다. 그러나, 임플란트 식립 중의 마찰은 운동조건 하에서 발생하고, 식립시 주수되는 식염수에 의한 윤활효

과를 감안하면 낮은 마찰계수의 사용이 정당화 될 수 있을 것이다. 위에 기술된 바, FEM으로 계산된 토오크 값의 합리적 결과로부터 그 적절함을 확인할 수 있다.

FEM 시뮬레이션은 임플란트 식립 중 경부 피질골에 높은 응력이 발생할 수 있음을 보여주었다. Fig 4 및 5 에서 보는 바와 같이, 임플란트로부터 0.3 mm 이내 영역에는 피질골 파절응력 이상의 응력이 발생함을 확인하였다. 이 결과는 경부 피질골이 임플란트 식립 중에 손상되거나 파절되어 미세균열이 발생할 수 있음을 보여주는데, 이것은 이전의 동물실험 연구의 결과를 뒷받침한다(Xu C (2015) 등 은 염소의 하악골에 다양한 디자인의 임플란트를 식립한 후 임플란트 주변의 피질골에 0.1 ~ 0.15 mm길이의 미세균열이 발생하는 것을 관찰하였으며, Wang G (2014) 등 은 염소 경골에 치과용 임플란트와 유사한 사이즈의 골스크류를 식립한 후 약 0.5 mm 길이의 미세 균열을 생성됨을 보고하였다). 피질골의 높은 식립응력은, 임플란트 사이트를 제조업체 프로토콜에 따라 올바른 크기의 드릴로 적절히 드릴링한 이후 임플란트를 식립하여도 피질골이 과부하되어 손상될 위험이 있음을 나타낸다. 경부 피질골에 생성되는 미세균열이 임플란트의 골 융합과정에 미치는 영향에 대해서는 거의 알려지지 않았지만, 미세균열이 일단 생성되면 골의 구조강성을 감소시켜 임플란트의 일차안정성을 저하시킬 것이라 생각된다.

한편, Fig. 4 ~ 6에서 보는 바와 같이, 임플란트 나사산 끝단부와 골짜기에 인접된 부위에서는 발생한 식립응력에는 큰 차이가 있었는데, 이것은 임플란트 나사산을 적절하게 설계하여 인접골의 응력상태를 조절할 수 있음을, 또한 임플란트 나사산 설계의 생역학적 중요성을 시사한다. 나사산 높이와 피치가 특히 중요한 매개 변수인 것으로 생각되는데, 임플란트 나사 설계와 식립응력 생성 간의 상관 관계를 명확히 규명하기 위해서는 더 심층적인 연구가 필요하리라 생각된다. 또한 나사산 형태(profile)와 더불어 임플란트의 직경 역시 식립응력에 영향을 미칠 수 있으므로 가능한 양자의 조합에 대한 종합적인 고찰이 필요할 것이다.

임플란트 식립응력은 교합압 등 기능력에 의해 생성되는 응력과는 크기와 분포 패턴이 상이하였다. 임플란트 및 보철물에 작용하는 기능력 하에서는, 임플란트를 둘러싸는 경부 피질골의 외표면에 응력이 집중되는데 비해, 식립응력은 피질골 전체 두께에 걸쳐 생성되었다(Fig. 4 ~ 7). 응력의 수준 면에서는 큰 차이가 관찰되었다. 이전의 생역학 연구에서 보고된 바와 같이 (Ding X et al. 2009, Pérez-Pevida E et al. 2016, Ding X et al. 2009), 표준사이즈 임플란트에 150 N크기의 경사력을 적용하는 경우 골조건에 따라 15에서 25 MPa 범위의 응력을 발생 시켰는데, 이와 비교하면, 식립응력이 약 7 배 이상 높다. 이러한 응력수준의 현저한 차이는 임플란트 식립응력에 대한 분석과 관리의 필요성을 확인해 준다.

Fig. 7에 나타난 바, 임플란트 식립 이후의 인접골에 잔류하는 높은 스트레인은 임플란트 식립 후 적어도 얼마 동안은 인접골의 흡수와 결과적인 임플란트 안정성 감소가 불가피하게 일어날 수 있음을 보여준다. 임플란트로부터 약 1.2 mm의 영역에서의 스트레인 값은 병적 골흡수를 일으킬 수 있는 스트레인 임계값 보다 높았는데, 이 결과는 Roberts의 연구결과 (Roberts WE et al. 1988), 즉, 조심스럽게 식립수술을 실행했음에도 불구하고 임플란트에 인접한 약 1 mm폭경의 피질골에서는 술후 파사가 일어난 결과를 뒷받침한다. 식립수술 후 임플란트 안정성이 일시적으로 떨어지는 “stability dip”기간이 생길 수 있음이 알려져 있는데, 이 현상은 임플란트/골 계면에서 골흡수에 의한 일차안정성의 소실 속도가 새로운 골형성을 통한 이차안정성의 증가속도보다 빠르기 때문에 생긴다. Fig. 7의 결과는, 계면골의 잔류 스트레인의 크기가 임플란트 식립

수술후 골개조 과정에 영향을 미칠 수 있는 수준임을 명확하게 보여준다.

한편, 본 연구에서는 FEM 해석의 안정성을 위해 골물성에 대해 단순화 가정을 사용하였으므로, 정성적인 관점에서 해석의 결과를 평가하여야 한다. 본 연구에서는, 응력이 피질골 파절강도를 초과한 후에도 골이 강도를 유지하는 것으로 가정하였는데(Fig. 3), 이 가정으로 인해 골의 응력이 과대 평가되었을 수 있다. 그러나 높은 응력 집중으로 인해 파절 위험이 있는 영역은 임플란트의 나사 끝단부 근처의 상대적으로 좁은 영역이기 때문에(Fig. 4 및 5) 응력과 식립 토오크 계산에서 발생한 오류는 크지 않을 것으로 생각된다.

## 결론

본 연구에서는 치과용 임플란트가 1.5 mm 두께의 경부 피질골에 식립되는 동적 과정을 FEM 방법으로 시뮬레이션 하였으며, 연구의 범위 내에서 다음의 결론을 도출하였다.

1. 임플란트 식립에 의해 피질골 파절을 일으킬 수 있는 수준의 응력이 임플란트 인근 0.3 mm 이내 영역에 생성되었다.
2. 임플란트 식립응력은 정상적인 기능력에 의해 생성되는 것보다 약 7배 정도 높았고, 그 크기는 협설측이나 근원심 방향에서 거의 동일한 수준이었다.
3. 임플란트 식립완료 이후, 임플란트로부터 1.2 mm 이내 영역에서는 피질골의 병적 흡수를 유발할 수 있는 것으로 보고된 4,000 microstrain 이상의 스트레인이 잔류하였다.

## 참고문헌

- Atieh M, Shahmiri RA (2011). The evaluation of optimal taper of immediately loaded wide-diameter implants: a finite element analysis. J Oral Implantol 10:123-32.
- Basic information on the surgical procedures (2012). Straumann® Dental Implant System. <http://www>.



- straumann, com
- Bardyn T, Gédet P, Hallermann W, Büchler P (2010). Prediction of dental implant torque with a fast and automatic finite element analysis: a pilot study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 109: 594–603.
- Berglundh T, Persson L, Klinge B (2002). A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol* 29 Suppl 3:197-212.
- Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H (1991). Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 25:889-902.
- Buser D, Janner SF, Wittneben JG, Brägger U, Ramseier CA, Salvi GE (2012). 10-year survival and success rates of 511 titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: A retrospective study in 303 partially edentulous patients. *Clin Implant Dent Relat Res* 14:839-51.
- Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH (2006). Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 21:195-202.
- Clelland NL, Gilat A (1992). The effect of abutment angulation on stress transfer for an implant. *J Prosthodont* 1:24-8.
- Cochran DL (1999). A comparison of endosseous dental implant surfaces. *J Periodontol* 70:1523-39.
- Ding X, Liao SH, Zhu XH, Zhang XH, Zhang L (2009). Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 11:279-87.
- Ding X, Zhu XH, Liao SH, Zhang XH, Chen H (2009). Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont*, 18(5):393-402.
- Friberg B, Jemt T, Lekholm U (1991). Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6:142-6.
- Frost HM (2004). A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod* 74:3-15.
- Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J (2001). Bone reactions adjacent to titanium implants with different surface characteristics subjected to static load. A study in the dog (II). *Clin Oral Implants Res* 12:196-201.
- Garcia-Bellosta S, Bravo M, Subirá C, Echeveria JJ (2010). Retrospective study of the long-term survival of 980 implants placed in a periodontal practice. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25: 613-619.
- Hänggi MP, Hänggi DC, Schoolfield JD, Meyer J, Cochran DL, Hermann JS (2005). Crestal bone changes around titanium implants. Part I: A retrospective radiographic evaluation in humans comparing two non-submerged implant designs with different machined collar lengths. *J Periodontol* 76:791-802.
- Hansson S (1999). The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clin Oral Implants Res* 10:394-405.
- Lin D, Li Q, Li W, Ichim I, Swain M (2007). Evaluation of dental implant induced bone remodelling by using a 2D finite element model. *Proceedings of the 5th Australasian Congress on Applied Mechanics (ACAM 2007)*, Brisbane, Australia, p. 301-6.
- Miyamoto I, Tsuboi Y, Wada E, Suwa H, Iizuka T (2005). Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery—clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone* 37:776-80.

- Nam OH, Yu W, Kyung HM (2008). Cortical bone strain during the placement of orthodontic microimplant studied by 3D finite element analysis. *Korean J of Orthod* 38, 228-39.
- O'Brien GR, Gonshor A, Balfour A (2004). A 6-year prospective study of 620 stress-diversion surface (SDS) dental implants. *J Oral Implantol* 30:350-7.
- Pérez-Pevida E, Brizuela-Velasco A, Chavarri-Prado D et al (2016). Biomechanical consequences of the elastic properties of dental implant alloys on the supporting bone: finite element analysis. *Biomed Res Int* 1850401.
- Petrie CS, Williams JL (2005). Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res* 16:486-94.
- Reilly DT, Burstein AH (1975). The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech* 8:393-405.
- Roberts WE (1988). Bone tissue interface. *Int J Oral Implantol* 5: 71-4.
- Roze J, Babu S, Saffarzadeh A, Gayet-Delacroix M, Hoornaert A, Layrolle P (2009). Correlating implant stability to bone structure. *Clin Oral Implants Res* 20:1140-5.
- Sakka S, Baroudi K, Nassani MZ (2012). Factors associated with early and late failure of dental implants. *J Investig Clin Dent* 3:258-61.
- Sugiura T, Yamamoto K, Kawakami M, Horita S, Murakami K, Kirita T (2015). Influence of bone parameters on peri-implant bone strain distribution in the posterior mandible. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 20:e66-73.
- Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H (2003). 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* 18:357-68.
- van Staden RC, Guan H, Johnson NW, Loo YC, Meredith N (2008). Step-wise analysis of the dental implant insertion process using the finite element technique. *Clin Oral Implants Res* 19:303-13.
- Viceconti M, Muccini R, Bernakiewicz M, Baleani M, Cristofolini L (2000). Large sliding contact elements accurately predict levels of bone-implant micromotion relevant to osseointegration. *J Biomech*, 33: 1611-8.
- Wang G, Qu X, Yu Z (2014). Changes in the mechanical properties and composition of bone during micro-damage repair. *PLoS One* 14:9:e108324.
- Xu C, Wei Z, Liu N, Sun F, Chen H, Lin T, Zhang B, Tang T, Lu E (2015). The effect of implant shape and screw pitch on microdamage in mandibular bone. *Clin Implant Dent Relat Res* 17:365-72.
- Yu W, Park HS, Kyung HM, Kwon OW (2012). Dynamic simulation of the self-tapping insertion process of orthodontic microimplants into cortical bone with a 3-dimensional finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 142:834-41.

# 임플란트 식립에 의해 발생하는 경부 피질골 응력의 유한요소해석

Harsh Tejani, 유원재\*, 경희문

경북대학교 치의학전문대학원 치과교정학교실

본 연구의 목적은 임플란트 식립에 의해 생성되는 경부 피질골 응력에 대해, 그 분포와 크기를 조사하는 것이다. 이를 위해, 표준 사이즈 (4.1 mm × 10 mm) 임플란트를 하악 소구치부 치조골 피질골판에 식립하는 과정을 3차원 유한요소법(Finite Element Method: FEM)을 사용하여 시뮬레이션 하였다. 전체 임플란트 식립 과정을 총 12,601 개의 step (앞쪽 12,600 step은 임플란트가 실제 식립되는 동적 과정을, 마지막 한 step 은 임플란트 식립완료 이후 골내 잔류 스트레인 분포상태를 시뮬레이션)을 사용하여 시뮬레이션 하였으며, 이를 통해 응력, 스트레인과 함께 임플란트 식립 토크를 계산하였다. 유한요소 시뮬레이션으로 산출된 식립 토크는 약 30 Ncm 로, 적절한 결과로 평가되었고, 이러한 결과는 본 연구에서 사용한 유한요소 시뮬레이션의 타당성을 확인해 주는 결과로 평가되었다. 임플란트 식립에 의해 경부 피질골에는 피질골의 강도(171 MPa)를 초과하는 응력이 발생하는 것을(발생영역은 임플란트 나사산에서 0.3 mm 이내 범위) 관찰하였고, 또한, 임플란트 식립 완료시, 임플란트 나사산에서 약 1.2 mm 이내 영역에는 피질골의 병적 골흡수를 유발할 수 있는 임계 스트레인(= 4,000 microstrain)보다 높은 스트레인이 잔류하는 것을 확인할 수 있었다.

**색인 단어 :** 동적 유한요소해석, 임플란트 식립, 경부 피질골