임플란트 고정체와 지대주 간의 전하중 크기가 골응력에 미치는 영향에 대한 유한요소해석

경북대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실

남효준 · 조광헌

본 연구에서는 임플란트 고정체와 지대주 간의 전하중 크기가 임플란트 주위 변연골의 응력분포에 미치는 영향에 대해 조사하였다. 해석 모델은 하악골에 식립되는 단일 임플란트(solid형 지대주와 submerged 형 고정체)로 제작되었고, 외력 조건으로는 임플란트 지대주 상부에 100N의 기능력이 협설 방향으로 30도 경사져 협측으로 작용하도록 설정하였다. 전하중의 크기가 변연골 응력 분포에 어떠한 차이가 생기게 하는지를 조사하기 위해 다섯 개의 다른 전하중의 크기(0, 200, 400, 600, 800N)를 부여하였다. 모든 분석은 선형 탄성을 가정하여 ABAQUS/CAE (ver6.10-1, HKS, Fremont, CA, USA) 프로그램을 사용하였다. 임플란트 주위 변연골 응력분포의 차이는 전하중의 크기와 관련이 있었다. 100N의 교합력 하에 전하중이 0인 경우 변연골(임플란트 벽에서 0.1mm 떨어진 부분)에서 압축 응력은 28.33MPa이었는데, 전하중을 200N 증가시킬 때마다 1.76MPa씩 증가하였다. 이런 방식으로 800N의 전하중을 가할 때 나타나는 최대 압축 응력은 35.18MPa이었다. 반면 변연골에서의 인장 응력은 전하중이 증가할수록 감소하였다. 임플란트 고정체와 지대주 간의 전하중은 변연골에서의 압축 응력을 증가시킬 수 있으나 기능력에 비하면 그 효과는 미미할 것으로 판단된다.

주요어: 고정체, 변연골, 전하중, 지대주, 응력분포, 임플란트 (**구강회복응용과학지** 2012:28(2):127~138)

서 론

두 개 이상의 요소들로 구성되는 조립체는 체결되는 조건에 따라 기계적 특성이 변한다. 체결 조건에 따라 조립체의 구조적 견고성이 달라지고 힘 전달 특성이 달라지기 때문인데 그 결과 체결부와 각 요소들 내부의 응력 분포에 차이가 생긴다. 상부 보철물, 지대주 및 고정체가 조립체를 형성하는 임플란트 보철의 경우에도 요소별 재질이나 디자인은 물론 체결 조건이 전체 시스템의 구조 견고성과 응력 분포에 영향을 미치게 되므로[1] 보철물의 수명과 치료의 질에 중요한 변수로 작용할 수 있다. 특히 지대주와 고정체의 체결 조건이 중요하다. 지대주/고정체의 조립은 지대주 하방에 가공된 스크류를 통해 이루어지는 방식과, 별도의 지대주 스크류를 사용하여 조립하는 두 방식으로 나뉠 수 있으나, 어느 방법이든 체결의 중요한 조건중 하나가 나사 조

교신저자: **조광헌**
경북대학교 치의학전문대학원 보철학교실, 대구광역시 중구 달구벌대로 2175, 700-705, 대한민국.
Fax: + 82-53-427-0778, E-mail: khjo@knu.ac.kr
원고접수일: 2012년 05월 01일, 원고수정일: 2012년 05월 20일, 원고채택일: 2012년 06월 25일

임에 의해 생기는 전하중(preload)이다.[1,2)]

전하중은 보철물과 임플란트, 그리고 임플란트 고정체와 인접골간의 힘 전달/응력에 영향을 미칠 수 있다. 전하중이 충분하여 저작압 하에서도 지대주/고정체간의 연결이 견고히 유지된다면 임플란트는 일체형 구조처럼 거동할 것이며, 힘 흐름의 왜곡이 덜 일어날 것이다. 그러나 전하중이 부족한 경우에는 반복적인 저작압 하에서 지대주/고정체 간 결합이 풀리는 현상이 생기고, 이는 임플란트는 물론 인접골에 응력 집중을 야기하여, 임플란트 구성 요소를 파절시키거나 골융합에 위해를 초래할 수 있으므로 문제가 된다. 지대주/고정체 체결이 이완되어 형성된 틈은 미생물의 저류 공간이 되어 치료의 질을 저하시키는 원인이 되기도 한다.[3)]

임플란트 치료의 높은 성공률에도 불구하고 아직도 5-10%의 실패가 발생하고 있는데, 임플란트 실패 증례에는 지대주/고정체 간 체결 나사의 풀림 현상이 동반되는 경우가 빈번히 보고되고 있다.[4-6)] 이를 방지하기 위하여 지대주/고정체 조립시 충분한 전하중을 부여하여 체결 안정성을 높이려는 디자인 측면의 시도가 이어져 왔다. 치근형 임플란트의 도입 초기에 지대주/고정체 체결에 사용되던 외측 연결 방식으로부터 원추형의 모오스 테이퍼(morse taper)를 갖는 내측 연결 디자인으로 진전되며 체결 안전성이 높아졌고,[7)] spline형, cam형, pin/slot형 등 다양한 형태의 디자인이 고안되었으며,[8)] 금 나사나 합착제, 와셔 등의 사용으로 전하중 크기를 증대하는 방법 등이 보고되었다.[9,10)] 이들 선학 연구로부터 임플란트 크기와 디자인, 재질, 연결 나사부의 표면처리 상태 및 조임 토오크 등이 전하중에 영향을 주는 인자이며, 외부 연결형 보다는 내부 연결형에서, 티타늄 재질보다는 금합금 등으로 나사부를 코팅하여 구성 요소간의 마찰력을 줄일수록 전하중 부여에 유리한 것이 규명되었다.[11,12)]

임플란트 보철 생역학에 있어서 전하중의 중요성에도 불구하고 전하중에 대한 정량적인 연구는 아직도 충분치 않아 보인다. 이전 연구들에서 보고된 전하중의 크기는 100N[13)] 내외로부터 800N[12)] 이상에 이르기까지 연구자에 따라 큰 차이를 보이고 있어 분석적인 연구가 더 필요할 것으로 생각되며, 특히 지금까지의 임플란트 전하중 관련 연구는 보철물과 임플란트 사이, 또는 지대주와 고정체 간에 발생되는 응력을 분석하는데 초점을 두었고,[12-18)] 임플란트 안정성과 수명에 본질적인 영향을 미치는 골응력에 관련된 분석 연구는 미미한 것으로 보인다. 본 연구에서는 이에 3차원 유한요소해석법을 이용하여 근래에 임상 사용 빈도가 높은 submerged 방식의 고정체에 대해, 지대주/고정체 체결시 부여된 전하중의 크기가 변연골 응력 분포에 영향을 미칠 수 있는지에 대해 조사하였다.

연구재료 및 방법

1. 임플란트 시스템 및 기하학적 형상

연구에 사용된 임프란트 시스템은 덴티스(Daegu, Korea)사의 submerged형 고정체인 DSFR 4310 모델로, cp-titanium 재질, 경부직경 4.3mm, 매식부 길이 10mm의 사이즈를 갖는다. 경부에는 미세 나사가 가공되어 있고, 지대주/고정체 결합은 원추형의 내측 연결로 이루어지며 원추형 사면은 11도의 모오스 테이퍼를 가진다. 지대주로 선정된 모델은 동사의 solid형 지대주인 DSSA 4525 이며, Ti-6Al-4V 재질이다. 지대주 하방에 나사가 가공되어 있어 고정체 내부 나사에 직접 체결된다.

단일 임플란트가 하악 구치부에 식립된 형상을 오토데스크(Autodesk Inc, USA) 사의 Inventor 프로그램을 이용, 기하 모델을 제작하였으며, 식립부 형상과 지대주/고정체/악골 결합체의 주요 치수는 Fig. 1에 나타낸 바와 같다.

외력 조건으로는 임플란트 지대주 상부에 100N의 기능력이 협설 방향으로 30도 경사져 협측으로 작용하는 것을 설정하였다(Fig. 1(b)). 또한 지대주/고정체간 전하중의 크기가 기능력이

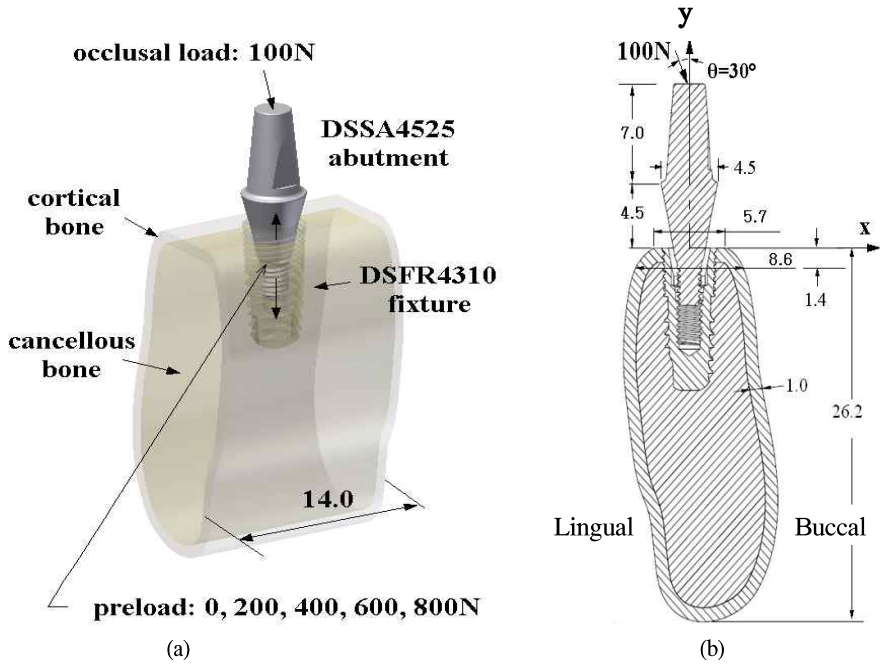


Fig. 1. Geometry model used in this study. (a) Submerged implant (DSFR4310) with DSSA4525 abutment placed in the mandibular bone of 14 mm in length is subject to a occlusal load of 100N. (b) Sectional view: mandibular bone of 8.6 mm in width together with other important dimensional data. (unit: mm)

지대주, 고정체 및 인접골로 이어지는 힘 전달 경로에 특성 변화를 가져와 인접골 응력 분포에 차이가 생기게 하는지를 조사하기 위해, Fig. 1(a)에 제시한 바와 같이 크기를 0, 200, 400, 600, 800N 으로 부여하였다.

2. 유한 요소 모델

유한요소해석은 ABAQUS/CAE (ver6.10-1, HKS, Fremont, CA, USA) 프로그램을 사용하였다. 지대주, 고정체, 치밀골, 해면골 등 해석 모델을 구성하는 모든 요소들에 대해 선형탄성, 등방균질성을 가정하여 해석 모델을 구성하였으며, 해석에 사용한 재료물성은 Table I 에 나타낸 바와 같다.

해석에 사용된 유한요소망은 응력 분포 분석에 중요한 임플란트 인접 피질골에는, 8절점 육면체 요소, 그 외에는 10절점 혹은 4절점 4면체 요소를 사용하여 구성하였으며 기본 격자의 크기는 0.3mm 내외로 하였으나, 임플란트 경부를 감싸는 치밀골 등 응력 집중이 예상되는 부위에는 0.15mm 크기의 요소망을 사용, 조밀하게 격자를 형성하였다.

고정체와 치조골 사이에 완전한 골유착이 일어났다는 가정하에 계면을 고정 조건으로 설정하였다. 전하중은 ABAQUS 프로그램의 pretension 기능을 사용, 지대주 나사 단면에 부여하였다.

연구에 사용한 전형적인 요소망 모델은 Fig. 2에 나타낸 바와 같다. 한편 악골의 근원심 절단면 (Fig. 2 의z=7 및 z=-7 면) 상의 모든 절점에는

Table Ⅰ. Mechanical properties (bone and implant materials)

Material	Young Modulus (GPa)	Poisson ratio	Strength (MPa)	Tensile yield stress (MPa)
Titanium (cp)	105	0.34	660	590
Titanium alloy	113	0.342	860	795
Cortical bone	13.7	0.3	72-76 (tensile) 140-170 (compressive)	60
Cancellous bone	1.37	0.3	22-28 (tensile)	-
Type IV Gold[31]	95	0.3	456.9	381.7

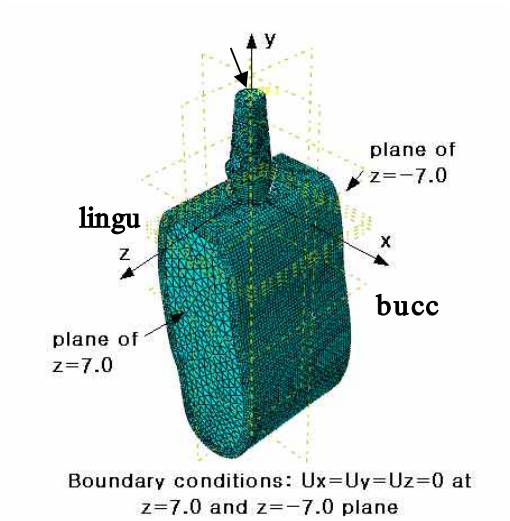


Fig. 2. Typical finite element mesh model with the coordinate system used in the present study.

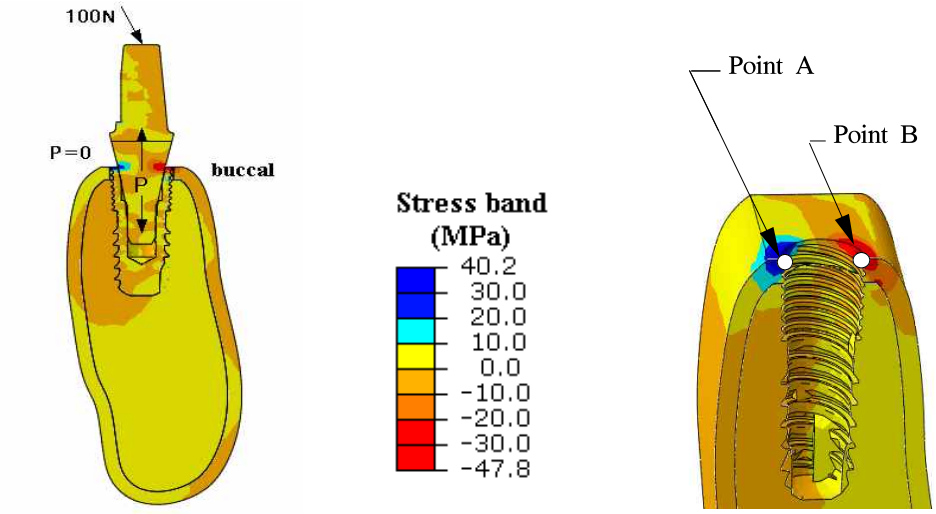
완전 구속 조건을 부여하여 교합압 조건하에서 움직임이 생기지 않도록 하였다.

결 과

지대주/임플란트 간의 체결 전하중이 0, 200, 400, 600, 800N 의 크기로 각각 부여된 5개의 모델에 대해 임플란트 시스템과 인접골의 응력 분포를 해석하였다. 외력 조건으로 임플란트 축에 대해 협측으로 30도 경사각을 갖는 100N 크기의 힘을 지대주 머리 윗면에 부하하였고, 이에 대한 응력 해석 결과를 Fig. 3 - Fig. 7에 각각 나타내었다.

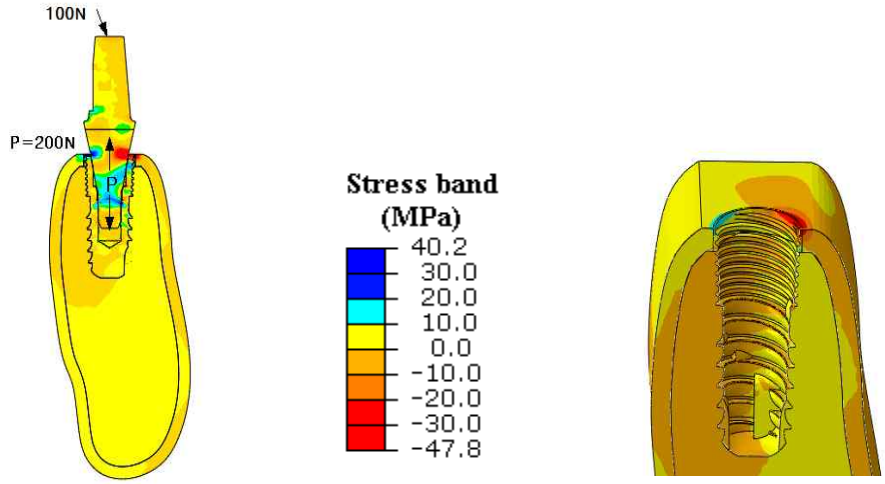
Fig. 3 - Fig. 7은 각 해석 모델에 대해 골응력이 최대가 되는 x-y 단면 (Fig. 2) 에서의 응력 분포이며, 골응력 평가에 사용된 응력 요소는 임플란트 반경 방향의 응력(radial stress, σrr)으로 지대주 상방에 작용하는 교합합 100N이 골로 전달되며 압박하는 압축 응력을 평가하기 위해 선택하였다. 용이한 관찰을 위해 응력의 상한값과 하한값을 각각 ±30 MPa 로 설정하였으며, 이를 벗어나는 영역은 파란색과 빨강색으로 나타내었다.

Fig. 3- Fig. 7에서 각각의 (a)를 비교하면, 지대주 나사에는 부여된 전하중의 크기에 따라 응력이 증가됨을 볼 수 있으나, 그림에 나타낸 응력은 σrr 요소이며, 전하중과 같은 방향에 생기는 σyy 성분이 아님을 유의하여야 한다. Fig. 3- Fig. 7 에는 임플란트가 인접골을 측방으로 밀며 골을 압박하여 일으키는 응력 성분을 관찰하기 위해 σrr 을 plot 한 것이다. 골의 압축 응력은 골생리 이론에서 골개형 장애나 소실과 관련하여 판단 기준으로 삼는 응력 성분이다.[19,20] 또한 각각의 Fig. 3-Fig. 7의 (c)에는 응력 집중이 관찰되는



(a) (b) (c)

Fig. 3. For preload=0 case. Radial stress distribution across the abutment, implant fixture and bone under an occlusal load of 100N applied at the top surface of abutment at 30 degree with respect to implant axis. (a) Overall stress distribution at the z=0 plane, (b) Stress band, (c) Stresses at the cervical bone. Point A and Point B are 0.1mm away from implant wall.



(a) (b) (c)

Fig. 4. For preload=200N case. Radial stress distribution across the abutment, implant fixture and bone under an occlusal load of 100N applied at the top surface of abutment at 30 degree with respect to implant axis. (a) Overall stress distribution at the z=0 plane, (b) Stress band, (c) Stresses at the cervical bone.

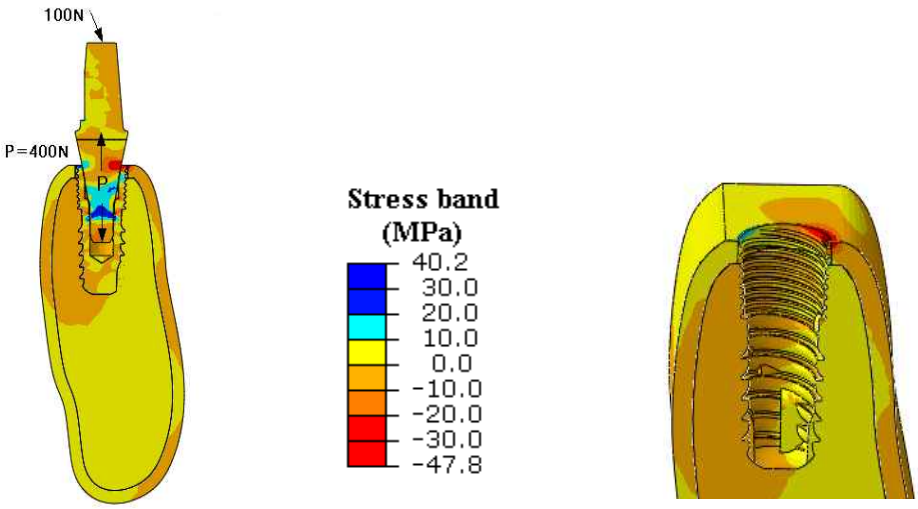


Fig. 5. For preload=400N case. Radial stress distribution across the abutment, implant fixture and bone under an occlusal load of 100N applied at the top surface of abutment at 30 degree with respect to implant axis. (a) Overall stress distribution at the z=0 plane, (b) Stress band, (c) Stresses at the cervical bone.

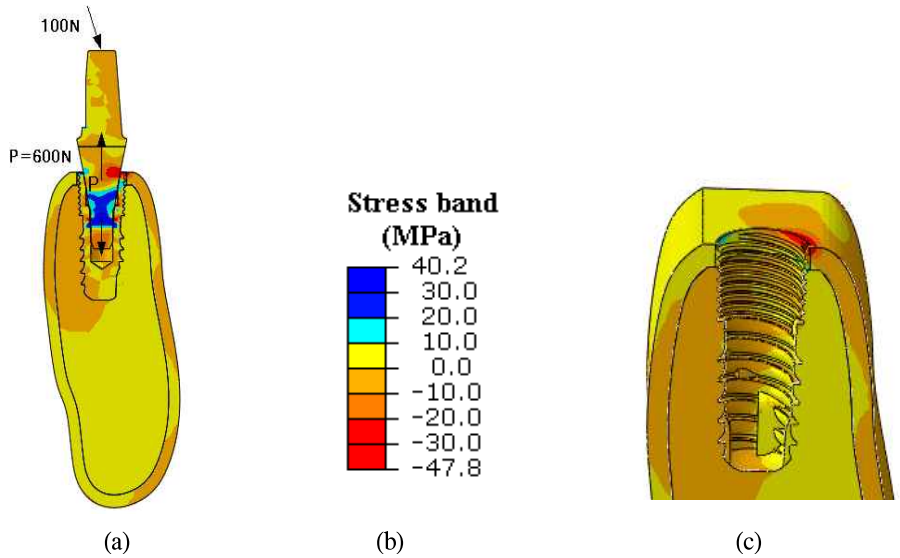


Fig. 6. For preload=600N case. Radial stress distribution across the abutment, implant fixture and bone under an occlusal load of 100N applied at the top surface of abutment at 30 degree with respect to implant axis. (a) Overall stress distribution at the z=0 plane, (b) Stress band, (c) Stresses at the cervical bone.

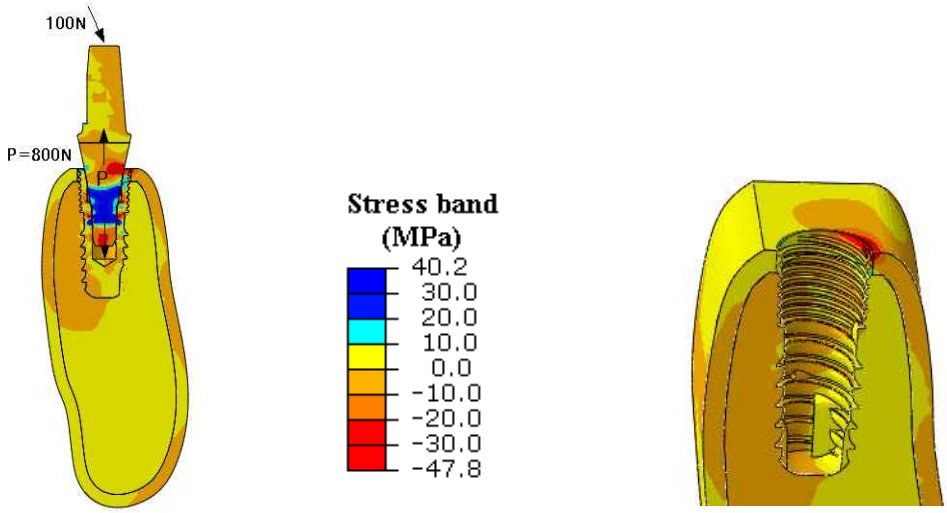


Fig. 7. For preload=800N case. Radial stress distribution across the abutment, implant fixture and bone under an occlusal load of 100N applied at the top surface of abutment at 30 degree with respect to implant axis. (a) Overall stress distribution at the z=0 plane, (b) Stress band, (c) Stresses at the cervical bone.

임플란트 경부 부분을 확대하여 나타내었으며, 골내 응력의 관찰을 용이하게 하기위해 임플란트는 생략 하였다. 교합력과 교합력이 유도하는 모멘트에 의해 생긴 압축 응력이 서로 중첩되는 협측 변연에는 압축 응력이 크고 넓게, 이에 비해 모멘트에 의해 발생되는 인장 응력과 교합력에 의한 압축 응력이 서로 상쇄되는 설측 변연골에는 인장 응력이 집중되어 나타남을 볼 수 있다. 인장 및 압축 응력값의 최대값이 발생하는 위치는 변연골 표면이 임플란트 벽면과 만나는 부위이다.

Fig. 3(c)에 나타낸 점A 와 점B 는 각각 임플란트 외벽으로부터 0.1mm 떨어진 위치이며, Fig. 8에서는 전하중의 크기 차이에 따른 점A 와 점B에서의 응력의 변화 추이이다. 전하중 크기가 커질수록 설측(점A)의 인장 응력은 감소되는데 비해 협측(점B)의 압축 응력은 오히려 증가하고 있음이 관찰된다.

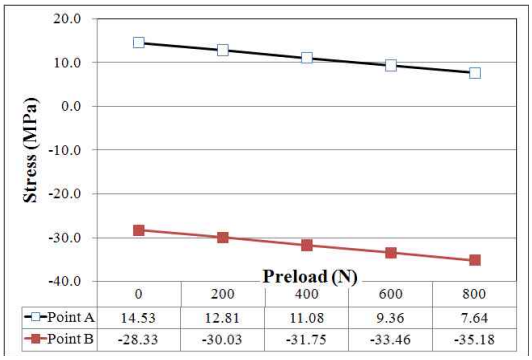


Fig. 8. Variation of stresses on the cervical cortical bone calculated at Point A and Point B near the implant which is under an obliquely acting load of 100N, and subject to varying preloads. of up to 800N.

고 찰

생체 조직의 향상성이 유지되기 위해서는 일정 수준의 자극이 필요하다. 임플란트를 지지하는 인접 치조골 역시 조직의 향상성을 위해서는 적절한 수준의 생리적 자극이 지속되어야 한다. 골생리 이론에서는 골에 부하되는 기계적 응력 혹은 변형율을 척도로 생리적 자극 강도를 평가하며, 응력과 스트레인이 생리 범위 내에 있을 때 골은 생성과 흡수의 두 기구가 평형을 이루어 골량과 골밀도가 유지하지만, 범위를 벗어나면 균형이 한쪽으로 치우쳐 골량 변화가 생기게 된다. 인접골이 받는 자극 수준이 생리적 요구 조건에 미달하면 불용성 퇴축이 생겨 소실이 발생하며, 과도한 힘이 반복적으로 작용하는 과부하 상태에서도 흡수 기구가 우세하여 골소실이 발생한다.

임플란트 인접 변연골은 응력 집중에 의한 과부하 위험에 노출되는데, 치밀골의 생리적 허용치는 약 4,000 μ-strain 수준으로 보고되고 있다.[21-24] 이를 넘는 상태가 지속되면 미세균열이나 골괴사 등의 병리적인 변화와 함께 골개조 장애에 의한 골량 감소가 생길 수 있으므로 주의가 필요하다. 4,000 μ-strain 을 Table Ⅰ에 제시된 치밀골의 물성(탄성계수)를 이용하여 응력의 척도로 나타내면 약 54.8 MPa가 되므로, 정상적인 교합압 하에서 임플란트 인접골의 최대 응력이 이 수준을 넘지 않도록 관리해야 할 필요가 있다.

지대주와 임플란트 간의 긴밀한 접촉은 생물학적, 역학적 관점에서 모두 중요하다. 생물학적 측면에서는 치료의 질과 관련이 있다. 지대주/임플란트 고정체 체결부에 틈이 있어 미생물 투과를 허용하면, 임플란트 주위염이나 악취의 원인이 될 수 있다.[25] 역학적 관점에서는 임플란트 안정성과 관련이 있다. 저작압이 보철물, 지대주, 임플란트 그리고 골로 전달/분산되는 경로 상에 구조적 연결이 불완전하거나 부적합이 있다면 힘 전달 경로가 왜곡되어 응력 집중이 생기고[26,27] 결과적으로 지대주/임플란트 고정체 체결의 안정성이 더욱 저하, 요소들의 영구 변형이나 파절로 이어질 수 있기 때문이다.[28,29] 따라서 지대주와 임플란트 고정체 간의 긴밀한 접촉을 지속하기 위해 부여하는 전하중은 임플란트 치료성공에 핵심적인 역할을 하며, 그 측면에서 가능한 한 전하중은 클수록 좋다. 그러나 전하중이 지나치게 크면 지대주나 지대주 나사의 과도한 변형이나 파절 위험이 있으므로 일반적으로 그 크기는 지대주 항복 강도의 약 75% 이내로 관리하는 것이 적당한 것으로 보고되고 있다.[30] 이같은 강도 측면에서, 본 연구에 사용된 직경 2 mm, 티타늄 합금 재질의 solid형 지대주(DSSA4525)는, 이론적으로는 약 1870N 크기까지 전하중을 부여할 수 있다(Table Ⅰ). 그러나 높은 수준의 전하중을 얻기 위해서는 조임 토오크를 높여야 하는 한계가 있다. 과도한 조임 토오크에 따른 골융합 훼손을 방지하기 위해서는 조임 토오크 값이 제한되어야 하므로 전하중 크기는 재질 강도보다는 토오크에 따라 결정된다. 본 연구에서 사용된 지대주(DSSA4525)/임플란트 고정체(DSFR4310) 조합과 동일한 시스템에 대해 행한 Kim[14]의 유한요소해석에 의하면 35 Ncm의 조임 토오크에서 약 650N의 전하중이 발생되었다. 이를 감안, 본 연구에서는 전하중의 크기를 0-800N의 범위로 보수적으로 설정하였으며, 그 크기가 지대주/임플란트 고정체/골 사이의 힘 전달에 영향을 미치고, 또한 골응력을 변화시키는 지를 조사하였다.

임플란트와 관련한 이전의 생역학적 연구에서는 기능력을 위주로 한 외력의 크기나 방향 차이에 따라 달라지는 인접골의 응력에 초점을 두었다. 임플란트의 사이즈나 몸체 형상,[31,32] 경부 모양 혹은 나사산[33,34] 등으로 특성지워지는 임플란트 요소와 골밀도나 피질골 두께, 골질 등의 골요소[35,36]가 응력에 미치는 영향이 광범위하게 연구되었다.

본 연구의 해석결과, 전하중은 인접골 응력 분포에 영향을 미치는 것으로 확인되었으며, 골응력에 불리한 영향을 주는 것으로 보인다. Fig. 8에서 보는 바와 같이 전하중이 0에서 800N 까지

증가함에 따라 인접골의 최대 압축 응력의 경우 약 7MPa 증가하였고, 이에 비해 인장 응력은 약 7MPa 감소하였다. Fig. 8에서 보는 바와 같이 교합력 100N이 변연골에 28.33MPa의 압축 응력을 유도하였는데, 전하중이 200N 씩 증가함에 따라 압축 응력이 1.76MPa 씩 증가 하고 있다.

그러나 골응력에 미치는 전하중의 불리한 효과는 실제 임상에서는 큰 문제가 되지 않을 것으로 보인다. 크기 800N의 전하중은 현실성이 그다지 높지 않을 것으로 보이며, 대체로 200-400N 범위의 전하중이 부여된다고 가정하면 200N의 차이에 의한 1.76MPa 의 응력이 골반응에 현저한 영향을 줄 것으로 생각되지 않는다. 또한 100N의 교합력 하에서 발생된 28.33MPa의 응력은 위에서 언급한 치밀골의 허용 응력 54.8MPa 보다 충분히 낮으므로 전하중에 의한 압축 응력 증가가 미치는 영향은 매우 제한적일 것으로 생각된다.

한편 본 연구에서는 고정체와 지대주 사이의 계면(상부의 모오스 테이퍼 부위 및 하부의 나사부위)에서 모두 tied 조건을 부여, 양자 간에 미끄러짐이 없는 것을 가정하여 해석하였다. 나사 풀림으로 전하중이 작아지는 경우 미끄러짐이 발생할 수 있는 데 이를 고려하면 비선형 접촉 문제가 된다. 이전 Kim[14]의 연구에 따르면 모오스 테이퍼 부위에서 접촉에 따른 힘 분산 효과가 크지 않았으므로 모델링 차이에 따른 해석 결과의 오차는 크지 않을 것으로 평가된다.

결 론

본 연구에서는 임상 사용 빈도가 높은 submerged 방식의 고정체에 대해, 지대주/고정체 체결시 부여된 전하중의 크기가 변연골 응력 분포에 영향을 미칠 수 있는지에 대해 조사할 목적으로, 동일한 지대주/고정체 모델에 0, 200, 400, 600, 800N 크기의 전하중을 각각 부여하고 100N의 경사력 조건하에서 임플란트 변연골에 발생되는 응력을 유한요소해석으로 분석하여 비교하였다. 본 연구의 범위내에서 다음과 같은 결론을 도출하였다.

1. 전하중 크기 차이에 따라 임플란트 변연골에 발생되는 응력 수준에 차이가 생김을 관찰하였다. 전하중이 0에서 800N 까지 증가함에 따라 인접골의 인장 응력은 약 7MPa 감소하는 반면, 압축 응력의 경우 약 7MPa 증가하였다.
2. 전하중 크기 차이에 따른 임플란트 인접골의 응력 차이가 골반응에 미치는 영향은 크지 않았다. 실제 임상에서의 전하중 차이가 200N 정도일 것이라고 가정한다면 이는 1.76MPa 의 압축 응력 증가를 유도하므로 인접골 응력이 생리적 허용 한계 이내에 있다면 그 차이가 미치는 효과는 미미할 것으로 판단된다.

참 고 문 헌

1. Wang RF, Kang B, Lang LA, Razzoog ME. The dynamic natures of implant loading. Prosthet Dent 2009;101:359-71.
2. Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. J Prosthet Dent 2004;91:319-25.
3. Ricomini Filho AP, Fernandes FS, Straioto FG, da Silva WJ, Del Bel Cury AA Preload loss and bacterial penetration on different implant-abutment connection systems. Braz Dent J 2010;21:123-9.
4. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. Clin Oral Implants Res 2008;19:119-30.
5. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. Int J Oral Maxillofac Implants 1991;6:270-6.
6. Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants: From

prostheses treatment to first annual check up. Int J Oral Maxillofac Implants 1992;7:40-3.
7. Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. J Prosthet Dent 1999;81:159-66.
8. Binon P, Franz, Brunski J, Gulbransen H. The role of screws in implant systems. Int J Oral Maxillofac Implants. 1994;9:48-63.
9. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. J Prosthet Dent 1994;71:592-9.
10. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1992;7:353-9.
11. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Comparison of "Look-Alike" implant prosthetic retaining screws. J Prosthodont 1995;4:23-7.
12. Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. J Prosthet Dent. 2003;90:539-46.
13. Stüker RA, Teixeira ER, Beck JC, da Costa NP. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. J Appl Oral Sci. 2008:16:55-8.
14. Kim KT. An evaluation of preload between abutment and fixture of dental implant using 3D finite element method. Ph D Thesis, Kyungpook National University, 2010.
15. Lee BH, Chun HJ, Han CH, Lee SH. 3-Dimensional finite element analysis of implant screw loosening of different connection types. Proceedings of KSME 2005 Spring Annual Meeting 2005; 1023-8.
16. Seo JW, Kang KT, Chun HJ, Han CH. Study of an analytical model for screw loosening mechanism of dental implants. Proceedings of KSME 2007 Spring Annual Meeting 2007;737~42.
17. Im SM, Kim DG, Park CJ, Cha MS, Choi LR. Biomechanical considerations for the screw of implant prosthesis: A literature review. J Korean Acad Prosthodont 2010;48:61-8.
18. Eom TG, Suh SW, Jeon GR, Shin JW, Jeong CM. Effect of Tightening Torque on Abutment-Fixture Joint Stability using 3-Dimensional Finite Element Analysis. J Korean Acad Prosthodont 2009;47: 125-35.
19. Schrotenboer J, Tsao YP, Kinariwala V, Wang hL. Effect of Microthreads and Platform Switching on Crestal Bone Stress Levels: A Finite Element Analysis. J Periodontol 2008;79:2166-72.
20. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis - a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. J Oral Implantol 1998;24:80-8.
21. Rubin CT, Lanyon LE. Regulation of bone mass by mechanical strain magnitude. Calcif Tissue Int 1985; 37:411-7.
22. Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. Angle Orthod 1994;64:175-88.
23. Duyck J, Ronold HJ, van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. Clin Oral Implants Res 2001;12: 207-18.
24. Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol 2003;275: 1081-101.
25. Quirynen M, Bollen CML, Eyssen H, van Steenberghe D. Microvial penetration along the implant components of the Branemark system. An in vitro study. Clin Oral Implants Res 1994:5;239-44.
26. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. J Prosthet Dent 2001;86:24-32.
27. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear finite element contact analysis of preload dental implant components. Int J Oral Maxilofac Implant 1993; 655-61.
28. Brunski JB, Hipp JA. In vivo forces on endosteal

implants: a measurement system and biomechanical considerations. J Prosthet Dent 1984;51:82-90.
29. Sones AD. Complication with osseointegrated implants. J Prosthet Dent 1989; 62:581-5.
30. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10:295-302.
31. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. 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 2003;18:357-68.
32. Petrie CS, Williams JL. 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 2005;16:486-94.
33. Clelland NL, Gilat A. The effect of abutment angulation on stress transfer for an implant. J Prosthodont 1992;1:24-8.
34. Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2006;21: 195-202.
35. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. J Oral Implantol 1997;23: 104-11.
36. Kitagawa T, Tanimoto Y, Nemoto K, Aida M. Influence of cortical bone quality on stress distribution in bone around dental implant. Dent Mater J 2005;24:219-24.

Effect of Implant Preload on the Marginal Bone Stresses Studied by Three Dimensional Finite Element Aanalysis

Hyo-Jun Nam, Kwang-Hun Jo

Department of Dentistry Graduate School, Kyungpook National University Daegu, Korea

This study is to assess the effect of preload level on the stress development at the marginal cortical bone surrounding implant neck.

A finite element model was created for a single implant placed in the lower jaw bone. An external load of 100N was applied on the top of abutment at 30 degree with the implant axis in lingo-buccal direction. Five different preloads, i.e. 0, 200, 400, 600, 800N were applied to the abutment stem to investigate if and/or how the preload affects on the marginal bone stress.

Differences in the marginal bone stress were recorded depending on the level of preload. On the other hand, the tensile stress on the marginal cortical bone decreased in models of higher preload.

Preloads between abutment/fixture can increase compressive stresses in the marginal cortical bone although the amount may be insignificant as compared to those generated by functional forces.

Key words: abutment, fixture, implant, marginal bone, preload, stress development

Correspondence to : Prof. Kwang-Hun Jo
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Kyungpook National University, 2175, Dalgubeol-daero, Jung-gu, Daegu, 700-705, KOREA.
Fax: +82-53-427-0778, E-mail: khjo@knu.ac.kr
Received: May 01, 2012, Last Revision: May 20, 2012, Accepted: June 25, 2012