마이크로패터닝을 부여한 임플란트 주변골에서의 하중 분포에 관한 유한요소분석법적 연구

강릉대학교 치과대학 치과보철학교실 및 구강과학연구소

허배녕 · 김대곤 · 박찬진 · 조리라

골조직이 자라 들어갈 수 있는 적절한 크기의 마이크로패터닝을 부여하면 강하고 지속적인 골유착을 이룰 수 있는 생역학적 결합을 이룰 수 있다. 또한 마이크로패터닝을 통해 골조직과 접촉하는 면적을 증가시킴으로써 하중을 적절히 분산시킬 수도 있다. 본 연구에서는 마이크로패터닝의 형태와 크기에 따른 응력의 분산에 대해 연구하였다. 나사 하나에서의 하중을 연구하기 위해 2차원 유한요소분석법을 이용하였다. 임플란트는 무한히 긴 피질골에 100% 접촉하며 골-임플란트 계면은 고정된 것으로 경계조건을 설정한 후 마이크로패터닝의 위치와 수에 따라 5군으로 나누어 축력을 가한 후 최대응력과 응력의 분산양상을 비교하였다. 연구 결과, 마이크로패터닝을 부여하면 일반적인 나사에 비해 응력을 보다 넓게 분산시켰으며 나사의 하방에 마이크로패터닝을 부여한 것이 상방에 부여한 것보다 더 고르게 응력을 분산시켰다. 3개의 마이크로패터닝을 부여한 군이 2개의 마이크로패터닝을 부여한 군에 비해 응력을 넓게 분산시켰으나 응력이 집중되는 부위가 나타났다. 이상의 결과를 통해 마이크로패터닝을 부여하면 응력의 분산효과가 있으며 특히 나사 하방에 부여하는 것이 더 큰 효과를 냄을 알 수 있었다.

(대한치과턱관절기능교합학회지 2008:24(1):67-76)

서 론

임플란트는 연조직의 개재 없이 임플란트 표면과 골조직이 직접 유착하고, 기능력이 가해질 때도 안정적인 결합 상태를 유지하게 된다는 골유착의 개념을 바탕으로 발전하여 지난 수십년 동안 발전을 거듭해 왔고, 현재는 치아 결손시 우선으로 고려되는 치료방법으로 각광받고 있다.[1] 하지만 임플란트의 골유착이 어떤 기구(mechanism)를 통해 이루어지는지에 대해서는 아직 밝혀진 바가 거의 없고 이론에 한정되어 있다. Albrektsson[2]은 임플란트의 골유착은 임플란트 표면의 불규칙한 성상에 대해 골조직이 자라 들어와 형성되는 기계적 결합(bio-mechanical interlocking)과 칼슘 포스페이트와 같은 생활성 물질과 골조직이 반응하여 형성되는 생화학적 결합(biochemical bonding)의 두 가지 기구(mechanism)에 의해 이루어진다고 주장하였다. 하지만 생화학적 결합은 현재까지는 이론으로만 제시되고 있을 뿐 아니라 대부분 그 역할이 골유착의 초기에 한정되는 조기 골치유에만 중요한 영향을 미친다. 생체 내에 매식된 임플란트는 초기의 골치유와 골유착 형성 외에도 생체 내에서 반영구적으로 안정적인 계면을 유지하여야 하므

교신저자 : 조리라
210-702, 강원도 강릉시 지변동 123, 강릉대학교 치과대학
E-mail: lila@kangnung.ac.kr
원고접수일: 2007년 12월 23일, 원고수정일: 2008년 1월 8일, 원고채택일: 2008년 3월 25일

로 생화학적 결합을 이용하는 임플란트라도 기계적 결합을 이용하여 장기적으로 강력한 골유착을 이루어 줄 필요가 있다.

임플란트가 기계적 결합을 이루려면 골조직을 기계적으로 유지할 수 있는 형태를 가져야 하는데, 이러한 유지 형태를 형성하는 기술로 마이크로패터닝(micropatterning)을 들 수 있다. 마이크로패터닝은 마이크로 미터 단위로 기질 표면에 텍스처(texture)를 가하는 기술로 다른 표면의 특성을 변화시키지 않고, 정확하게 조절된 표면을 얻을 수 있다. 마이크로패터닝의 방법으로는 사진 석판술(photolithography), 레이저 증발법(laser ablation), 기계 절삭(machining)이 있다. 하지만 사진 석판술은 산 식각을 이용하므로 재현성을 유지하기 어렵고, 실제적으로 복잡한 3차원 구조에 적용하기가 어려운 문제가 있다.[3,4] 또한 레이저 증발법은 기질이 표면에서 기화할 때 융기(ridge)가 발생하므로 정확한 크기와 형태를 갖는 마이크로패턴의 부여가 어렵고, 탄소에 의한 표면의 오염이 발생하는 문제가 있다.[3,4]

이러한 마이크로패턴을 부여한 임플란트의 연구에서 Chehroudi 등[5]은 마이크로패턴이 부여된 임플란트의 표면에서 상피 조직의 하방성장이 억제된다고 보고하였고, Brunette 등[6]은 마이크로패턴이 부여된 임플란트의 표면에서 섬유아세포와 골아세포 유사 세포의 이동과 형태가 영향을 받음을 보고하였다. 하지만 이 연구들은 10 μm 내외의 크기를 갖는 마이크로패턴을 이용하였고, 이를 통해 세포 단위의 반응을 유도할 수 있었으나 임상적으로 적용 가능한 수준에서 조직 단위의 반응을 유도하지 못하였다.

골조직이 자라 들어갈 수 있는 유효 수준에 대해 고려가 필요하고, 이에 대해서는 주로 정형외과 임플란트에서 세공을 통해 연구되어왔다. Hubert 등[7]은 광화된 골조직이 자라 들어갈 수 있는 유효 직경은 100 μm라고 주장했고, Bobyn 등[8]은 50 μm 이하의 기공에도 골조직이 자라 들어간다는 결과를 보고했다. 최근 잘 조절된 레이저 처리 모형을 이용하여 50-125 μm의 기공 속에 하버스 관(haversian canal)이 자라 들어간 연구 결과도 제시되었다.[4,9] 이러한 연구 결과들을 종합하여 고려하였을 때 실제적으로 골조직이 임플란트 표면으로 자라들어가 기계적인 결합을 형성하기 위해서는 50-125 μm의 세공이 필요할 것으로 사료된다.

한편 나사의 형태에 따라 발생하는 응력을 분석하는 다양한 연구가 진행되어 왔다. 응력을 해석하는 방법으로는 수학적 계산법, 광탄성 분석, 유한요소분석 등이 있다. 이 중 생역학적 분석법인 유한요소분석법은 해석 대상이 되는 구조물을 작은 단위 요소로 분할하고, 요소를 대표하는 절점에서 경계조건을 이용해 수식을 형성한 후, 구조물 전체에 대한 연립 대수 방정식을 만들어 해를 구하는 방법이다. 이 방법을 이용하면 임플란트에 가해지는 정적 및 동적 하중상태의 복잡한 모형을 분석할 수 있다. 다양한 나사 형태에 대한 유한요소분석에서 사각형의 나선이 임플란트의 장축으로 힘을 분산시킨다는 의견도 있으며,[10] 역-버트레스(reverse buttress) 형의 나선이 힘의 분산에 더 유리하다는 의견도 있다.[11] 또한 나선의 깊이에 따라 응력 분산 양태가 달라진다는 결과도 제시되었다.[12,13] 하지만 이러한 연구들은 유한요소분석을 위한 임플란트와 주변골에 대한 가정에서의 결과로 임플란트의 경부 주위 피질골 부위에 응력이 집중되므로 나사 형태에 따른 주변골에서의 응력 분산에 초점을 맞춘 적절한 비교 분석이 어렵다.

그러므로 본 연구의 목적은 2차원 유한요소분석법을 이용하여 골조직이 자라들어갈 수 있는 다양한 마이크로패턴이 부여된 나사산을 갖는 임플란트가 주변골의 응력 분산에 미치는 영향을 나선 단위에서 비교 분석하는 것이다.

재료 및 방법

1. 유한요소모형의 설계

유한요소분석을 위한 모델링은 워크스테이션

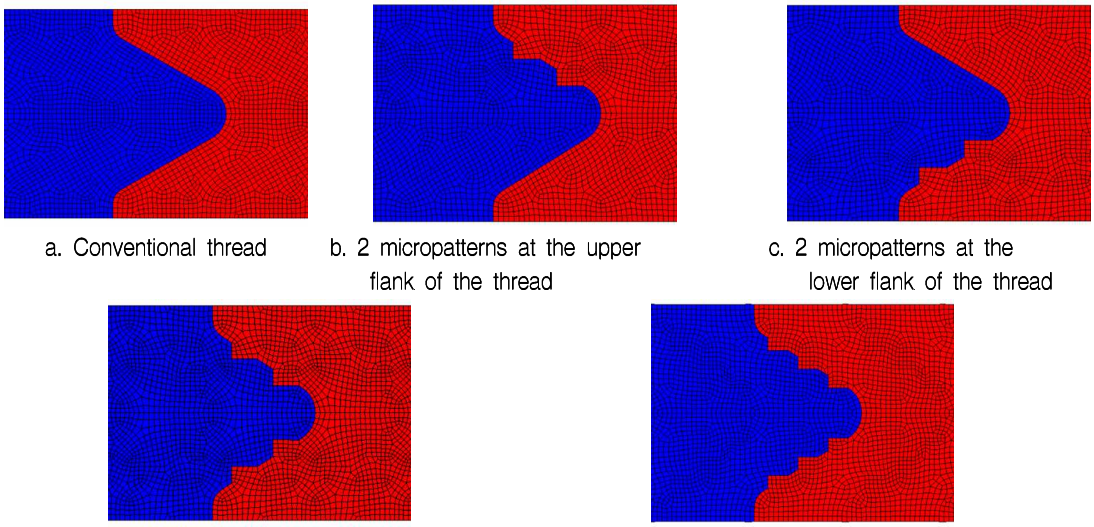
Table 1. Number of nodes and elements

Models	No. of nodes	No. of elements
Conventional thread	21969	7125
2 micropatterns at the upper flank of the thread	22632	7352
2 micropatterns at the lower flank of the thread	22632	7352
2 micropatterns at the upper & lower flanks of the thread	23701	7699
3 micropatterns at the upper & lower flanks of the thread	25510	8290

(workstation) 상에서 표면작업을 하였고, 유한요소 격자(mesh)는 HyperMesh(DECS, East Lansing, MI, USA)를 사용하여 구성하였다. 각 요소(element)는 4절점(node)의 사각형 요소로 설정하였다. 유한요소분석에 있어서 요소와 절점 수의 차이에 따른 해석의 오차를 줄이기 위해 각각의 모형에서 요소와 절점의 수를 가능한 유사하게 설정하였다 (Table 1).

상용화된 나사형 임플란트에서 사용되고 있는 0.6mm의 나선폭과 0.62mm의 나선 깊이, 60°의 나사산 각도를 갖는 V형 나선을 일반적인 나사 형태의 기준 모형으로 이용하였고, 주변골에 대한 하중 분포를 비교 분석하기 위해 마이크로패턴을 부여한 나사 형태는 다음과 같이 설정하였다 (Fig. 1).

임플란트와 주변골은 무한히 견고(stiff)하지만, 골조직은 균질적(homogenous)이고, 동질적(isotropic)이며, 선형 탄성(linearly elastic)의 상태



a. Conventional thread
b. 2 micropatterns at the upper flank of the thread
c. 2 micropatterns at the lower flank of the thread
d. 2 micropatterns at the upper & lower flanks of the thread
e. 3 micropatterns at the upper & lower flanks of the thread

Fig. 1. Configurations of models.

Table 2. Mechanical Properties of Materials

	Young's modulus	Poisson's ratio
Cortical bone	1.37×10^{10} Pa*	0.30
Implant	1.15×10^{11} Pa*	0.35

Pa* : pascal, 1 Pa = 1 N/m^2

를 가정하였고, 임플란트와 주변골의 물성(탄성계수 및 Poisson's ratio)은 선학의 연구들을 참고로 결정하였다 (Table 2).

나선 형태에 대한 최적의 비교를 위해 일반적인 유한요소 모형과는 다른 형태의 가정을 하였다. 임플란트는 직경 3.75 mm의 무한한 길이를 갖는 나사형 임플란트로 축방향의 회전 대칭(axisymmetry)을 가정하였다. 또한 임플란트는 주변골에 완전히 매식되었고, 100% 골 침착이 이루어진 것으로 가정하였다. 주변골은 직경 10.5 mm의 무한한 길이를 갖는 원통형 피질골을 가정하였다. 골-임플란트 계면은 완전히 고정된 경계조건을 가져서 압축력, 인장응력, 전단응력 등이 모두 전달되는 것으로 가정하였다. 하중은 무한히 큰 축 방향의 하중이 무한히 긴 임플란트의 각 나선 단위에 나뉘어 가해지는 것으로 가정하였고, 나선 단위의 주변골에서 발생되는 응력을 분석하였다.

2. 연구 방법

이차원 유한요소분석 프로그램은 Abaqus Unified FEA product suite(Simulia, Providence, RI, USA)를 사용하였다. 하중의 응력 분산에 대한 유한 요소 분석에는 압축응력(maximal compressive stress), 인장응력(minimal tensile stress), 유효응력(von Mises stress) 등이 있으나, 본 연구에서는 하중이 가해졌을 때 마이크로패턴을 부여한 나사 형태에 따른 주변골에서의 응력 분포를 비교 분석하는데 초점을 맞추고 있으므로 유효응력 값의 결과만을 취하여 분석하였다.

또한 전체응력의 분포상태와 최대 응력 집중부를 식별하고, 가시화하기 위하여 응력의 크기에 따라 색도에 변화를 준 응력등고선식(stress contour plot)을 이용하였다.

결 과

각 모형에서 발생된 최대 유효응력의 크기는 다음과 같다 (Table 3). 응력등고선식은 제작된 모형에 하중을 가하였을 때 나타나는 전체응력의 분포상태를 가장 낮은 응력 분포를 나타내는 청색에서 가장 높은 응력 분포를 나타내는 적색까지 12가지의 색으로 표현하였다(Fig. 2-6).

최대 유효응력은 일반적인 나사 형태와 비교

Table 3. Maximum von Mises stresses

Models	Maximum von Mises Stress
Conventional thread	11.2554 MPa
2 micro-patterns at the upper flank of the thread	9.47184 MPa
2 micro-patterns at the lower flank of the thread	13.6421 MPa
2 micro-patterns at the upper & lower flanks of the thread	13.53 MPa
3 micro-patterns at the upper & lower flanks of the thread	54.2403 MPa

1 MPa = 10^6 pascal

Table 4. Surface area

Models	Surface area
Conventional thread	100 %
2 micropatterns at the upper flank of the thread	106 %
2 micropatterns at the lower flank of the thread	106 %
2 micropatterns at the upper & lower flanks of the thread	113 %
3 micropatterns at the upper & lower flanks of the thread	115 %

하여 나사산 상방에 마이크로패턴을 부여한 형태에서만 낮게 나타났고, 나머지 다른 형태의 마이크로패턴을 부여한 형태에서는 높게 나타났다. 또한 나사산 하방에 마이크로패턴을 부여한 나사 형태에서 나사산 상방에 마이크로패턴을 부여한 형태에 비해 최대 유효응력의 크기가 높게 관찰되었고, 나사산 상방과 하방의 마이크로패턴이 2개인 나사 형태에 비해 나사산 상방과 하방에 마이크로패턴이 3개인 나사 형태에서 최대 유효응력이 월등히 높게 나타났다.

응력등고선식에서는 일반적인 나사 형태에 비해 마이크로패턴을 부여한 나사 형태에서 응력이 양호하게 분산되었다. 또한 마이크로패턴을 부여한 나사 형태에서는 나사산 상방에 마이크로 패턴을 부여한 나사 형태에서 가장 응력이 양호하게 분산되지 못했고, 나사산 하방에 마이크로 패턴을 부여한 나사 형태, 나사산 상방과 하방에 2개의 마이크로패턴을 부여한 나사 형태, 나사산 상방과 나사산 하방에 3개의 마이크로패턴을 부여한 나사 형태 순으로 응력이 양호하게 분산되었다.

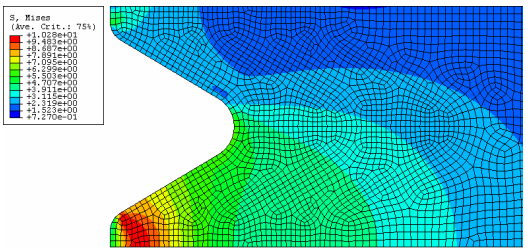


Fig. 2. The stress contour of conventional thread.

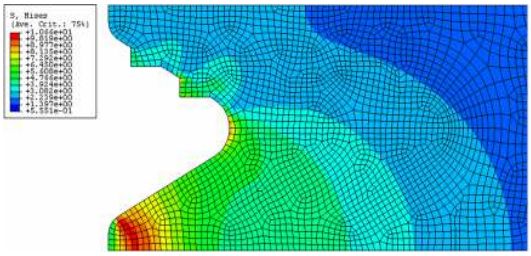


Fig. 3. The stress contour of 2 micro-patterns at the upper flank of the thread.

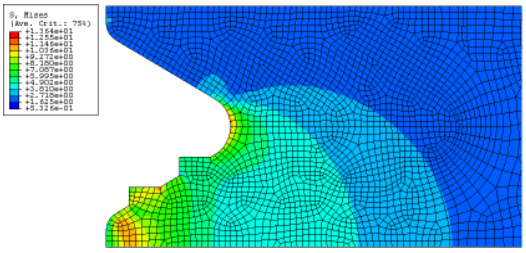


Fig. 4. The stress contour of 2 micro-patterns at the lower flank of the thread.

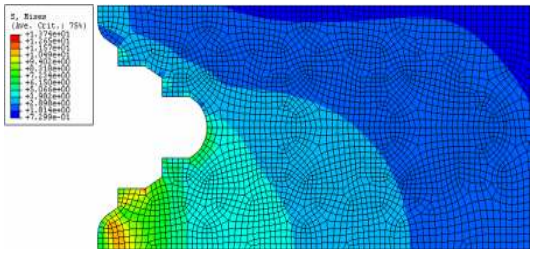


Fig. 5. The stress contour of 2 micro-patterns at the upper & lower flanks of the thread.

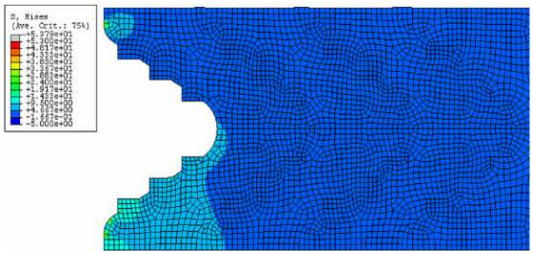


Fig. 6. The stress contour of 3 micro-patterns at the upper & lower flanks of the thread.

총괄 및 고안

본 연구에서는 마이크로패턴을 부여한 나선형태에 대한 최적의 비교를 위해 일반적인 유한요소 모형과는 다른 형태의 가정을 하였다.

첫째로 임플란트의 골유착이 완성되어 임플란트-골 계면이 고정된 것으로 가정하였다. 경계조건을 고정된 것으로 가정하면 압축력, 인장응력, 회전전단응력이 모두 주변골로 전달되며 고정되지 않은 자유 접촉으로 가정하면 압축력만이 전달된다.[15] 이러한 경계조건에 따라 응력의 양과 변위가 발생하는 부위가 달라지는데, 논문마다 경계 조건을 다르게 설정하고 있어 다양한 논문에 대한 수평적 비교가 어렵다. 또한 실제적으로 골유착이 임플란트 전체 면에 걸쳐 나타나지 않기 때문에 임플란트 하부에서부터 일정한 정도로만 고정된 것으로 가정하는 모형도 있는데 이는 골조직의 지지 조건을 어떻게 설정하느냐에 따라 다른 결과를 나타낸다.[10] 임플란트-골조직 계면 설정에도 이견이 있으며 임플란트-골조직의 접촉 정도를 설정할 때도 계단형 알고리즘(stepwise algorithm)을 차용하는 연구도 있다.[16] 또한 임플란트의 표면에 대한 다양한 처리가 일반화되면서 임플란트의 거친 표면(rough surface)이나 생화학적 골유착이 발생하는 표면은 고정성 경계조건으로, 기계절삭형 표면(machined surface)은 자유접촉으로 설정하는 경우도 있다.[15] 이상과 같은 논의를 종합하여 고려하였을 때 본 연구에서는 임플란트와 골 계면이 고정된 것으로 가정하였다.

둘째로 임플란트 주변골을 피질골로만 이루어진 것으로 가정하였다. 임플란트 주변의 골조직 형태는 다양하게 설정할 수 있는데, 사각형 또는 원통형으로 묘사할 수도 있고,[11,15,17] 미세-컴퓨터 단층촬영(micro-CT)을 사용하여 골조직의 형태를 재현하기도 한다.[10] 하지만 모두 응력 분산 결과에 영향을 미치지는 않는다고 보고되었다. 또한 골질이 다르다고 가정하면 탄성계수와 같은 물성치도 달라질 수밖에 없으며 이러한 차이는 골과 티타늄의 차이에 비하면 미약한 수준이다. 골조직과 티타늄의 탄성계수가 크게 차이가 나기 때문에 주변골에 정상적인 응력이 전달되지 않는 현상(stress shielding)을 초래할 뿐 아니라 유한요소분석 결과에 큰 문제점을 발생시킨다. 피질골과 해면골은 균질하지 않은 구성을 가진 실제 골조직의 특성을 반영한 결과이긴 하지만 해면골을 도입하면 본질적으로 응력은 임플란트 경부 주위 피질골 부위에 집중될 수밖에 없기 때문에 비교하고자 하는 임플란트의 나선 혹은 형태의 영향을 제대로 반영할 수 없다. 또한 피질골 두께와 골조직의 등방성(isotrophy) 또한 큰 영향을 미친다. 그러므로 본 연구에서는 임플란트 주변골은 피질골 만으로 구성된 것으로 가정하였다.

셋째로 하중은 무한한 크기를 갖는 축 방향의 하중이 임플란트에 가해지는 것으로 가정하였다. 본 연구에서는 임플란트의 나사 형태에 따른 주변골에서의 응력 분산 양상에 초점을 맞추었기 때문에 임플란트는 무한한 길이를 갖고, 이에 대해 무한한 크기의 하중이 임플란트의 각 나선 단위에 나뉘어 가해지는 것으로 가정하였기 때문이다. 또한 2차원 유한요소분석 이용하였고, 축 방향의 회전 대칭을 가정하였으므로 경사(oblique) 하중은 원뿔형 하중으로 작용하므로 축 방향의 하중을 가정하였다.

또한 본 연구에서 일반적인 나사 형태에 마이크로패턴을 부여함으로써 골조직과의 접촉 면적을 6-15% 증가시켰고(Table 4), 이를 통해 골조직과의 계면에 가해지는 응력을 효과적으로 분산할 것을 가정하였다.

마이크로패턴이 부여된 나사 형태에서 최대 유효응력의 크기는 일반적인 나사 형태에 비해 나사산 상방에 2개의 마이크로패턴을 부여한 나사 형태에서만 더 낮게 나타났고, 나머지 다른 마이크로패턴을 부여한 나사 형태에서는 더 높게 나타났다. 이는 응력등고선식에서 보이는 것처럼 마이크로패턴을 부여한 나사 형태에서 전반적인 응력의 크기는 감소하였고, 높은 응력을 나타내는 범위가 좁게 나타나는 등 응력의 분산은 양호하게 나타났지만, 마이크로패턴 부위의 첨점이나 나사산의 기저부와 같이 나사산의 일부에 응력이 높게 집중되었기 때문이었다.

마이크로패턴의 형태에 따른 최대 유효응력 크기는 나사산 상방에 마이크로 패턴을 부여한 나사 형태에서 나사산 상방과 하방에 마이크로패턴을 부여한 나사 형태와 나사산 하방에 마이크로패턴을 부여한 나사 형태에 비해 낮게 나타났다. 하지만 나사산 상방에 마이크로패턴을 부여한 나사 형태에서 전반적인 응력의 크기는 높게 나타났고, 높은 응력을 나타내는 범위가 넓게 나타나는 등 응력의 분산은 양호하지 못하였다.

나사산 상방과 하방의 마이크로패턴의 수가 2개에서 3개로 증가하면서 최대 유효응력이 높게 증가하였다. 이는 응력의 분산 양상은 양호하였지만, 나사산의 기저부에서 응력이 높게 집중되기 때문이었다. 응력이 높게 집중되는 부위에서는 기능력이 임플란트에 가해질 경우 미세손상(microdamage)을 야기할 수 있다. 미세손상이 축적되고 가중되어 골 조직 고유의 치유 가능한 생리적 한계를 넘어서는 경우 골 소실 등의 문제가 발생할 수 있다.[18,19]

그러므로 이러한 응력의 집중 양상으로 인한 문제를 해결하기 위해서 우선 마이크로 패턴의 첨점 부위를 둥글게 처리하여 응력이 마이크로패턴의 첨점 부위에 집중되지 못하게 할 필요가 있다. 그리고 나사산 상방과 하방에 3개의 마이크로패턴을 부여하는 것보다는 나사산 상방과 하방에 2개의 마이크로패턴을 부여하는 것이 주변골로의 응력 분산에 유리할 것으로 사료된다.

최근에 Groovy implant(Nobel BiocareTM, Göteborg, Sweden) 등 마이크로패턴을 나사산에 부여한 임플란트가 출시되고 있다. 이는 50-125 μm의 마이크로패턴을 나사산에 부여하였기 때문에 골조직이 임플란트로 자라 들어가 골조직을 기계적으로 유지할 수 있을 것으로 사료된다. 또한 50-125 μm의 마이크로패턴을 형성함으로써 사진 석판술이나 레이저 증발법이 아닌 기계 절삭을 통해 정확한 마이크로패턴의 형성이 가능하였다. 하지만 Groovy implant는 나사산 하방에 마이크로패턴을 부여하였는데, 이는 나사산 상방에 마이크로패턴을 부여한 나사 형태에 비해 주변골로의 응력 분산이 양호하였지만, 나사산 상방과 하방에 마이크로패턴을 부여한 나사 형태에 비해 주변골로의 응력 분산이 더 양호한 결과를 나타낸 본 연구 결과와 일치하지 않았다. 주변골에 더욱 양호한 응력을 분산하는 마이크로패턴의 형태를 결정하기 위해서 지속적인 연구가 필요하다.

결 론

유한요소분석법을 이용하여 나사산에 형성된

다양한 마이크로패턴이 응력 분산에 미치는 영향을 비교 분석하였을 때 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 일반적인 나사 형태와 비교하여 나사산에 마이크로패턴을 부여한 나사형태에서 응력이 주변골에 양호하게 분산되었다.
2. 나사산의 상방에 마이크로패턴을 부여한 것에 비해 나사산 하방에 마이크로패턴을 부여하였을 때 더욱 양호한 응력의 분산이 발생했다.
3. 나사산에 부여된 마이크로패턴이 2개에서 3개로 증가하면서 전반적인 응력이 분산이 양호해졌지만, 응력이 높게 집중하는 부위가 발생했다.

연구비 지원 및 사의

이 논문은 2006년도 강릉대학교 치과병원 연구비(2006-0057) 지원에 의하여 이루어진 것임.

참 고 문 헌

1. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent. 1983;50:399-410.
2. Albrektsson T. Hydroxyapatite-coated implants: a case against their use. J Oral Maxillofac Surg. 1998;56: 1312-26.
3. Hallgren C, Reimers H, Chakarov D, Gold J, Wennerberg A. An in vivo study of bone response to implants topographically modified by laser micromachining. Biomaterials. 2003;24:701-10.
4. Hallgren C, Reimers H, Gold J, Wennerberg A. The importance of surface texture for bone integration of screw shaped implants: an in vivo study of implants patterned by photolithography. J Biomed Mater Res. 2001;57:485-96.
5. Chehroudi B, Gould TR, Brunette DM. Effects of a grooved titanium-coated implant surface on epithelial cell behavior in vitro and in vivo. J Biomed Mater Res. 1989;23:1067-85.
6. Brunette DM, Chehroudi B. The effects of the surface topography of micromachined titanium substrata on cell behavior in vitro and in vivo. J Biomech Eng. 1999;121:49-57.
7. Hulbert SF, Young FA, Mathews RS, Klawitter JJ, Talbert CD, Stelling FH. Potential of ceramic materials as permanently implantable skeletal prostheses. J Biomed Mater Res. 1970;4:433-56.
8. Bobyn JD, Pilliar RM, Cameron HU, Weatherly GC. The optimum pore size for the fixation of porous-surfaced metal implants by the ingrowth of bone. Clin Orthop Relat Res. 1980;150:263-70.
9. Itälä AI, Ylänen HO, Ekholm C, Karlsson KH, Aro HT. Pore diameter of more than 100 microm is not requisite for bone ingrowth in rabbits. J Biomed Mater Res. 2001;58:679-83.
10. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KB, Liu GR. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. J Oral Rehabil. 2004;3:233-9.
11. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. J Oral Rehabil. 2002;29:565-74.
12. Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. Clin Oral Implants Res. 1999;10:394-405.
13. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. J Biomech. 2003;36:1247-58.
14. Hansson S, Ekestubbe A. Area moments of inertia as a measure of the mandible stiffness of the implant patient. Clin Oral Implants Res. 2004;15:450-8.
15. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. Int J Oral Maxillofac Implants. 1989;4:333-40.
16. Sato Y, Teixeira ER, Tsuga K, Shindoi N. The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. J Oral Rehabil. 1999;26:640-3.
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;18:357-68.
18. Vaillancourt H, Pilliar RM, McCammond D. Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis.Int J Oral Maxillofac Implants. 1996;11:351-9.
19. Pilliar RM, Deporter DA, Watson PA, Valiquette N. Dental implant design--effect on bone remodeling.J Biomed Mater Res. 1991;25:467-83.
20. Steigenga JT, al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. Implant Dent. 2003;12:306-17.
21. Brunski JB. Biomechanical considerations in dental implant design. Int J Oral Implantol. 1988;5:31-4.
22. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. Clin Oral Implants Res. 2004;15:401-12.
23. Alkan I, Sertgoz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. J Prosthet Dent. 2004;91:319-25.
24. Rieger MR, Fareed K, Adams WK, Tanquist RA. Bone stress distribution for three endosseous implants. J Prosthet Dent. 1989;61:223-8.
25. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, Brose MO. Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants. J Prosthet Dent. 1989;62:436-40.
26. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL. A finite element survey of eleven endosseous implants. J Prosthet Dent. 1990;63:457-65.
27. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. J Prosthet Dent. 1990;63:671-6.
28. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A.Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. J Prosthet Dent. 2004;92:523-30.
29. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. J Prosthet Dent. 2004;91:144-50.
30. Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan 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.
31. Patra AK, DePaolo JM, D'Souza KS, DeTolla D, Meenaghan MA. Guidelines for analysis and redesign of dental implants. Implant Dent. 1998;7:355-68.

Finite Element Analysis of Stress Distribution around the Micro-Patterned Implants

Bae-Young Hur, Dae-Gon Kim, Chan-Jin Park, Lee-Ra Cho

Department of Prosthodontics and Research Institute of Oral Science, College of Dentistry, Kangnung National University

Implant requires long lasting, strong osseointegration using bio-mechanical interlocking by bone ingrowth. In regarding the size level for bone ingrowth, the micro-patterning would enhance bone response. Micro-patterning can increase the area contacting the bone tissues. Therefore, it may distribute the load to the surrounding bone tissue, more effectively. This study compared and analyzed the load distributing effect with the shape and number of micro-patterning.

For the optimal comparison of threads, the assumptions different from general finite element analysis model were made. It was assumed that the implant was axisymmetric and infinitely long. The implant was assumed to be completely embedded in the infinitely long cortical bone and to have 100% bone apposition. The implant-bone interface had completely fixed boundary conditions and received an infinitely big axial load.

The condition of threads were as follows. The reference model 1 had conventional thread. Model 2 had 2 micro-patterns on the upper flank of the thread. Model 3 had 2 micro-patterns on the lower flank of the thread. Model 4 had 2 micro-patterns on the upper and lower flanks of the thread. Model 5 had 3 micro patterns on the upper and lower flanks of the thread.

The results were as follows:

1. The thread with micro-patterns distributed stress better than the conventional thread.
2. The thread with micro-patterns on the lower flank distributed stress better than that with micro-patterns on the upper flank.
3. The thread with 3 micro-patterns distributed stress better than that with 2 micro-patterns, However, an area with stress concentration occurred.

Key words : bone ingrowth, finite element analysis, implant, load distribution, micro-patterning

Correspondence to : Lee-Ra Cho
Department of Prosthodontics and Research Institute of Oral Science, Kangnung National University, 1 Gangneungdaehangno, Gangneung, Gangwon-Do, 210-702, Korea
E-mail: lila@kangnung.ac.kr
Received: December 23, 2007, Last Revision: January 8, 2008, Accepted: March 25, 2008