즉시하중시 상악 전치부에 식립된 임플란트 길이 변화에 따른 응력 분포의 삼차원 유한요소 연구

서울대학교 치의학대학원 치과보철학 교실

이준석 · 김명주 · 권호범 · 임영준

즉시 하중에 대한 관심과 시도가 증가되고 있지만, 명확한 술식이 정립되어 있지는 않다. 본 연구에서는 상악 전치부 임플란트에서 즉시 하중시에 골과 임플란트에 나타나는 응력분포 양상을 3차원 유한요소법을 이용하여 알아보고자 하였다. 골질이 D3인 상악 전치부의 골모형을 구성하고, 서로 다른 길이(8.5 ㎜, 10.0 ㎜, 11.5 ㎜, 13.0 ㎜, 15.0 ㎜)의 직경 4.0 ㎜ 나사형 임플란트를 식립한 모형을 제작하였다. 해석 절차의 간소화를 위하여 모든 물성은 등방성, 선형탄성, 균질성으로 가정하였다. 골-임플란트 계면은 접촉 요소법으로 처리하여 골유착이 일어나기 전 상태로 구성하였다. 지대주 장축에 120도의 각도로 지대주의 구개 절단각 중앙부에 176 N의 정하중을 가하고 응력분포를 관찰하였다. von Mises stress를 이용하여 응력을 분석한 결과 모든 모형에서 순측 피질골에 응력이 집중되었으며 피질골과 망상골의 경계부에서 최대 응력값을 나타내었다. 길이에 따른 비교시 8.5 ㎜ 모형에서 가장 큰 최대 응력값을 나타냈으며, 임플란트 길이가 증가될수록 좀 더 양호한 응력 분포를 나타내었다. 상악 전치부 즉시 하중시에 피질골의 존재 유무는 매우 중요하며, 길이가 긴 임플란트를 식립하는 것이 유리하며, 가능하면 13.0 ㎜ 이상의 임플란트를 식립하는 것이 즉시하중을 시행할 때 응력 분산에 유리한 것으로 판단된다.

주요어: 즉시하중, 골-임플란트 계면, 상악 전치, 유한요소

(대한치과턱관절기능교합학회지 2009:25(3):255~265)

서 론

골유착을 이용한 치과용 임플란트 치료는 현재 보편적인 치과 수복 치료법으로 자리 잡고 있다. 전통적인 임플란트 치료 술식은 식립 후 하중을 가하지 않은 상태에서 하악은 3~4 개월, 상악에서는 5~6 개월간의 치유기간을 필요로 한다.[1,2] 이 전통적인 임플란트 치료술식은 지금까지 많은 연구가 이루어졌으며, 잘 정립되어 있는 치료형태로써 예측 가능한 성공을 위해 광범위하게 받아들여지고 있는 치료술식이다. 하지만 이 방법은 보철물 장착까지 긴 치료기간을 요구하기 때문에 비심미적이고 불편한 임시 보철물을 장기간 동안 장착해야 하며, 특히 심미적인

교신저자 : 임영준
서울대학교 치의학대학원, 치과보철학교실, 서울특별시 종로구 연건동 28번지,110-749, 대한민국
팩스: 82-2-2072-3860, E-mail: limdds@snu.ac.kr
원고접수일 :2009년 07월 25일, 원고수정일 :2009년 08월 15일, 원고채택일 :2009년 09월 25일

부위에서 환자와 술자의 불편감은 더욱 증가될 수 있다. 그렇기 때문에 좀 더 치료기간을 단축시키려는 요구가 발생되었고, 그것의 하나로 즉시 하중 임플란트 술식이 임상적으로 시도되었다.

'즉시하중'이란 임플란트를 식립한 후 72 시간 내에 보철물을 장착하고 교합력을 가하는 것으로 정의할 수 있다.[3] 하지만 48시간 내에 적용하는 것으로 좀 더 많이 인용된다.[4] 또한 즉시 하중에 대한 정의는 보철물이 장착되는 시점과 가해지는 하중의 크기에 대한 내용을 포함하고 있어야 한다. 즉시 하중에 대하여 Aparicio 등[5]은 72 시간내에 보철물을 장착하고 교합접촉을 유지해야 한다고 정의하였고, Cochran 등[4]은 48 시간내에 보철물을 장착하고 교합접촉을 형성하는 것이라고 정의하였다. 반면, Glauser 등[6]은 즉시 하중을 식립 후 24 시간내에 장착하는 것으로 정의하였으나, 교합접촉에 대해서는 언급하지 않았고, Cooper 등[7]은 식립 당일에 보철물을 장착하는 것으로 정의하였지만 교합접촉에 대해서는 임상적 상황을 고려하여 결정한다고 하였다. 이처럼 즉시하중에 대한 정의도 각각 연구그룹에 따라 상의한 정의를 내리고 있고, 그렇기 때문에 각각 즉시 하중의 성공을 위한 임상 적응증과 절차에 관해서도 서로 간에 의견 차이를 보이고 있다.

최근까지 즉시하중에 관하여 많은 임상 연구가 발표되었고,[8,9] 상악에 대한 전통적인 치료 술식과 즉시 하중시의 성공률을 비교한 연구들에서 거의 동등한 성공률을 보고하고 있다.[10,11] 하지만 많은 임상적 연구 결과에도 불구하고, 아직 즉시하중에 관하여 명확히 정립되어 있는 것은 없다. 그렇기 때문에 좀 더 임상 적용 범위를 넓히고, 보편화 된 치료술식으로 자리 잡기 위해서는 식립 후 골유착이 일어나기 전까지 발생되는 골과 임플란트 계면간의 생물학적인 반응과 생체역학적인 골 응력 분포 양상, 하중의 크기, 추천 되는 술식, 환자의 선택시 고려사항 등에 관하여 명확한 정립이 필요하다. 골유착이 일어나기 전까지 임플란트가 초기 고정을 유지하는 것은 골유착에 필수적이지만 이때 무리한 하중이 골-임플란트 계면에 발생된다면 결과적으로 골유착을 방해하고 임플란트의 실패를 야기할 가능성이 있다.

유한요소분석이란 해석이 난해하거나 불가능한 문제를 수많은 요소로 분할하고, 각각을 해석한 후 이것을 조합하여 근사해를 얻어내는 해석방법으로, 1976년에 Weinstein 등에 의해 처음으로 치과 임플란트학에 시도된 이후, 30 여 년 동안 수많은 연구에 이용된 유용한 방법으로써 현대의 컴퓨터 분야의 발전과 함께 좀 더 정확한 제작과 해석이 가능해 졌다.[12] 본 연구에서는 상악 전치부 모형을 제작하고 임플란트에 식립 후 즉시 하중을 가했을 때 일어나는 골과 임플란트의 응력 분포 양상을 알아보고, 각각 다른 길이의 임플란트 고정체를 적용했을 때 나타나는 응력 양상을 삼차원 유한요소법을 이용하여 비교해 보고자 하였다.

연구재료 및 방법

1. 유한요소 모형의 설계

본 연구는 상악 중절치 무치악 부위에 단일 임플란트를 식립하여 수복하는 것을 가정하였다. 상악 전부 무치악 환자의 골을 CT scan data를 통하여 재구성하여 영상을 획득한 후, 이것을 이용하여 상악 전방부의 무치악 모형을 제작하였다. 모형은 실제 악골의 해부학적 형태를 부여하였기 때문에 비대칭으로 설정되었다. 그 후 D3의 골질을 재현하기 위하여 골의 외면에 피질골 부위의 두께는 1.0 ㎜로 균일하게 디자인하였다. 그리하여 제작된 전체 골모형은 25.0 ㎜의 수직높이와 15.0 ㎜의 근원심 폭경을 가지고 있었으며, 직경 4.0 ㎜의 임플란트를 수용하기 위하여 치조정 부위에서 순설 폭경은 7.0 ㎜으로 하였다. 피질골과 망상골은 모형 제작과 해석의 단순화를 위하여 골모형에 균질성, 등방성, 선형탄성을

부여하였다.

직경 4.0 ㎜의 MK III Brånemark 임플란트 (Nobel Biocare, Gõteborg, Sweden)의 형태를 근거로 하여 임플란트 모형을 제작하였다. 길이의 변화에 따른 응력분포 양상을 비교하기 위하여 8.5 ㎜, 10.0 ㎜, 11.5 ㎜, 13.0 ㎜, 15.0 ㎜의 서로 다른 길이의 임플란트 고정체 모형 5 개를 제작하였으며, 식립 위치는 상악 중절치부 협설 정중앙에서 치조골의 장축과 평행하도록 식립하였다. 임상적인 상황을 재현하기 위하여 각각의 길이에 맞는 드릴을 사용하여, 골모형에 임플란트 식립부위를 형성하였고, 식립 깊이는 임플란트 고정체와 지대주의 연결부위가 치조골연과 일치하도록 하였다. 결과적으로 임플란트 첨부와 골간에는 약간의 빈공간이 형성되었다. 고정체에 연결되는 지대주는 7.0 ㎜의 고경을 가진 접착형 지대주를 사용하여 임플란트 고정체와 연결하였으며, 실험의 단순화를 위하여 지대주와 지대주, 연결나사간에는 견고한 접촉을 이루는 것으로 가정하였다.

각 요소들은 육면체(brick) 형태의 요소들을 이용하여 분할하였는데, 임플란트는 각 절점(nod)간 거리가 0.2 ㎜이 되도록 모델링하였다. 임플란트의 경계 부위의 골은 임플란트와 동일한 0.2 ㎜의 크기를 가지도록 모델링 하였으며, 임플란트와 멀리 떨어질수록 요소의 크기를 증가시켜, 골(bone)의 외곽부위는 1 ㎜ 정도의 크기를 가지도록 요소를 구성하였다. 그리하여 각 모형의 요소 수는 8.5 ㎜ 임플란트 모형은 148,833 개, 10.0 ㎜ 모형은 156,727 개, 11.5 ㎜ 모형은 163,655 개, 13.0 ㎜ 모형은 171,928 개, 15.0 ㎜ 모형은 182,921 개의 총 요소를 가지도록 구성되었다.

2. 재료의 물성

제작과 해석과정의 단순화를 위하여 모든 재료의 물성은 균질성, 등방성, 그리고 선형탄성을 나타내는 것으로 가정하였으며, 선학들의 연구를 바탕으로 물성치를 설정하였다.[13] 본 연구에서 사용된 재료의 물성은 Table I 과 같다.

3. 제한 조건 및 하중 조건

힘을 가했을 때 변위를 제한하기 위하여 상악골 모형에서 골모형의 양 측단을 x, y, z 축의 운동량을 0으로 하여 제한 조건을 형성하였다(Fig. 1a). 임플란트 고정체과 고정나사, 지대주간에는 rigid element를 이용하여 접촉조건을 설정하였으며, 골유착이 일어나지 않은 골과 골계면간에는 접촉 요소 조건을 이용하여 경계면 조건을 설정하였다. 이렇게 함으로써 골과 골계면 간에는 미세한 움직임이 허용되고, 하중을 가했을 때 압축력을 받을 수는 있지만 인장력이 가해지는 면은 골계면에 인장응력이 전달되지 않는 즉시 하중의 조건으로 설정이 가능하였다. 하중조건은 선학의 연구에 근거하여 상악 전치부 최대 교합력인 176 N을 120°의 각도로 정하중을 가하는 것으로 하였다(Fig. 1b).[14]

Table I. Material properties used in this FEM study

Material	Young's modulus, E (GPa)	Poisson's ratio, ν
Cortical bone	13.7	0.3
Cancellous bone	1.37	0.3
Titanium alloy	70	0.19

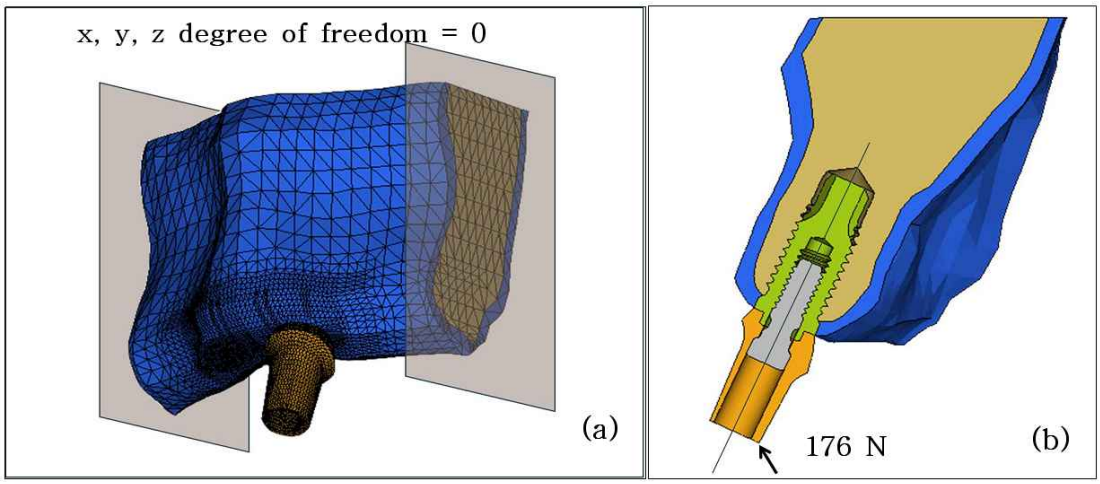


Fig. 1. FEA models in this study. (a) Boundary condition(gray) and (b) directions of load (120° angle to the long axis of abutment).

4. 유한요소 응력분석

유한요소 모델링과 응력 해석 프로그램으로는 VP solution version 2009(ESI Group, Paris, France)을 이용하였다. 응력의 분포는 von Mises stress를 응력의 크기에 따라 응력 등고선식을 이용하여 시각화하였으며, 피질골과 망상골로 나누어 최대 응력값을 확인하였다.

결 과

상악 중절치 임플란트 즉시 하중 모형을 제작하고 수직형태의 접착형 지대주를 장착한 후, 지대주의 정구개측에서 지대주 장축에 120°의 각도로 176 N의 정하중을 가한 후, 골의 응력 분포를 비교하였다. von Mises stress를 이용하여 응력을 평가하였으며, 응력 등고선식을 이용하여 응력의 분포와 위치를 확인하였다.

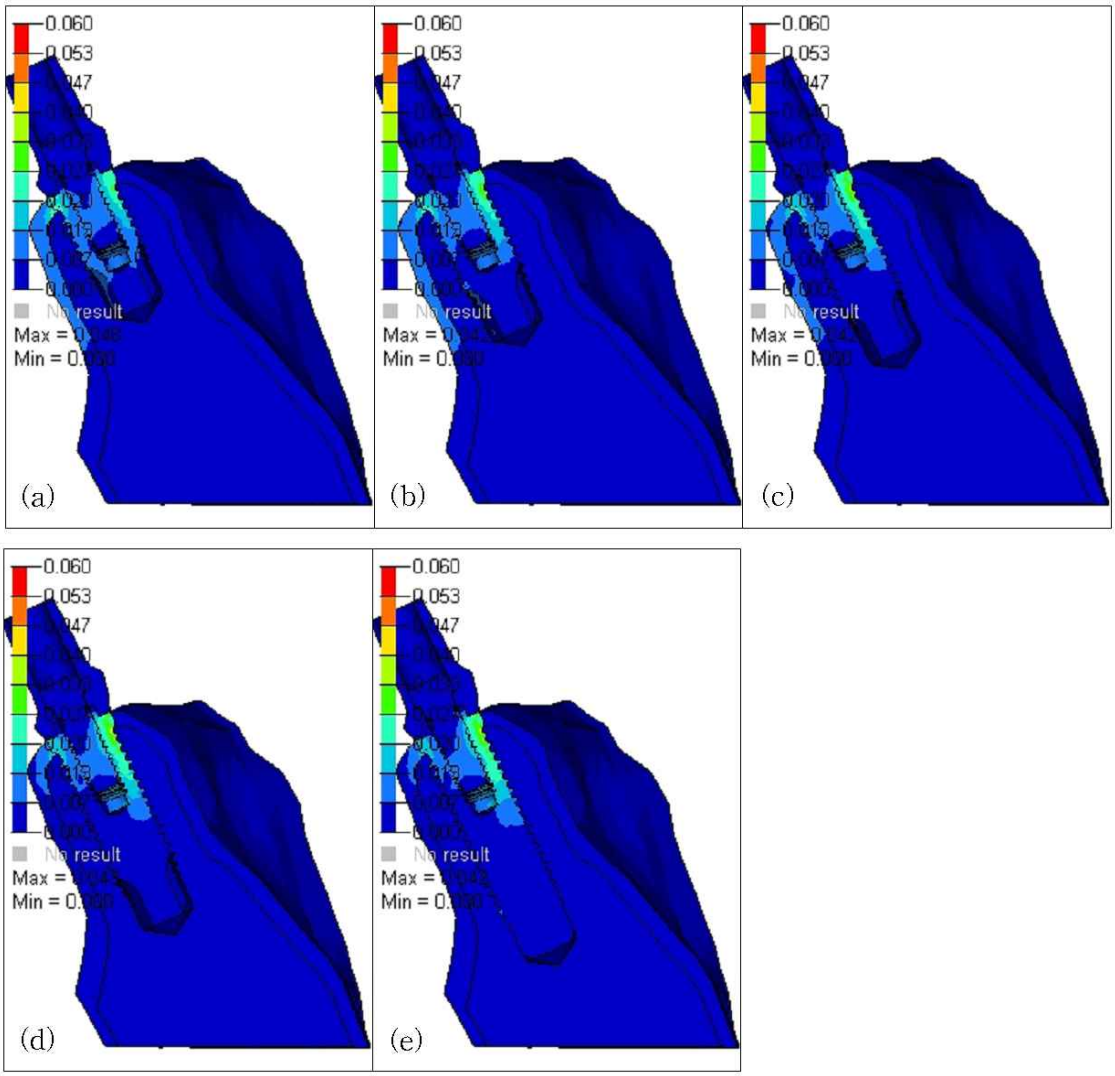
Table II. Maximum von Mises stress of each models prior to osseointegration.

Length	Implant	Cortical bone	Cancellous bone
8.5 mm	0.048	0.05104	0.01956
10.0 mm	0.042	0.04422	0.01992
11.5 mm	0.042	0.03806	0.02292
13.0 mm	0.043	0.03484	0.01430
15.0 mm	0.042	0.02989	0.00925

전반적인 응력의 분포 양상은 길이에 상관없이 모든 모형에서 임플란트 고정체의 상부와 순측 피질골에 집중되는 것으로 나타났다. 각 부위에 대한 응력 분석 결과는 다음과 같다(Table II).

1. 임플란트 고정체

하중을 가했을 때 전체적인 양상을 보면, 주응력 분포는 임플란트 고정체의 상부에 주로 나타났다. 가장 큰 응력은 임플란트 고정체 내의 지



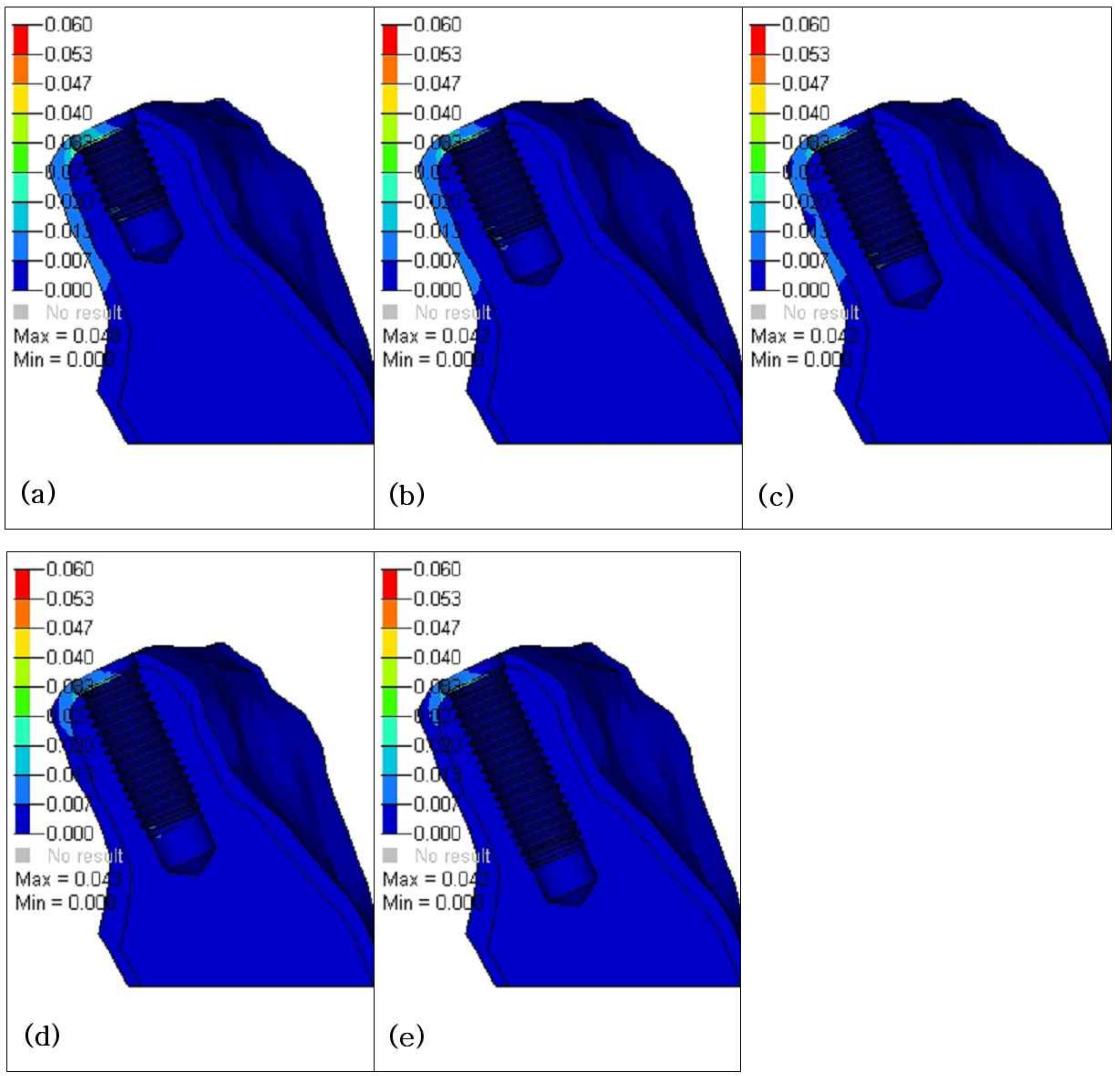
(a) 8.5 ㎜, (b) 10.0 ㎜, (c) 11.5 ㎜, (d) 13.0 ㎜, (e) 15.0 ㎜

Fig. 2. The von Mises stress contour of implants under loading.

대주 나사와 고정체가 접한 경계부의 구개측 부위와 순측의 경부에서 나타났으며, 그 다음으로는 지대주 나사와 고정체가 접한 경계부 주위에서 두드러졌다(Fig. 2).

2. 피질골

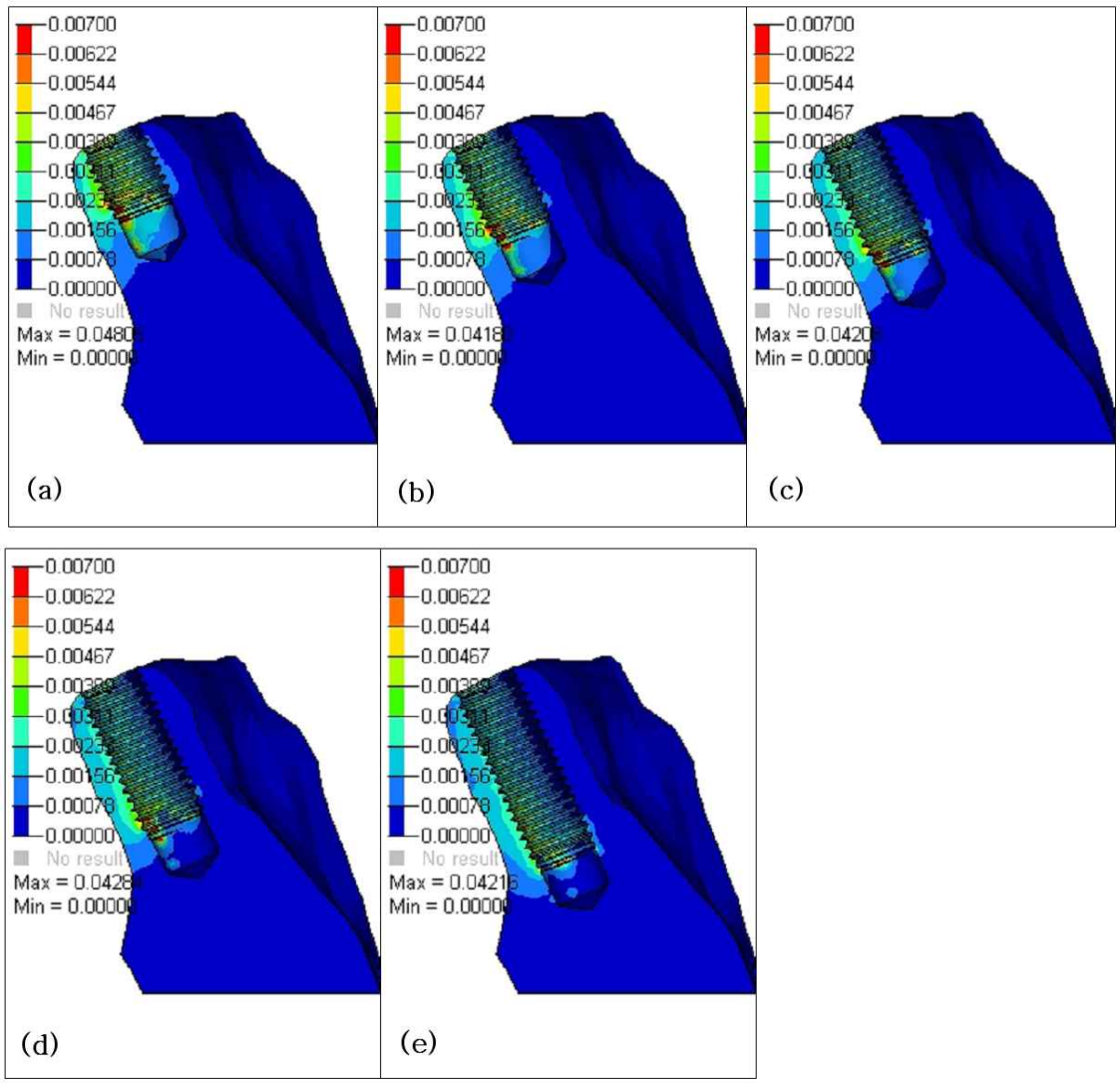
피질골부의 정확한 응력 분포를 알아보기 위하여 임플란트 고정체에 가해지는 응력 요소를 제거하고 피질골만의 응력을 확인하였다. 하중을 가했을 때 응력은 임플란트 순측 피질골 부위



(a) 8.5 ㎜, (b) 10.0 ㎜, (c) 11.5 ㎜, (d) 13.0 ㎜, (e) 15.0 ㎜

Fig. 3. The von Mises stress contour of cortical bone under loading.

에 집중되었고, 피질골판을 따라 응력이 분포되는 양상으로 나타났다. 최대 응력값은 피질골과 망상골의 순측 경부 경계부에서 나타났다. 고정체의 길이에 따라 피질골에 발생되는 최대 응력값을 비교해 보았을 때, 8.5 ㎜ 모형에서 가장 높은 최대 응력값(0.05104)을 나타내었고, 길이의 증가에 따라 응력값이 점차로 감소하는 양상을 보였다. 응력의 분포를 알아보기 위하여 응력 등고선 식으로 표현해 보았을 때 13.0 ㎜ 모형과 15.0 ㎜ 모형에서는 응력의 분산되는 면적이 현저히 줄어들어 협측 피질골 상부 부위로 국한되어 나타남을 확인할 수 있었다(Fig. 3).



(a) 8.5 ㎜, (b) 10.0 ㎜, (c) 11.5 ㎜, (d) 13.0 ㎜, (e) 15.0 ㎜

Fig. 4. The von Mises stress contour of cancellous bone under loading.

3. 망상골

주응력은 피질골에 집중되어 있었기 때문에, 망상골 부위의 응력만을 분석해 보기 위하여 피질골의 응력 요소를 제거하고, 낮은 범위(0~0.007 범위)의 응력 분포도를 이용하여 분석해보았다. 망상골에서도 마찬가지로 임플란트 고정체의 순측에서 주로 응력 분포를 보였지만 피질골과 비교시 임플란트 고정체 주위로 조금 더 광범위하게 응력이 분산되는 양상을 나타내었고, 최대 응력은 임플란트 몸체 하부 나사산의 순측 부위에서 나타났다(Fig. 4). 고정체의 길이가 증가됨에 따라 최대 응력값은 감소되었으며, 분포되는 응력의 크기도 감소하는 양상을 보였다(Table II).

총괄 및 고안

치의학분야에서 임플란트를 이용한 보철치료가 보편화된 이후 치료기간을 단축시키려는 노력은 계속되어 왔다. 즉시하중을 이용하여 임플란트 보철 수복을 하는 것이 환자와 치과의사에게 많은 장점을 가지기 때문에 이것을 이용한 치료 빈도는 점차 늘어가고 있다. 하지만 이 술식이 현재까지는 명확한 술식이 정립되어 있다기보다는 술자들이 각자의 임상적인 경험에 근거를 두어 시행하고 있다는 것 또한 사실이다. 여러 임상에 관한 결과는 우수한 성공률을 보고하고 있지만,[8-11] 정확한 정의조차도 정립되어 있지 않기 때문에 많은 연구가 필요하다.

식립된 임플란트가 하중을 받는 상태에서 골유착을 이루고 예측할 만한 임플란트 치료 술식으로 받아들여 지기 위해서는 수많은 요소들에 관한 이해가 필요하다. 또한 골유착이 일어나기 전까지 발생되는 골과 임플란트 계면간의 생물학적인 반응과 생체역학적인 골 응력 분포 양상, 하중의 크기, 추천 되는 술식, 환자의 선택시 고려사항 등에 관하여 세밀한 분석을 통한 명확한 규명이 필요하다. 임플란트 식립 직후 골과 임플란트 계면에는 기계적인 접촉 외에 다른 결합력이 존재하지 않는다. 이것은 시간이 지남에 따라 손상에 대한 반응으로 골 흡수가 일어나며 동시에 치유기전으로 골재생이 함께 발생하고, 치유과정이 끝난 후 결과적으로 임플란트와 주위골은 골유착을 이루어 생리적인 하중에 저항할 수 있게 된다.[7] 골유착이 일어나기 전까지 무리한 하중이 골계면에 발생된다면 결과적으로 골유착을 방해하거나 임플란트의 실패를 야기할 것이다. 하지만 이것은 실험실 연구나 동물 실험에 의해 증명해 내기에는 너무도 다양한 요소들이 관여하고 있다. 그렇기 때문에 본 연구는 삼차원 유한요소를 이용하여 즉시 하중시에 나타나는 응력 양상을 확인하고 길이에 따른 응력의 변화를 알아보고자 하였다.

지금까지 골유착된 임플란트에 대한 응력에 관한 많은 연구들이 발표되었고, 즉시하중을 이용한 몇몇의 연구들이 있었다. 본 실험은 상악 중절치에 단일 치아 임플란트 식립 모형으로 진행되었다. 임상 연구에서 비교적 좋은 성공률을 나타내고 있지만[10,11] 상악골은 골질이 좋지 못하고 가장 심미적으로 중요한 부위이며 또한 하중의 방향상 수직력 보다는 측방압을 피할 수 없는 부위이기에 이를 실험 모형으로 선택하였다.

모든 유한 요소 실험에서 하중에 대한 응력의 분포를 정확하게 재현하기 위해서는 구속조건을 정확히 설정하는 것이 중요하다. Kao 등[15]과 Sabb 등[16]은 상악 전치부의 즉시하중을 위한 실험에서 상악의 고정점을 상면과 후면 전체를 고정하였다. 이차원 연구인 경우를 제외하고라도 상악은 양측의 상악골이 연결되어 관골 등과 돌기에 지지를 받고 비강부위는 지지를 받지 않기 때문에 본 실험에서는 골 모형의 양 측단을 고정부위로 설정하였다.

골유착된 임플란트에서 하중이 발생될 때 응력은 골 상층부에 주로 분포되며, 피질골 부위에 집중이 되는 것으로 알려져 있다.[12,13] 본 실험의 결과, 골유착된 임플란트와 동일하게 피질골 부위에 응력이 집중되었으며, 특징적으로 본 연구

에서는 순측 피질골에 응력의 집중이 두드러진다는 것을 알 수 있었고, 이것은 골유착된 임플란트와 차이점이라고 할 수 있을 것이다. 그렇기 때문에 즉시하중을 가할 때 피질골의 존재 유무는 매우 중요한 요소라고 생각되며 또한 순측 피질골의 양이 중요한 요소가 될 수 있을 것이라고 생각된다.

임플란트의 길이와 직경의 변화에 따른 연구들에 의하면 여러 가지 다양한 결과를 나타내고 있다. Tada 등[17]의 연구에 의하면 임플란트 고정체의 길이가 증가하는 것은 골질이 좋은 경우에는 큰 차이를 보이지 않지만 골밀도가 낮을 경우 길이 변화에 따른 영향이 있다고 보고하였고, Himmlová 등[18]은 길이와 직경에 따른 골의 응력을 비교했을 때 두 가지 요소 모두 효과를 나타내었지만 직경을 증가시켰을 때 좀 더 큰 효과를 나타내었으며, 길이의 증가는 주목할 만한 감소를 보이지는 않았다고 보고하였다. 일반적으로 직경의 증가가 길이의 증가보다 응력의 분산에 있어서 더 유리하다는 것에 동의하지만, 상악 전치부에서는 직경의 증가가 여의치 않고, 골유착된 임플란트에서는 다른 양상이 나타날 수 있을 것이라고 생각되어 길이에 따른 변화를 비교하고자 하였다.

임플란트 고정체의 길이에 대한 응력분포를 평가할 때, Georgiopoulos 등[19]은 상악골 이식술을 시행한 상악 구치부 모형에서 즉시 하중을 가했을 때 길이의 증가에 의해 응력의 분포가 감소되는 것을 보고하였고, Huang 등[20]은 구치부에서 즉시 하중시의 골 응력과 계면활주에 대한 유한요소 연구를 시행하였을 때 임플란트의 길이가 증가되는 것이 경계면간 활주량을 감소시키지는 못했으나 골 응력의 감소를 보고한 바 있다. 본 연구는 임상에서 주로 사용되는 임플란트 길이인 8.5 ㎜, 10.0 ㎜, 11.5 ㎜, 13.0 ㎜, 15.0 ㎜의 임플란트를 이용하였는데, 가장 짧은 임플란트인 8.5 ㎜ 모형에서 피질골에 좀 더 큰 최대 응력이 작용하였고, 길이가 증가됨에 따라 점차로 감소되었다. 또한 망상골에서의 최대 응력값은 피질골보다 미약하였지만 길이 증가에 따라 응력의 분포와 최대 응력값이 감소되는 양상을 보였고, 응력 분포 양상을 확인했을 때에는 13.0 ㎜ 이상의 임플란트에서 좀 더 유리한 분포를 나타내었다. 그렇기 때문에 즉시 하중 임플란트에서는 고정체의 길이가 길어질수록 유리할 것으로 생각되며, 13.0 ㎜ 이상의 임플란트의 식립이 추천된다고 할 수 있을 것이다.

임플란트의 응력분포에 관한 유한요소 해석 방법으로는 단순한 최대 응력값의 비교뿐만 아니라 하중시 변위량, 미세 동요도, 계면활주 분석 등의 다양한 연구 방법이 존재한다. 본 연구에서는 von Mises stress를 이용하여 즉시 하중시의 응력분포양상과 최대 응력값, 길이 변화에 따른 영향에 관하여 살펴보았다. 이 연구를 토대로 향후 좀 더 다양한 결과 해석을 통해 즉시하중시 나타나는 생역학적 작용에 대한 정립과 기준이 마련되어야 할 것으로 생각된다.

결 론

상악 전치부에 즉시하중 임플란트 식립 모형을 이용한 유한요소 연구를 통하여 다음과 같은 결론을 내렸다. 즉시하중 임플란트에서 하중이 가해졌을 때 치밀골에 응력의 집중이 발생되었으며, 주로 순측 피질골에 많은 응력이 발생되었다. 그리고 임플란트 길이의 증가에 따라 피질골과 망상골 모두에서 응력의 감소 양상을 나타내었으며, 응력 분포에서도 유리한 분산 형태를 보였다.

위의 결과에 의해 즉시 하중을 가하는 상악 전치부 임플란트에서 피질골의 존재, 특히 순측 피질골 양이 매우 중요하며, 임플란트의 길이가 길수록 응력 분산이 양호하여 향후 골유착의 실패를 최소화 할 수 있을 것으로 판단된다.

참 고 문 헌

1. Branemark P-I, Hansson BO, Adell R, et al.

Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg, 1977;16:1 – 132.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark P-I. A 15-year study of ossseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg, 1981;10:387 – 416.
3. Nkenke E, Fenner M. Indications for immediate loading of implants and implant success. Clin Oral Implants Res, 2006;17(Suppl 2):19 – 34.
4. Cochran DL, Morton D, Weber HP. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols for endosseous dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants, 2004;19(Suppl 1):109 – 113.
5. Aparicio C, Rangert B, Sennerby L. Immediate/early loading of dental implants: a report from the Sociedad Espanola de Implantes World Congress consensus meeting in Barcelona, Spain. Clin Implant Dent Related Res, 2003;5:57 – 60.
6. Glauser R, Zembic A, Hammerle CH. A systematic review of marginal soft tissue at implants subjected to immediate loading or immediate restoration. Clin Oral Implants Res, 2006;17Suppl2:82 – 92.
7. Cooper LF, De Kok IJ, Rojas-Vizcaya F, Pungpapong P, Chang SH. The immediate loading of dental implants. Compend Contin Educ Dent, 2007;28:216 – 225.
8. Ibanez, JC, Jalbout ZN. Immediate loading of Osseotite implants: two-year results. Implant Dentistry, 2002;11:128 – 136.
9. Rocci A, Martignoni M, Gottlow J. Immediate loading in the maxilla using flapless surgery, implants placed in predetermined positions, and prefabricated provisional restorations: a retrospective 3-year clinical study. Clin Implant Dent Related Res, 2003;5 (Suppl 1):29-36.
10. Cannizzaro G, Leone M. Restoration of partially edentulous patients using dental implants with a microtextured surface: a prospective comparison of delayed and immediate full occlusal loading. Int J Oral Maxillofac Implants, 2003;18:512 – 22.
11. Ericsson I, Nilson H, Lindh T, Nilner K, Randow K. Immediate functional loading of Brånemark single tooth implants. An 18 months' clinical pilot follow-up study. Clin Oral Implants Res, 2000;11:26 – 33.
12. Geng JP, Tan KPC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. J Prosthet Dent, 2001;85:585-98.
13. Sevimay M, Turhan F, Kilicxarslan 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.
14. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. Acta Odont Scand, 1976;35:297-303.
15. Kao HC, Gung YW, Chung TF, Hsu ML. The influence of abutment Angulation on Micromotion level for immediately loaded dental implants: A 3-D finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants, 2008;23:623-630.
16. Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: A finite element study. J Prosthet Dent, 2007;97:85-92.
17. 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;18:357-368.
18. Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvičková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. J Prosthet Dent, 2004;91:20-5.
19. Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: A 2-D finite element analysis. J Oral Implantol, 2007;33:243-56.
20. Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ, Tu MG, Ko CC, Shen YW. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: A non-lenear finite element study. J Dent, 2008;36:409-417.

Effect of Implant Length on the Immediate Loading at the Anterior Maxilla

Joon-Seok Lee, Myung-Joo Kim, Ho-Beom Kwon, Young-Jun Lim

Department of Prosthodontics and Dental Research Institute, School of Dentistry, Seoul National University

Recently many studies have been published on application of immediate loaded implants. However, the immediate loading protocol has not been well documented. The purpose of the present study was to evaluate the stress distribution between bone-implant interfaces and the effect of implant length in the anterior maxilla using 3 dimensional finite element analyses. The diameter 4.0 ㎜ threaded type implants with different length(8.5 ㎜, 10.0 ㎜, 11.5 ㎜, 13.0 ㎜, 15.0 ㎜) were used in this study. The bone quality of anterior maxillary bone block was assumed to D3 bone. Bone-implant interfaces of immediately loaded implant were constructed using a contact element for simulating the non osseointegration status. For simplification of all the processing procedures, all of the material assumed to be homogenous, isotropic, and linearly elastic. The 178 N of static force was applied on the middle of the palatoincisal line angle of the abutment with 120° angle to the long axis of abutment. Maximum von Mises stress were concentrated on the labial cortical bone of the implant neck area, especially at the cortical-cancellous bone interfaces. Compared the different length, highest peak stress value was observed at the 8.5 ㎜ implants and the results indicated a tendency towards favorable stress distribution on the bone, when the length was increased. Presence of cortical bone was very important to immediate loading, and it appears that implants of a length more than 13 ㎜ are preferable for immediate loading at the anterior maxilla.

Key words: immediate loading, bone-implant interface, anterior maxilla, finite element analysis

Correspondence to : Assistant Professor Young-Jun Lim
Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Seoul National University
28 Yeongeon-dong, Jongno-gu, Seoul, 110-749, Korea
Fax: 82-2-2072-3860, E-mail: limdds@snu.ac.kr
Received :June 25, 2009, Last Revision :August 15, 2009, Accepted: September 25, 2009