

임플란트 나사형태와 치조골 흡수에 따른 응력분산의 3차원 유한요소법적 분석

김일규 · 손충렬* · 장금수 · 조현영 · 백민규 · 박승훈
인하대학교 의과대학 치과학교실, *공과대학 선박해양공학과

Abstract

THE THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS OF THE STRESS DISTRIBUTION ACCORDING TO THE THREAD DESIGNS AND THE MARGINAL BONE LOSS OF THE IMPLANTS

Il-Kyu Kim, Choong-Yul Son*, Keum-Soo Jang, Hyun-Young Cho, Min-Kyu Baek, Sheung-Hoon Park
Dept. of Dentistry, College of Medicine, Inha University
**Dept. of Naval Achi & Ocean Eng., Inha University*

The objective of this study is to evaluate the stress distribution according to the thread design and the marginal bone loss of a single unit dental implant under the axial and offset-axial loading by three dimensional finite element analysis.

The implants used had the diameter of 5mm and 4mm with 13mm in length and prosthesis with a conical type which is 6mm in height and 12mm in diameter. The thread designs were triangular, square and buttress. In the three dimensional finite element model with $15 \times 15 \times 20$ mm hexahedron and 2mm cortical thickness, implants were placed with crown to root ratio 7:12, 10:9, 13:6 and 16:3. And additionally the axial force of 100N were applied into 0mm, 2mm and 4mm away from the center of the implants.

The results were as follows

1. The maximum von-Mises stress in cortical bone was concentrated to cervical area of implant, and in cancellous bone, apical portion.
2. Comparing the von-Mises stresses in cortical bone of 2mm and 4mm offset loading with central axial loading, it were increased to 3 and 5 times in diameter 4mm implant, and 2 and 4 times, in diameter 5mm implant.
3. The square threads were more effective than the triangular and buttress as the longer diameter, the offset loading, and the worse crown to root ratio.
4. The von-Mises stresses were relatively stable until crown to root ratio 13:6, but it was suddenly increased at 16:3.

From the results of this study, minimum requirement of crown to root ratio of implant is 2:1, and in the respect of crown to root ratio, diameter and offset loading, square threads are more effective than triangular and buttress threads.

Key words: Implant, Thread, Crown to root ratio, Finite element analysis

※ 이 논문은 인하대학교의 지원에 의하여 연구되었음.

I. 서 론

치과 임프란트는 1983년 Bränemark¹⁾에 의해 소개된 골유착의 개념을 바탕으로 획기적인 발전을 거듭하여 지난 수십 년 간 이에 대한 기초적인 연구와 임상적인 적용이 시도되어져 왔으며, 이러한 골유착성 임프란트는 부분 또는 완전 무치악 환자에서 결손된 자연치아를 수복하는데 있어, 잔존 자연치아 및 연조직의 지지에 의존한 기존의 전통적인 보철물의 한계와 단점들을 극복하여 기능적, 심미적으로 향상된 치료를 제공할 수 있게 하였다. 완전 무치악 환자들에게 적용된 임프란트를 조사한 결과 Adell 등²⁾은 상악에서는 78%, 하악에서는 86%의 성공률을 보고하였고, 부분 무치악 환자들에게 적용된 임프란트를 조사한 결과 Friberg 등³⁾은 상악과 하악을 포함하여 98.2%의 성공률을 보고하였으며, Laney 등⁴⁾은 단일치 임프란트를 매식하여 97.2%의 성공률을 보고하였다.

그러나, 이러한 임프란트의 높은 성공률에도 불구하고 기능적 교합력을 받는 전후에 임프란트의 실패가 보고되고 있으며, 기능 전 실패는 주로 서투른 환자의 선택, 부적절한 외과적 술식 혹은 너무 이른 임프란트의 초기 부하와 관계가 있고, 후기 실패는 임프란트 주위 치조정 골소실의 결과로 가장 흔하게 발생한다. Isidor⁵⁾는 임프란트 주위 치조정의 과도한 골소실은 치태에 의한 임프란트 주위염 혹은 임프란트 치조정에서 과도한 교합력의 결과이며, 또한 치태 침착보다는 과도한 교합력이 골소실에 더욱 기여함을 보고하였다. 또 다른 임프란트의 실패요소로 임프란트의 길이와 골질을 들 수 있는데 길이가 짧은 경우 더 높은 응력 및 변형이 발생해서 실패율이 증가하고 골질이 나뭇수룩 성공률도 감소한다.

임프란트가 치아를 대체하는 유용한 술식임에도 불구하고 교합력 등 구강내에서 발생하는 다양한 힘에 적응하는 반응이 치아와 분명한 차이가 있다. 치아는 치주 인대가 있어 교합력 등의 응력이 작용될 때 범랑질, 상아질, 백악질을 거치며 분산된 응력이 치주 인대의 점탄성의 성질로 인해 추가적인 완충작용을 갖게 되는 반면, 임프란트는 응력 흡수조직이 없으므로 동일한 저작력 하에서도 취약한 물리적 성질을 가지며 반복되는 교합력 등으로 인해 국소적 응력집중 현상이 나타나 생역학과 관련된 많은 문제들이 발생하게 된다^{6,7)}.

그러므로 임프란트의 직경, 길이, 형태 및 나사의 형태, 나사간 거리 등을 변화 시켜 임프란트 등에 가해지는 응력을 감소시켜 주는 것이 중요하다.

이에, 본 연구는 임프란트를 악골에 식립한 경우를 가사하여 유한 요소 모형을 제작하고, 첫째 삼각나사, 사각나사 및 지지형나사 임프란트에서 나사 형태와 둘째 임프란트의 치관대 치근비, 즉 임프란트 주위골 흡수에 따른 응력 분포를 3차원 유한 요소법적 분석을 통해 평가하여 보았다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 악골의 모형

본 연구의 모델은 하악골의 제 1 대구치 부분을 기준으로 설정하여 높이는 20mm, 폭은 가로 세로 모두 15mm의 하악골 모형을 제작하였으며, 악골의 상부에는 1mm, 하부는 2mm, 협설측은 1.5mm의 치밀골을 적용하였고 나머지 부위는 해면골로 설정하였다 (Fig. 1).

Bränemark⁸⁾과 Brunski⁹⁾의 연구에 따르면, 임프란트 주위 해면골은 기능적 부하를 받을 경우 "laminalization"이 발생함에 밝혀짐에 따라 본 연구의 모델에서도 임프란트 주위에 0.5mm의 interface bone, 즉 층판골(lamella bone)을 설정하여 실험 하였다 (Fig. 1).

2. 유한 요소 모형의 설계

다양한 나사형태의 임프란트에서 직경 변화 및 주위 골흡수에 의한 응력 분포를 알아보고자, 삼각나사, 사각나사, 지지형나사 3가지 종류의 임프란트를 모델로 하여(Fig. 2), 직경을 각각 4mm와 5mm로 설정하고 여기에 높이 6mm, 상부 직경 12mm의 원뿔 형태의 보철물을 가상하여 설계하였다. 임프란트는 악골의 중앙에 식립하였고, 임프란트 길이 중 1mm를 악골에서 노출시켜 매식된 12mm의 임프란트 치근부 주위로 각각 3mm씩의 골흡수를 설계하여 매식 임프란트 치근부의 길이를 12mm, 9mm, 6mm, 3mm의 4가지로 설정하였다. 그리고 임프란트의 치경부에서 근첨부로 11.8mm 떨어진 부위에 반구를 설정하고 이를 1.2mm 높이에서 횡축으로 잘라 근첨부를 편평하게 설계하였다 (Fig. 1).

유한요소 모델에 사용된 기준선은 임프란트의 장축에 평행하게 Y축을 설정하였으며, 장축에 수직된 평면에 각각 X축 및 Z축을 설정하였다.

3. 구속 및 하중 조건

경계 조건(boundary condition)은 치밀골 및 해면골의 움직임이 전혀 발생하지 않도록 하기 위해 하악골 모델의 밑면을 X, Y, Z축 3방향으로 완전 구속 지지하였다.

하중 조건은 비록 실제 구강 내에서 일어나는 힘이 모든 방향에서 다양하게 일어나지만 이것들을 모두 표현하는 것이 불가능하기 때문에 상부 보철물의 중심, 중심에서 각각 2mm와 4mm 떨어진 부위에 100N의 수직력을 적용시킴으로써 cantilever 효과를 이용하여 수평력을 동시에 표현하고자 하였다. 이 때 기하형상 및 하중 조건의 대칭 조건에 따라, 모델을 1/2 모델링하여 대칭조건을 구현하였다.

4. 유한요소 및 재료 물성치

유한요소를 이용한 응력 분석에서 모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해 모델의 물리적 특성은, 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성 (homogeneity), 재료의 특성 및 역학적 거동이 X, Y, Z 3방향으로 동일하다는 등방성 (isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고

변위 정도에는 무관하다는 선형 탄성 (linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다.

재료의 물성치로 피질골 및 해면골의 탄성계수 (Young's modulus of elasticity)와 Poisson's ratio는 Cowin¹⁰⁾의 결과를 참고로 하였으며 임프란트의 물성치는 Sakaguichi와 Borgersen¹¹⁾의 연구를 따랐다 (Table 1).

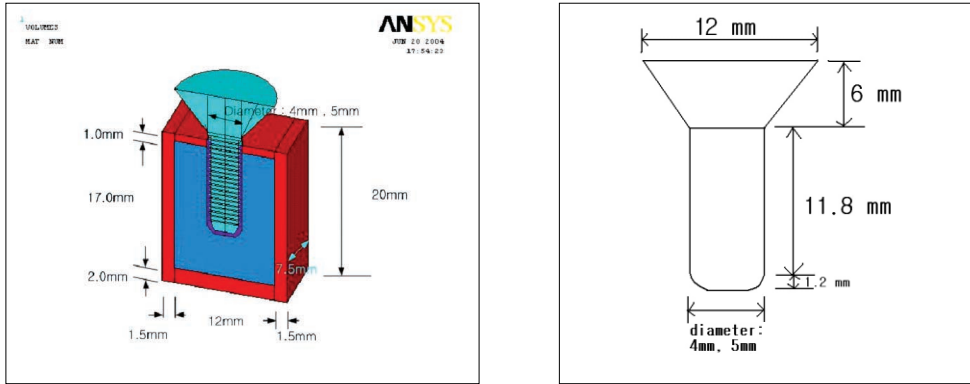


Fig. 1. Schematic drawings of the experimental model and implant design.

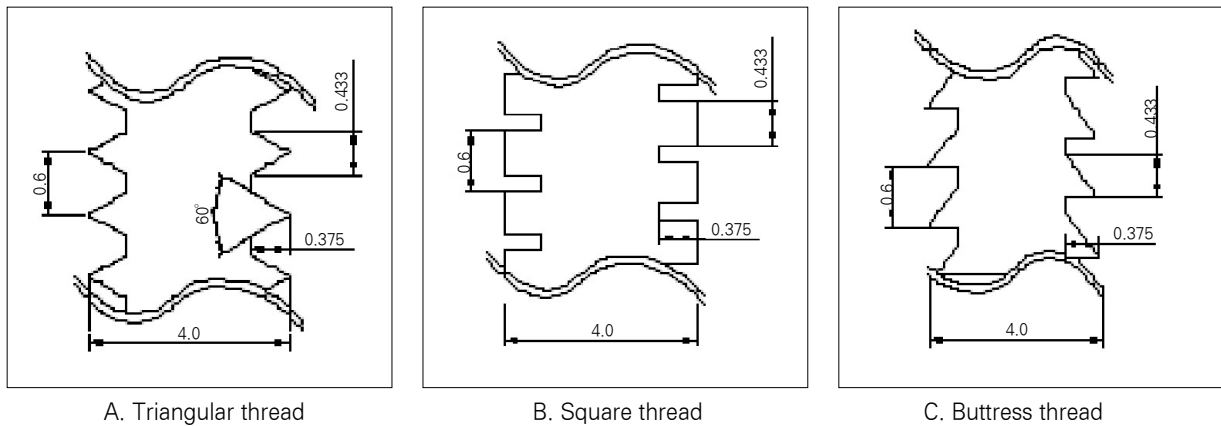


Fig. 2. Schematic drawings of the implant thread designs.

Table 1. Physical properties of the materials used in the analysis

	Young's modulus E (Mpa)	Poisson's ratio
Implant (pure Ti)	1.1×10^5	0.35
Interface bone	1.5×10^4	0.30
Cortical bone	1.5×10^4	0.30
Cancellous bone	1.5×10^3	0.30

5. 응력의 분석

본 연구에 사용한 3차원 유한요소 해석 프로그램은 FEA package program (상용 유한요소 해석 프로그램)인 ANSYS를 이용하여, pre-processing, solving 및 post-processing을 수행하였으며 응력 결과의 분석에 있어서는 각 디자인에 따른 응력의 비교를 하기 위해 1축 등가 비교 응력인 von-Mises stress를 취하여 각 모델에서의 응력 분포를 분석하였다. 결과는 최대 응력 집중부를 확인하기 위하여 stress contour plot으로 나타내었다. 따라서 각 구성 성분별로 최대 응력을 찾아내어 어느 부분에서 가장 많은 응력이 작용하는지를 나타내었다.

Ⅲ. 연구 결과

1. 피질골에서의 최대 응력값 비교

제작된 모형에서 상부 보철물의 중심으로부터 각각 0mm, 2mm, 4mm 벗어난 곳에 100N의 수직 하중을 가했을 때 직경 및 임플란트 주위 골 흡수에 따른 응력 분포 양상과 크기를 유한요소 해석 프로그램인 ANSYS를 이용하여 피질골에 나타나는 최대 응력값을 관찰하였다 (Fig. 3). 피질골에서의 최대 등가 응력은 임프란트와 피질골이 만나는 치경부에서 가장 큰 값을 보여 주었다 (Fig. 3, 4).

삼각나사형 임프란트의 직경이 5.0mm이고, 주위 잔존 뼈량이 12mm, 9mm, 6mm와 3mm인 경우, 임프란트 상부 보철물에서 중심축 방향의 하중을 받았을 때 피질골에서 발생한 최대 응력값(Mpa)이 각각 2.60, 3.01, 4.39 및 5.31로 나타났고, 중심에서 2mm떨어진 부위에 하중을 받았을 때 피질골에서 발생한 최대 응력값(MPa)은 각각 6.91, 7.23, 8.86과 13.89로 나타났으며, 중심에서 4mm 떨어진 부위에 하중을 받았을 때 피질골에서 발생한 최대 응력값(MPa)은 각각 11.78, 12.16, 14.94 및 22.57로 나타났다 (Table 2, Fig. 5, 6, 7).

직경이 5.0 mm인 사각나사형 임프란트 중심에 하중을 가한 경우, 임프란트 주위골의 높이가 12mm, 9mm, 6mm 및 3mm로 흡수됨에 따라 최대 응력값이 각각 2.62, 3.38, 3.74 및 9.96로 점차 증가하였고, 같은 조건하에 중심에서 2mm 벗어난 곳에 하중을 가한 경우, 최대 응력값이 각각 5.28, 5.52, 6.50 및 17.99로 나타났다. 또한 중심에서 4mm 벗어난 곳에 하중을 가한 경우 각각 9.15, 9.62, 10.92 및 28.42로 나타났다 (Table 2, Fig. 5, 6, 7).

지지형나사 임프란트 중심에 하중을 가한 경우 임프란트 주위골의 높이가 12mm, 9mm, 6mm, 3mm로 흡수됨에 따라 최대 응력값이 각각 2.60, 2.90, 3.40, 13.54로 점차

증가하였고, 같은 조건하에 중심에서 2mm 벗어난 곳에 하중을 가한 경우 최대 응력값이 각각 5.68, 7.83, 19.13, 30.43로 나타났다. 또한 중심에서 4mm 벗어난 곳에 하중을 가한 경우 각각 9.56, 13.08, 32.34, 51.59로 나타나 피질골에서의 최대 응력값은 임프란트 주위골이 높을수록 응력값이 감소하였으며, 중심으로부터 벗어난 곳에 하중을 가할수록 응력값이 증가하였다 (Table 2, Fig. 5, 6, 7). 이는 4mm직경 임프란트에서도 동일한 경향을 보였다 (Table 3, Fig. 8, 9, 10).

2. 해면골에서의 최대 응력값 비교

해면골에서의 최대 등가 응력은 임프란트의 치근단 부위와 해면골의 접촉점에서 발생하였다. 삼각 나사형 임프란트의 직경이 5.0mm이고, 주위 잔존 골량이 12mm, 9mm, 6mm와 3mm인 경우, 임프란트 상부 보철물에서 중심축 방향의 하중을 받았을 때 해면골에서 발생한 최대 응력값(Mpa)이 각각 1.10, 1.20, 2.50 및 2.19로 나타났고, 중심에서 2mm떨어진 부위에 하중을 받았을 때 해면골에서 발생한 최대 응력값(MPa)은 각각 2.12, 2.11, 3.62와 3.95로 나타났으며, 중심에서 4mm떨어진 부위에 하중을 받았을 때 해면골에서 발생한 최대 응력값(MPa)은 각각 3.46, 3.37, 5.82 및 6.17로 나타났다 (Table 4, Fig. 11, 12, 13).

직경이 5.0mm인 사각 나사형 임프란트 중심에 하중을 가한 경우, 임프란트 주위골의 높이가 12mm, 9mm, 6mm 및 3mm로 흡수됨에 따라 최대 응력값이 각각 1.25, 1.34, 1.47 및 2.01로 증가하였고, 같은 조건하에 중심에서 2mm 벗어난 곳에 하중을 가한 경우, 최대 응력값이 각각 1.89, 1.98, 2.39 및 4.10로 나타났다. 또한 중심에서 4mm 위치한 곳에 하중을 가한 경우 각각 3.05, 3.17, 3.71 및 6.36로 나타났다 (Table 4, Fig. 11, 12, 13).

직경이 5.0mm인 지지형나사 임프란트 중심에 하중을 가한 경우 임프란트 주위골의 높이가 12mm, 9mm, 6mm, 3mm로 흡수됨에 따라 최대 응력값이 각각 1.17, 1.29, 1.42, 3.32로 증가하였고, 같은 조건하에 중심에서 2mm 벗어난 곳에 하중을 가한 경우 최대응력값이 각각 2.13, 2.12, 2.75, 7.77로 나타났다. 또한 중심에서 4mm 위치한 곳에 하중을 가한 경우 각각 3.48, 3.38, 4.35, 12.86으로 해면골에서 나타나는 최대 응력값은 임프란트 주위골이 높을수록 응력값이 감소하였으며, 중심으로부터 떨어진 곳에 하중을 가할수록 응력값이 증가하였다 (Table 4, Fig. 11, 12, 13). 이는 직경 4mm 임프란트에서도 동일한 경향을 보였다 (Table 5, Fig. 14, 15, 16).

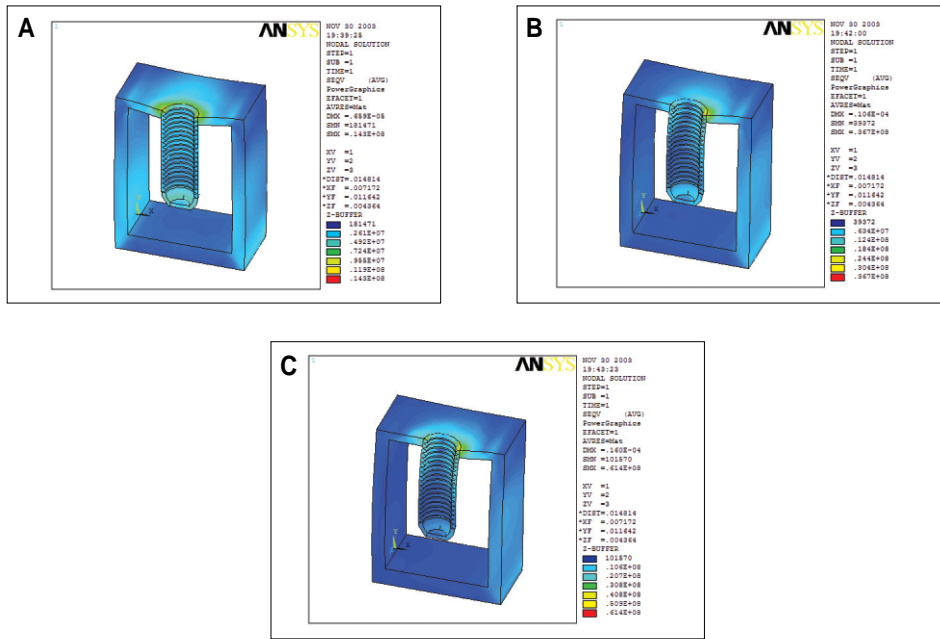


Fig. 3. The stress contour of the cortical bone according to loading point of the 4mm diameter and 12mm height triangular implants.
 A. under central axial loading, B. 2mm offset axial loading, C. 4mm offset axial loading

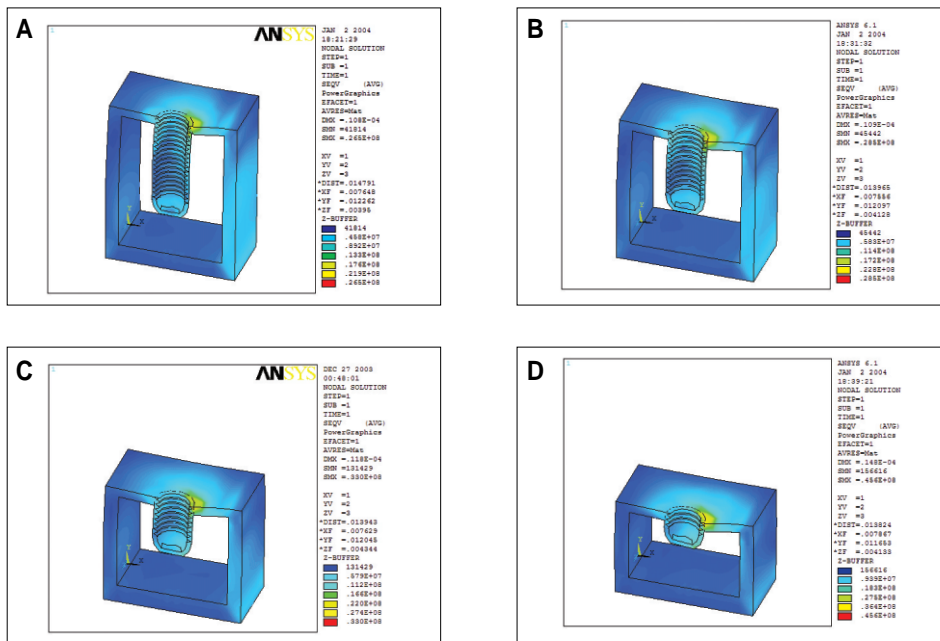


Fig. 4. The stress contour of the cortical bone according to the marginal bone loss of the 4mm triangular implant under 2mm offset axial loading.
 A. 12mm residual bone height, B. 9mm residual bone height,
 C. 6mm residual bone height, D. 3mm residual bone height

Table 2. Maximum von-Mises stress(MPa) in the cortical bone with 5 mm diameter triangular, square and buttress type implants

F	H			
	12mm	9mm	6mm	3mm
0mm (tria)	2.60	3.01	4.39	5.31
0mm (squ)	2.62	3.38	3.74	9.96
0mm (but)	2.60	2.90	3.40	13.54
2mm (tria)	6.91	7.23	8.86	13.89
2mm (squ)	5.28	5.52	6.50	17.99
2mm (but)	5.68	7.83	19.13	30.43
4mm (tria)	11.78	12.16	14.94	22.57
4mm (squ)	9.15	9.62	10.92	28.42
4mm (but)	9.56	13.08	32.34	51.59

H: Supporting bone height(mm), F; Point of force(mm), tria; triangle, squ; square, but; buttress

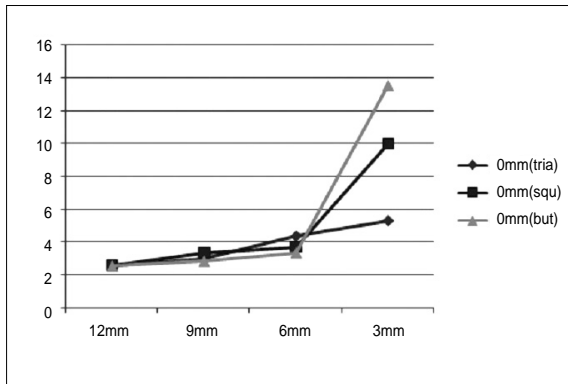


Fig. 5. Maximum von-Mises stress in the cortical bone according to the marginal bone loss of the 5mm diameter implant under central axial loading (MPa: megapascal).

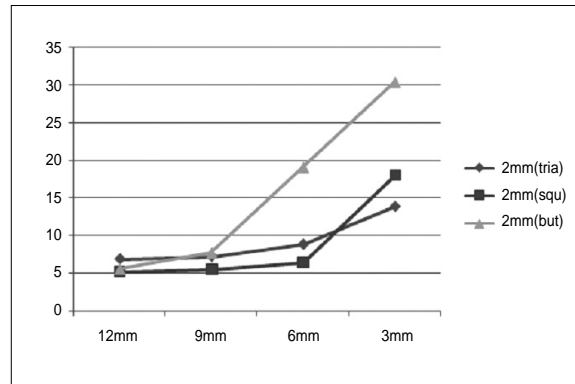


Fig. 6. Maximum von-Mises stress in the cortical bone according to the marginal bone loss of the 5mm diameter implant under 2mm offset axial loading (MPa: megapascal).

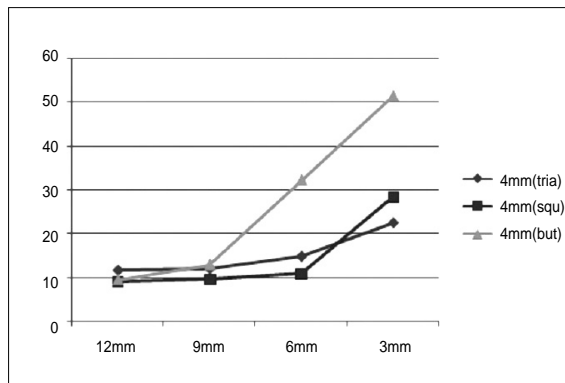


Fig. 7. Maximum von-Mises stress in the cortical bone according to the marginal bone loss of the 5mm diameter implant under 4mm offset axial loading (MPa: megapascal).

Table 3. Maximum von-Mises stress(MPa) in the cortical bone with 4mm diameter triangular, square, buttress type implants

F	H				
	12mm	9mm	6mm	3mm	
0mm(tria)	3.48	3.99	4.34	6.25	
0mm(squ)	2.87	3.55	4.24	12.32	
0mm(but)	2.92	3.40	3.88	5.65	
2mm(tria)	10.22	11.48	14.90	19.35	
2mm(squ)	9.43	9.90	10.37	29.07	
2mm(but)	10.21	10.86	13.04	15.21	
4mm(tria)	17.76	19.93	25.53	32.52	
4mm(squ)	16.90	17.79	18.68	47.15	
4mm(but)	17.60	18.45	21.69	24.93	

H: Supporting bone height(mm)

F: Point of force(mm), tria: triangle, squ: square, but: buttress

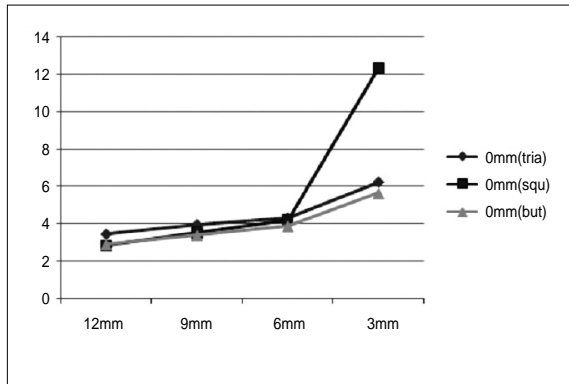


Fig. 8. Maximum von-Mises stress in the cortical bone according to the marginal bone loss of the 4mm diameter implant under center axial loading (MPa: megapascal)

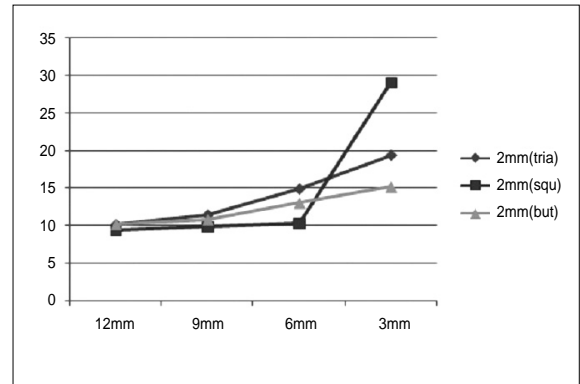


Fig. 9. Maximum von-Mises stress in the cortical bone according to the marginal bone loss of the 4mm diameter implant under 2mm offset loading (MPa: megapascal)

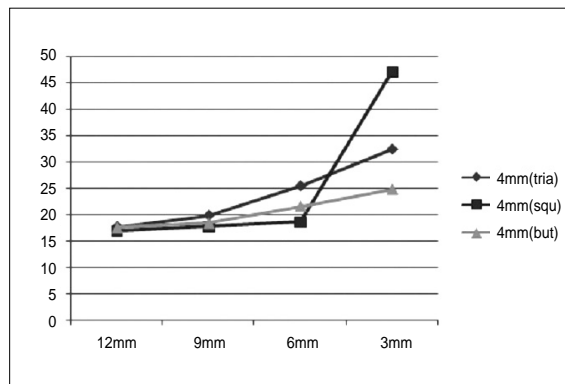


Fig. 10. Maximum von-Mises stress in the cortical bone according to the marginal bone loss of the 4mm diameter implant under 4mm offset loading (MPa: megapascal)

Table 4. Maximum von-Mises stress(MPa) in the cancellous bone with 5mm diameter triangular, square, buttress type implants

F	H				
	12mm	9mm	6mm	6mm	3mm
0mm(tria)	1.10	1.20	2.50	2.19	2.19
0mm(squ)	1.25	1.34	1.47	2.01	2.01
0mm(but)	1.17	1.29	1.42	3.32	3.32
2mm(tria)	2.12	2.11	3.62	3.95	3.95
2mm(squ)	1.89	1.98	2.39	4.10	4.10
2mm(but)	2.13	2.12	2.75	7.77	7.77
4mm(tria)	3.46	3.37	5.82	6.17	6.17
4mm(squ)	3.05	3.17	3.71	6.36	6.36
4mm(but)	3.48	3.38	4.35	12.86	12.86

H: Supporting bone height(mm)

F: Point of force(mm), tria: triangle, squ: square, but: buttress

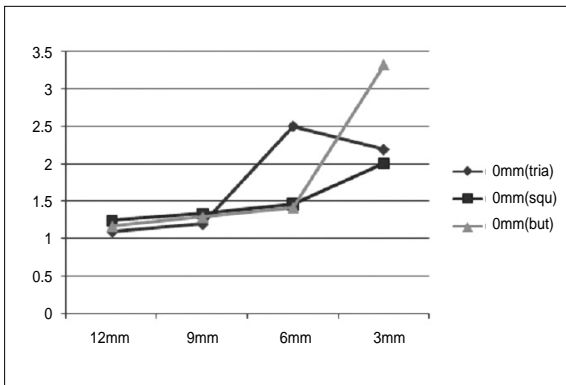


Fig. 11. Maximum von-Mises stress in the cancellous bone according to the marginal bone loss of the 5mm diameter implant under central axial loading (MPa: megapascal).

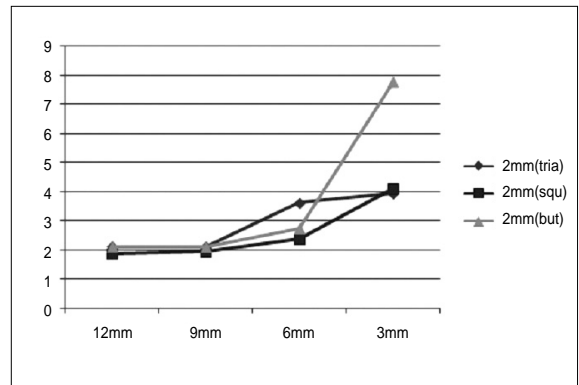


Fig. 12. Maximum von-Mises stress in the cancellous bone according to the marginal bone loss of the 5mm diameter implant under 2mm offset axial loading (MPa: megapascal).

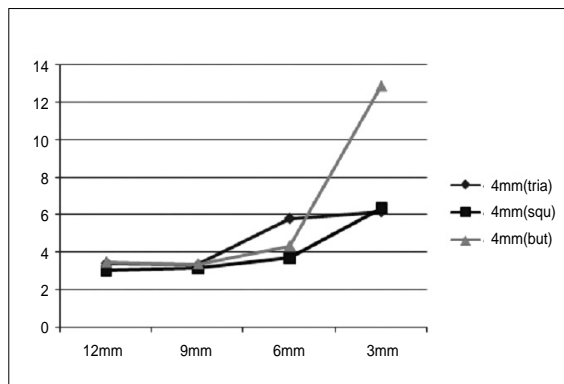


Fig. 13. Maximum von-Mises stress in the cancellous bone according to the marginal bone loss of the 5mm diameter implant under 4mm offset axial loading (MPa: megapascal).

Table 5. Maximum von-Mises stress(MPa) in the cancellous bone with 4mm diameter triangular, square, buttress type implants

F \ H	12mm	9mm	6mm	3mm
0mm(tria)	1.26	1.51	1.77	2.54
0mm(squ)	1.15	1.52	2.00	2.83
0mm(but)	1.23	1.52	2.03	2.60
2mm(tria)	3.27	3.17	3.62	5.95
2mm(squ)	3.12	3.34	3.74	5.87
2mm(but)	3.46	3.39	3.90	6.25
4mm(tria)	5.48	5.25	5.83	9.49
4mm(squ)	5.21	5.50	5.99	9.36
4mm(but)	5.82	5.61	6.31	11.00

H: Supporting bone height(mm)

F: Point of force(mm), tria: triangle, squ: square, but: buttress

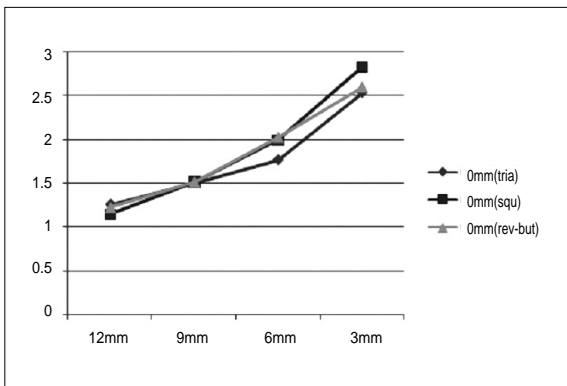


Fig. 14. Maximum von-Mises stress in the cancellous bone according to the marginal bone loss of the 4mm diameter implant under central axial loading (MPa: megapascal).

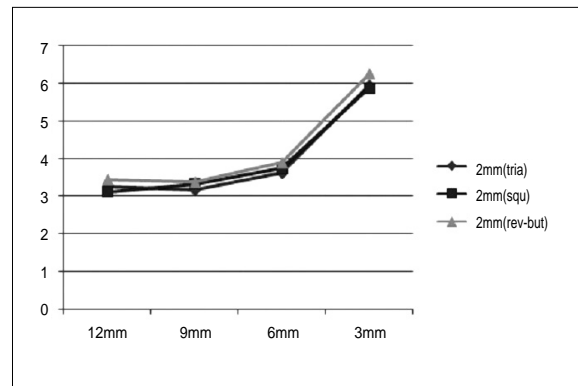


Fig. 15. Maximum von-Mises stress in the cancellous bone according to the marginal bone loss of the 4mm diameter implant under 2mm offset axial loading (MPa: megapascal).

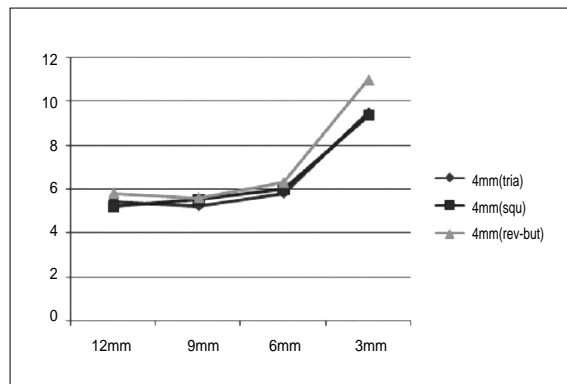


Fig. 16. Maximum von-Mises stress in the cancellous bone according to the marginal bone loss of the 4mm diameter implant under 4mm offset axial loading (MPa: megapascal).

Ⅳ. 총괄 및 고찰

치아는 이장 상피 혹은 피복 상피를 관통하는 유일한 신체 구조로 해부학적으로 독특하며 치과 임프란트 또한 구강점막을 관통해야하는 특이한 요구조건을 갖는다. 임프란트가 골조직 내에서 적절한 고정을 얻는 것은 임프란트의 안정에 대한 선결 조건인 반면, 임프란트가 장기간 유지되는 것은 타이타늄 표면에 상피조직과 결합 조직 등의 연조직이 타이타늄 표면에 부착하고 완전히 밀폐시켜 골조직을 구강 환경으로부터 보호하는 데에 달려 있으며, 또한 치과 임프란트는 음식물을 씹을 수 있는 강한 저작력을 받아야 한다는 점에서 골조직, 치주조직 등의 생체조직과의 좋은 친화성뿐만 아니라 교합력에 충분히 견딜 수 있는 기계적, 공학적 강도 역시 요구된다.

임프란트 주위 치조골의 흡수는 성공한 경우에도 식립 후 1년 내에 1mm 정도 발생하고 그 후 해마다 0.1mm씩 발생한다고 알려져 있으며¹²⁾, 0.1 mm 이상의 과도한 치조골 흡수는 미생물에 의한 감염과 골-임프란트 체계내의 허용되는 힘보다 과도한 기계적인 힘이 가해졌기 때문이다. 이러한 원인으로 불량한 구강 위생과 생역학적인 요소를 들 수 있으며, 생역학적인 요소로는 임프란트의 형태, 길이, 직경, 표면 처리 등과 환자의 골질, 응력과 관련된 교합력 등을 들 수 있다.^{5,13,14)}

이중 응력 요인을 살펴보면 이는 기계원리에 의해 다른 계수의 두 물질이 처음 접촉하는 부위에서 관찰되는데, 타이타늄의 강성과 탄성율은 피질골보다 5-10배 더 크며, 이런 생역학 재료의 부조화는 그 사이에 상대적 움직임으로 인한 위험을 야기하고, 그것은 직접적인 골-임프란트 계면의 존재 시 큰 치조정 부하를 야기한다. 생리적 한계 이상으로 압박을 받았을 때 치조정에서 발견되는 응력은 미세골절이나 병리학적 과부하 지역에서 골흡수를 야기할 수 있다. Sklak¹⁵⁾과 Weinberg¹⁶⁾는 골유착 임프란트의 장기간의 생존에 대해 생역학적인 면의 중요성을 강조했고 기능적 부하로 인한 응력이 골의 재생에 영향을 미치며, 골이 견딜 수 있는 한계 이상의 응력이 골흡수 및 임프란트의 역학적 실패를 가져온다고 주장하였다.

이렇듯 임프란트가 성공하기 위해서는 적당한 양과 질의 골, 임프란트 재료 자체의 생체 친화성, 임프란트의 식립방법과 주위 조직에 발생하는 응력이 중요한 요소로 작용하므로 임프란트를 식립할 경우 이런 요소들에 대한 충분한 고려가 필요하다.

Sato 등¹⁷⁾과 Sato 등¹⁸⁾은 3차원적인 유한요소법에서 골 모델의 크기가 결과에 어떤 영향을 미치는지에 대한 실험에서 뼈 모델의 크기가 실험하고자 하는 임프란트의 끝점에서부터 최소 4.2mm의 길이를 가져야 정확한 결과가 나타난다고 하였다. 우리는 이 결과에 근거하여 하악골의 제 1 대

구치 부분을 기준으로 높이는 20mm 폭은 가로 세로 모두 15mm로 충분한 크기의 악골 모델을 형상화 하였으며, 단순히 피질골만 가정하지 않고 치밀골과 해면골 모두 설정하였다 (Fig. 1).

임프란트와 골과의 유착률은 일반적으로 하악 전치부에 식립된 임프란트에서만 유일하게 100%을 보이고 구치부로 갈수록 감소하여 상악 구치부에서는 골유착률이 최소 25% 미만으로 알려져 있으며¹⁹⁾, Wadamoto 등²⁰⁾은 임프란트와 골과의 평균 골유착률은 68.8%로 보고한 바 있다. 그리고 Akagawa 등²¹⁾은 실제 골유착 상태와 유한요소 모델에 의한 응력 분산이 분명히 다름을 보고했지만, 본 실험에서는 모델을 단순화하고자 100% 골유착된 것으로 가정하였다.

Bränemark²²⁾과 Cowin 등²³⁾은 임프란트 식립 후 골이 치유될 때 골의 재형성에 의해 임프란트 주위에 층판골이 생성됨을 언급하였고, Oosterwyck 등²⁴⁾은 층판골을 설정한 결과 국소적인 과하중을 층판골이 막을 수 있다고 보고하였다. 이에 근거하여 본 실험에서는 0.5mm의 층판골을 설정하였으나 아직까지 이것의 물성에 대한 보고가 없기에 피질골과 같은 물성치를 대입하였다 (Table 1, Fig. 1).

교합의 하중방향은 실제 구강 내에서 모든 방향으로 다양하게 발생하여 이를 표현하는 것이 불가능하고, 성인의 평균 교합력은 대략 대구치부에서 400~800N, 소구치부에서 300N, 전치부에서 200N으로 알려져 있고, 또한 단일 보철물 부위에 300N이상의 하중을 가한 경우 악골변형의 보고가 있으며²⁵⁾, O' Mahony 등²⁶⁾과 Hansson²⁷⁾은 보철물의 중심에서 각각 2mm와 4mm 떨어진 부위에 100N의 수직력으로 캔틸레버 효과를 이용한 수평력을 동시에 표현한 바 있다. 본 실험에서도 보철물의 중심, 중심에서 각각 2mm와 4mm 떨어진 부위에 100N의 수직력을 적용시킴으로써 cantilever 효과를 이용한 수평력을 동시에 부여하였다.

O' Mahony²⁶⁾등은 유한 요소법을 이용한 골유착성 단일 임프란트의 응력 분석의 결과, 첫째 중심에서 벗어난 하중이 가해진 치조정 부위의 피질골에서 최대 압축력을, 반대편 치조정 부위의 피질골에서 최대 인장력을 보였으며, 둘째, 중심부에 비해 수직력이 중심에서 벗어날수록 하중을 받은 부위의 피질골에서의 압축력이 증가하며, 직경 4mm의 임프란트에서 최대 응력값을, 임프란트 중심에 하중을 가하였을 때와 비교하면, 2mm와 4mm 떨어진 부위에서는 각각 3, 5배 이었음을 보고 하였다. 본 실험에서도 나사형태의 구분 없이 직경 4mm 임프란트에서는 각각 3, 5배로 증가하여 O' Mahony²⁶⁾등의 결과와 동일한 결과를 보였으나, 5mm 지름의 임프란트에서는 각각 2, 4배를 보여 넓은 직경이 수평력에 유리한 것으로 나타났으며, 동일한 깊이의 임프란트에서 하중이 중심에서 벗어날수록, 즉, 중심에서 하중을 받을 때와 2mm 떨어진 부위에 하중을 받을 때, 2mm 떨어진 부위에서 하중을 받을 때와 4mm 떨어진 부

위에서 하중을 받을 때의 각각 최대 응력값의 차이의 증가폭은 거의 동일하게 증가하였고, 임프란트 주위 변연골이 감소함에 따라 이들 최대 응력값의 증가폭은 점차 증가하였으며, 임프란트의 직경이 클수록 최대 응력값의 증가폭은 감소하였다 (Table 3, 4).

2002년 Chun과 Cheong²⁸⁾은 삼각나사, 사각나사, 사다리꼴나사 등의 나사 형태에 따른 2차원적 유한요소분석법을 이용한 실험결과, 모두 첫 번째 나사에서 응력값이 가장 높았고 사각나사가 가장 낮은 응력값을 보임을 보고 하였으며, 김 등²⁹⁾은 삼각나사, 사각나사, 역나사를 3차원유한요소법으로 분석한 결과 사각 나사가 가장 안정적임을 발표하였고, Misch¹²⁾는 임프란트의 대부분은 사각나사, 삼각나사, 역나사의 나사형태를 가지고 있으며, 삼각나사는 고정용이고 역나사는 빠려는 힘에 가장 좋은 저항을 보이며, 사각나사는 삼각나사에 비해 10배 큰 마찰저항을 보여주기 때문에 가장 좋은 형태라고 설명하였다. 본 실험에 의하면 하중이 임프란트 중앙에 가해진 경우에는 나사 형태에 따른 응력값의 차이는 미미하였으나, 하중이 중심에서 벗어날수록, 직경의 클수록 삼각나사에 비해 사각나사가 안정적이었으며, 지지형나사는 골흡수가 적을 때는 중간값을 보였다 (Fig. 3-8).

자연치아에서 치관대 치근비는 치조정에서 치아의 교합면까지의 길이를 골내에 묻힌 치근의 길이와 비교하여 측정하는 것으로, 치조골 높이가 치근단 쪽으로 내려가 치조골 위의 치관길이가 길어지게 되면 유해한 측방력이 증가될 기회가 많아지게 된다. 의치의 지대치로 사용될 치아에 대한 최적의 치관대 치근비는 2:3이며, 1:1은 정상적인 상태에서 지대치로 받아들일 수 있는 최소의 비율이다. 하지만 만일 상대악의 대합치아가 인공치 혹은 치주 질환이 있는 치아라면 교합력이 감소하므로 지대치에 가해~지는 응력 또한 감소한다. 그러므로 1:1보다 큰 치관대 치근비가 적용될 수도 있다³⁰⁾.

본 연구에서는 임프란트의 치관대 치근비에 따른 응력 변화를 알아보고자, 13mm길이의 원통형 임프란트에 높이 6mm의 원뿔 형태의 보철물을 설계하고, 악골에 12mm를 매식한 후 치근단부를 향해 3.0mm씩의 골 흡수를 가상하여 치관대 치근비를 7:12, 10:9, 13:6, 16:3의 4가지로 설정하여 실험한 결과, 치관대 치근비가 13:6(약 2:1)까지는 피질골 응력값의 변화가 비교적 안정적이고, 삼각나사에 비해 사각나사가 치관대 치근비가 불량할수록 양호하였으나, 16:3에서는 응력값이 급격히 증가하였다 (Fig. 5-10). 해면골에서 최대 등가 응력은 임프란트의 근침부에서 발생하였고 치관대 치근비가 13:6(약 2:1)까지는 해면골 응력값의 변화가 비교적 안정적이었으나, 16:3에서는 응력값이 급격히 증가하였고, 임프란트 주위 변연골이 감소함에 따라 응력값은 점차 증가하였으며, 하중이 중심에서 벗어날

수록 응력값의 증가폭이 커졌다 (Fig. 11-16). 비록 피질골에 비해 응력값은 미미하였지만 증가 양상은 비슷하였다.

이상의 결과를 종합하면, 하중의 집중은 대부분 치경부의 치밀골에서 일어났고, 임프란트의 직경이 작고 하중이 중심에서 벗어날수록, 임프란트 주위 변연골이 감소할수록 응력값이 증가하였으며, 치관대 치근비가 2:1까지 임프란트는 안정적이었고, 직경이 클수록, 하중이 중심에서 벗어날수록, 치관대 치근비가 불량할수록 사각나사가 삼각나사에 비해 양호하였다.

V. 결 론

3차원 유한요소분석법을 이용하여, 13mm의 삼각나사, 사각나사 및 지지형 나사 임프란트를 모델로 하여 직경을 각각 5.0mm, 4.0mm로 설정하고, 깊이 12mm로 매식한 후 임프란트의 치근부 주위로 각각 3mm씩의 골 흡수를 가상하여 임프란트의 치관대 치근비를 7:12, 10:9, 13:6, 16:3의 4가지로 설정하였으며, 모델 중심으로부터 0mm, 2mm 및 4mm 떨어진 곳에 100N의 힘을 가하여 하중의 중심 이동에 따른 최대 응력값을 조사하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 피질골에서 최대응력은 임프란트의 치경부에 집중되었고, 해면골에서는 임프란트 근단부에 집중되었다.
2. 피질골의 응력값을 보철물의 중심에 수직력을 가한 경우와 2mm, 4mm 떨어진 부위에 가한 경우를 비교하면, 직경 4mm 임프란트에서는 평균 3, 5배, 5mm 지름의 임프란트에서는 2, 4배 증가하였다.
3. 사각나사가 삼각나사에 비해 직경이 클수록, 하중이 중심에서 벗어날수록, 치관대 치근비가 불량할수록 효과적이었다.
4. 임프란트의 치관대 치근비가 13:6까지는 피질골과 해면골의 응력값이 비교적 안정적이었으나 16:3에서는 응력값이 급격히 증가하였다.

이상의 결과로 교합력이 임프란트의 중심에서 벗어나는 정도를 감소시키기 위해 가능한 교합면을 작게 형성하고, 굵은 직경의 사각나사 임프란트를 식립하며, 치관대 치근비가 2:1 이상이 되지 않게 해야 함을 시사한다.

참고문헌

1. Bränemark PI : Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent 50 : 399, 1983.
2. Adell R, Eriksson B, Lekholm U et al : A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. Int J Oral Maxillofac Implants 5(4) : 347, 1990.
3. Friberg B, Jemt T, Lekholm U : A study from stage I surgery to the connective of completed prostheses. Int J

- Oral Maxillofac Implants 6(2) : 142, 1991.
4. Laney WR, Jemt T, Harris D et al : Osseointegrated implants for single tooth replacement : Progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9(1) : 49, 1994.
 5. Isidor F : Loss of osseointegration caused by occlusal overload of oral implants: A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 7 : 143, 1996.
 6. Reiger MR : Loading considerations for implants. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 3(4) : 795, 1991.
 7. Weinberg LA : The biomechanics of force distribution in implant supported prostheses. *Int Oral Maxillofac Implants* 8 : 19, 1993.
 8. Brånemark PI : Introduction to osseointegration. Chicago, Quintessence, 1985, p.175.
 9. Brunski JB : Biomaterials and Biomechanics in Dental Implant Design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 3 : 85, 1988.
 10. Cowin SC : Bone mechanics, Boca Raton (FL), CRC Press, 1989.
 11. Sakaguchi RL, Borgersen SE : Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screw. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10 : 295, 1995.
 12. Misch C : Contemporary Implant Dentistry, 2nd ed. St Louis, Mosby, 1999, p.21.
 13. Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T : A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. *Clin Oral Implants Res* 7 : 329, 1996.
 14. Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE : Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 59 : 59, 1988.
 15. Sklak R : Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 49 : 843, 1983.
 16. Weinberg LA : The biomechanics of force distribution in implant supported prostheses. *Int Oral Maxillofac Implants* 8 : 19, 1993.
 17. Sato Y, Wadamoto M, Tsuga K. et al : The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabilitation* 26 : 288, 1999.
 18. Sato Y, Teixeira ER, Tsuga K et al : The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabilitation* 26 : 640, 1999.
 19. Patra AK, DePaolo JM, Dsouza KS et al : Guidelines for analysis and redesign of dental implants. *Implant Dent* 7 : 355, 1998.
 20. Wadamoto M, Akagawa Y, Sato Y et al : The three dimensional bone interface of an osseointegrated implant : A morphometric evaluation in initial healing. *J Prosthet Dent* 76 : 170, 1996.
 21. Akagawa Y, Sato Y, Teixeira ER. et al : A mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehab* 30 : 41, 2003.
 22. Brånemark PI : Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 50 : 399, 1983.
 23. Cowin SC, Lanyon LE, Rodan G : Functional adaptation in bone tissue. *Calc Tiss Intl* 36 : 155, 1984.
 24. Oosterwyck H, Duyck J, Sloten J et al : The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Implants Res* 9 : 407, 1998.
 25. Craig RG : Restorative dental materials, 10th ed. St Louis, Mosby, 1996, p.56.
 26. O' Mahony A, Bowles Q, Woolsey G et al : Stress distribution in the single-unit osseointegrated dental implant: Finite element analyses of axial and off-axial loading. *Implant Dent* 9 : 207, 2000.
 27. Hansson S : A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. *Clin. Oral Implants Res* 14 : 286, 2003.
 28. Chun HJ, Cheong SY : Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabilitation* 29 : 565, 2002.
 29. Kim IK, Ryu SH, Kim JR et al : The three dimensional finite element analysis of the stress distribution according to the implant and thread designs. *J Kor Maxillofac Plast and Reconst Surg* 26(5) : 443, 2004.
 30. Penny RE, Kraal JH : Crown-to-root ratio: Its significance in restorative dentistry. *J Prosthet Dent* 42 : 34, 1979.

저자 연락처

우편번호 400-711
 인천광역시 중구 신흥동 3가 7-206
 인하대학교 의과대학 치과학교실 구강악안면외과
김 일 규

원고 접수일 2007년 8월 10일
 게재 확정일 2007년 12월 19일

Reprint Requests

Il-Kyu Kim
 Dept. of OMFS, Dept. of Dentistry, College of Medicine, In-Ha Univ.
 #7-206, 3rd St. Shinheung-Dong, Choong-Gu, Incheon, 400-711, Korea
 Tel: 82-32-890-2470 Fax: 82-32-890-2475
 E-mail: kik@inha.ac.kr

Paper received 10 August 2007
 Paper accepted 19 December 2007