임프란트 매식시 해면골질의 차이에 따른 치밀골 상 응력분석

조선대학교 치과대학 보철학교실

정신영·김창현

Ⅰ. 서 론

임플란트 매식 시 환자는 치조골의 폭과 길이 그리고 골질에 따른 다양한 골 조건을 가지게 되며 동일한 골 양을 가진다 하여도 골질에 따라 임플란트와 골에 분포하는 응력이 다르기 때문에 Type 1, 2, 3, 4로 분류되는 골질 조건[1]에 따라 임플란트 주위에서 발생하는 생역학적인 요인을 적절하게 분산시키는 것이 임플란트 수복물의 성공을 위한 필수 조건이라 할 수 있다.

특히, 임플란트-골 계면은 골유착의 정도에 따라 응력의 집중에 의해 쉽게 손상될 수 있다는 점에서 응력발생에 영향을 미치는 공학적인 요소에 대한 이해가 필요하다[2,3]. 공학적인 요소의 분석법으로 사용되고 있는 널리 활용되고 있는 3차원 유한요소법을 활용하여 임플란트 수복물의 하중조건에 따른 응력분석[4,5], 임플란트 고정체의 경사정도에 따른 응력분포[6], 그리고 재생된 골질에 대한 응력분포에 관한 연구[7,8,9] 등이 진행되어 왔다.

그러나 골유착에 영향을 주는 골 조건이 다를 경우 어떠한 조건을 지닌 임플란트를 매식해야 하는 가에 대해서는 과학적인 자료가 미비하고, 치조골의 해면골 밀도가 다른 조건에서 2개의 구치부 임플란트를 매식한 후 하중의 조건에 따른 응력분석에 대한 연구 및 치조골의 밀도에 따른 생역학적 분석 자료도 미비한 상태이다.

본 연구에서는 해면골의 골밀도가 다른 조건에서 임플란트 고정체를 2개 매식한 후 제작한 수복물에 대한 3차원 유한요소모델에서 하중위치의 차이가 치밀골에 어떠한 응력을 발생시키는 지를 3차원 유한요소법으로 분석하고자 하였다.

Ⅱ. 연구재료 및 방법

1. 유한요소모델의 설계

1) 하악골 모형화

본 연구를 위한 유한요소모델에는 티타늄 합금을 소재로 한 사각 나사산 형태의 고정체를 설계하고 제 1, 2대구치 부위의 치조골 부위의 외부에 2 mm 두께의 치밀골을 설계하였다. 내부 해면골의 경우 Model 1은 Type 1(Young's modulus : E 9,500 ㎫), Model 2는 Type 3(Young's modulus : E 1,600 ㎫)로 모델링 하였다. (Fig. 1, 2).

2) 모델 형성

형성된 임플란트 유한요소모델에서 하악골의 제 1, 2 대구치 부위에 각각 직경 4 mm, 길이 11.5 mm의 사각나사산을 갖는 고정체를 모델로 형성하였다.

이 임플란트 고정체의 첫 번째 나사산이 치밀골과 해면골의 경계부 하부에 위치되고 고정체와 골은 100% 유착된 것으로 가정하였다. 그 위에 연결되는 지대주, 나사, 수복물 및 악골은 3차원 형상으로 제작하였다(Fig. 2). 보철물의 나사

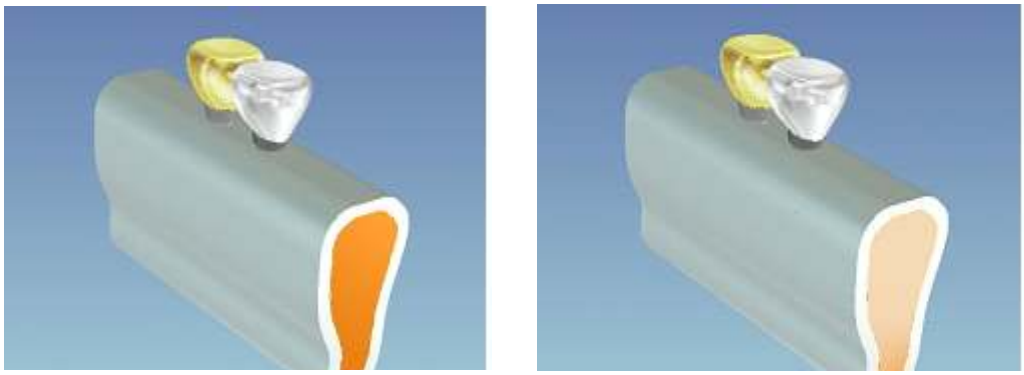

Fig. 1. Model 1(Left) and Model 2(Right).

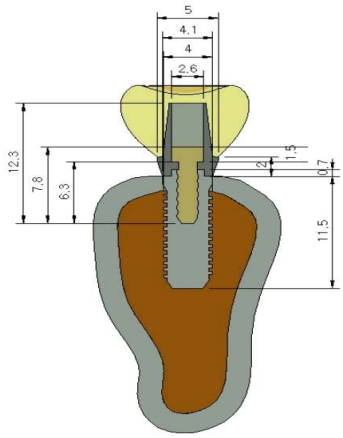

Fig. 2. The bucco-lingual section of the full body (unit : mm).

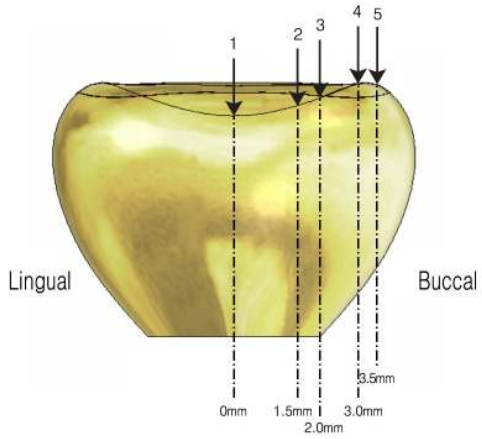

Fig. 3. 200 N의 수직하중이 부여되는 부위.

산 입구는 콤퍼지트 레진으로 수복하였으며, 상부치관은 지대주에 고정시켰다.

모형화에 사용된 고정체 및 지대주 나사산은 수직축을 대칭으로 처리하였고 모든 경우에 대하여 동일한 지대나사를 사용하였다.

2. 하중조건

임플란트 유한요소모델의 하중조건으로 제 1 대구치 및 제2대구치 교합면의 일곱 부위에 200 N의 수직 하중을 고정체에 평행하게 적용하였다.

유한요소 모델에 작용하는 수직하중의 5개 부위는 하중위치 1의 경우는 치관의 중심부에(0 mm), 하중위치 2는 중심부에서 협측으로 1.5 mm 떨어진 부위에, 하중위치 3는 중심부에서 협측으로 2 mm 떨어진 부위에, 하중위치 4는 중심부에서 협측으로 3 mm 떨어진 부위에, 하중위치 5는 중심부에서 협측으로 3.5 mm 떨어진 부위에, 각각 고정체에 평행하게 200 N의 수직하중을 적용시켰다(Fig. 3).

Table 1. Material properties used in this study

Materials	Property	
	Young's Modulus (MPa)	Possion's ratio(ν)
Cortical bone	13,000	0.30
Cancellous bone	Type 1(9,500), Type 3(1,600)	0.30
Titanium(Implant)	115,000	0.35
Composite resin	9,700	0.35
Gold crown(Type 3)	66,600	0.33
Gold screw	98,000	0.45

3. 물성치

유한요소분석을 수행하는데 필요한 재료의 물성치인 탄성계수(Young's modulus : E)와 포와송의 비(Poisson's ratio : ν)는 선학들의 자료 [5,6,7,8,9] 를 참고하여 Table 1 에 나타내었다.

4. 응력분석

본 논문에 사용한 3차원 유한요소분석 프로그램으로는 3G Author (PlassoTech, USA)를 이용하였고 등가응력 (Von-Mises stress) 분석 부위는 유한요소모델상 제1, 2 대구치 협설 치밀골 상단부위를 외측에서 16 등분하여 측정하였다.

Fig. 4. Measurement points of principal stress

Ⅲ. 연구성적

1. 치관중심에 하중 부여시 치밀골 상 응력분포

치관중심부에 200 N의 수직하중이 가해질 때 치밀골에서의 Von-Mises Stress는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 15~16 부위에서 최대값(9.09 ㎫)이 나타냈으며, Model 2의 경우도 참고점 15~16 부위에서 최대값(16.90 ㎫)를 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 15~16 부위에서 최대값(5.76 ㎫)를 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 15~16 부위에서 최대값(16.41 ㎫)를 나타냈다(Table 2~3).

치밀골에서 최대주응력은 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 1~2, 16~1 부위에서 최대압축이 발생되었다. Model 2의 경우 Model 1과 같이 참고점 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 15~16 부위에서 최대압축이 발생되었다. 제 2대구치의 경우 Model 1에서는 참고점 전부위에서 압축이 일어나며, 특히 참고점 16~1 부위에서 최대압축이 발생되었다. Model 2의 경우에도 Model 1의 경우와 같이 참고점 전부위에서 압축이 일어나며, 특히 참고점 15~16 부위에서 최대압축이 발생되었다(Table 4~5).

Table 2. Von-Mises Stress(㎫) of the cortical bone on the Model 1

Load Position	1st Molar				2nd Molar			
	Min.	Point	Max.	Point	Mini.	Point	Max	Point
1	5.78	13	9.09	15 ~ 16	2.13	6 ~ 7	5.76	15 ~ 16
2	3.83	10 ~ 11	20.39	5 ~ 6	1.76	9 ~ 10	12.08	4 ~ 5
3	4.95	10, 15 ~ 16	24.46	4 ~ 6	2.12	9 ~ 10, 16 ~ 1	15.27	4 ~ 5
4	8.89	9 ~ 10, 16 ~ 1	38.94	4 ~ 6	2.29	16 ~ 1	25.90	4 ~ 5
5	9.40	9 ~ 10, 16 ~ 1	40.80	5 ~ 6	2.34	9 ~ 10, 16 ~ 1	26.88	4 ~ 5

Table 3. Von-Mises Stress(㎫) of the cortical bone on the Model 2

Load Position	1st Molar				2nd Molar			
	Mini	Point	Max	Max.	Mini.	Point	Max.	Point
1	9.85	8 ~ 9	16.90	15 ~ 16	9.93	8 ~ 9	16.41	15 ~ 16
2	3.13	13	30.77	5 ~ 6	3.12	13	30.75	4 ~ 5
3	4.84	10 ~ 11, 14 ~ 15	36.64	5 ~ 6	5.00	10 ~ 11, 14 ~ 15	35.93	5
4	8.77	10	53.00	5 ~ 6	9.09	10	52.82	5
5	9.17	10	55.60	5 ~ 6	9.63	10	54.68	5

2. 치관 1.5 mm 협측 빗김 부위에 하중 부여시 치밀골 상 응력분포

치관중심에서 1.5 mm 협측 빗김 수직하중이 작용할 때 치밀골의 Von-Mises Stress는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 5 ~ 6 부위에서 최대값(20.39 ㎫)을 나타내며, Model 2의 경우도 참고점 5 ~ 6 부위에서 최대값(30.77 ㎫)이 발생하였다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 4 ~ 5 부위에서 최대값(12.08 ㎫)를 나타내며, Model 2의 경우도 참고점 4 ~ 5 부위에서 최대값(30.75 ㎫)를 나타냈다(Table 2 ~ 3).

최대주응력의 경우 치밀골 제 1대구치의 Model 1에서는 참고점 12 ~ 14 부위에서 최대인장이, 참고점 5 ~ 6 부위에서 최대압축이 발생하였다. Model 2에서는 참고점 13 부위에서 최대인장이, 참고점 4 ~ 5 부위에서 최대압축이 발생하였다. 제 2대구치의 경우 Model 1에서는 참고점 13 부위에서 최대인장이, 참고점 5 ~ 6 부위에서 최대압축이 발생하였다. Model 2에서는 참고점 13 부위에서 최대인장이, 참고점 4 ~ 5 부위에서 최대압축이 발생하였다(Table 4 ~ 5).

3. 치관 2 mm 협측 빗김 부위에 하중 부여시 치밀골 상 응력분포

치관중심에서 2 mm 협측 빗김 수직하중이 작용할때 치밀골의 Von-Mises Stress는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 4 ~ 6 부위에서 최대값(24.46 ㎫)이 나타나며, Model 2의 경우 참고점 5 ~ 6 부위에서 최대값(36.64 ㎫)를 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 4 ~ 5 부위에서 최대값(15.27 ㎫)를 나타냈으며, Model 2의 경우 참고점 5 부위에서 최대값(35.93 ㎫)을 나타

Table 4. Principal Stress(㎫) of the cortical bone on the Model 1

Load position	1st Molar				2nd Molar			
	Tensile	Max	Compression	Max	Tensile	Max	Compression	Max
1			all points	1~2,16~1			all points	16~1
2	9.5~16	12~14	1~9.5,16~1	5~6	9.5~15.5	13	1~9.5,15.5~1	5~6
3	9.5~16.5	12~14	1~9.5,16.5~1	5~6	9.5~16.5	13	1~9.5,16.5~1	5~6
4	9~1	12~14	1~9	5~6	8~16.5	13	1~8,16.5~1	5~6
5	9~1	12~14	1~9	5~6	9.5~16.5	13	1~9.5,16.5~1	5~6

Table 5. Principal Stress(㎫) of the cortical bone on the Mode 2

Load position	1st Molar				2nd Molar			
	Tensile	Max	Compression	Max	Tensile	Max	Compression	Max
1			all point	15~16			all point	15~16
2	11.5~14.5	13	1~11.5,14.5~1	4~5	11.5~14.5	13	1~11.5,14.5~1	4~5
3	11.5~14.5	13	1~11.5,14.5~1	5~6	10.5~15.5	13	1~10.5,15.5~1	5~6
4	9.5~16.5	13	1~9.5,16.5~1	4~5	9.5~16.5	13	1~9.5,16.5~1	5
5	9.5~16.5	13	1~9.5,16.5~1	4~5	9.5~16.5	13	1~9.5,16.5~1	5~6

냈다(Table 2~3).

치밀골에서 최대주응력은 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 12~14 부위에서 최대인장이, 참고점 5~6 부위에서 최대압축이 발생하였다. Model 2에서는 참고점 13 부위에서 최대인장이, 참고점 5~6 부위에서 최대압축이 발생하였다. 제 2대구치의 경우 Model 1에서는 참고점 13 부위에서 최대인장이, 참고점 5~6 부위에서 최대압축이 발생하였다. Model 2의 경우에도 Model 1과 같은 부위에서 최대 인장과 최대 압축이 발생하였다(Table 4~5).

4. 치관 3 mm 협측 빗김 부위에 하중 부여시 치밀골 상 응력 분포

치관중심에서 3 mm 협측 빗김 부위에 수직하중이 가해질 때 치밀골에서의 Von-Mises Stress는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 4~6 부위에서 최대값(38.94 ㎫)을 나타내며, Model 2의 경우 참고점 5~6 부위에 최대값(53.00 ㎫)을 나타내었다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 4~5 부위에서 최대값(25.90 ㎫)를 나타내며, Model 2의 경우 참고점 5 부위에서 최대값(52.82 ㎫)를 나타냈다.(Table 2~3)

치밀골에서 최대주응력은 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 12~14 부위에서 최대인장이 나타나며 참고점 5~6 부위에서 최대압축이 발생되었다. Model 2의 경우 참고점 13 부위에서 최대인장이 나타나며, 참고점 4~5 부위에서 최대압축이 발생되었다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 13 부위에서 최대인장이 나타나며, 참고점 5~6 부위에서 최대압축이 발생되었다. Model 2의 경우 참고점 13 부위에서 최대인장이 나타나며, 참고점 5 부위에서 최대압

축이 나타냈다(Table 4 ~ 5).

5. 치관 3.5 mm 협측 빗김 부위에 하중 부여시 치밀골 상 응력 분포

치관중심에서 3.5 mm 협측 빗김 부위에 수직하중이 가해질때 치밀골의 Von-Mises Stress는 제1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 5 ~ 6 부위에서 최대값(40.80 ㎫)를 나타내며, Model 2의 경우 참고점 5 ~ 6 부위에서 최대값(55.60 ㎫)를 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 4 ~ 5 부위에서 최대값(26.88 ㎫)를 나타내며, Model 2의 경우 참고점 5 부위에서 최대값(54.68 ㎫)를 나타냈다(Table 2 ~ 3).

Ⅳ. 총괄 및 고안

치과 임플란트의 예후는 골과 임플란트 고정체 간의 양호한 계면과 임플란트 주위의 건강한 골질의 보존에 의존하며, 건강한 골질을 보존하기 위해서는 골밀도를 유지하는데 필요한 골재형성의 적정 수준의 유지와 골의 미세파절 방지가 필요하며 이 두 과정은 골에 있어서 stress와 strain의 분포에 의해 지배된다고 하였다[10,11]. 임플란트에서 골로의 하중 전이에 임플란트 지지골의 양과 질이 영향을 미치며 골-임플란트 계면에서 하중 전이에 영향을 미치는 요소는 하중의 종류, 임플란트의 길이, 면적, 모양, 표면 구조, 골-임플란트 계면의 성질, 주변골의 질과 양, 임플란트와 보철물 물질 특성이 포함된다.

임플란트 시술의 성공여부를 예측하기 위한 방법으로 임상연구 및 유한요소분석법을 사용하고 있으나 유한요소법은 기하학적으로 복잡한 구조의 모형을 만들어 응력과 변위를 측정하는데 이용되어지고 있으며, 임플란트학에서도 보철물에 가해지는 다양한 하중이 임플란트에 미치는 결과를 이해하기 위해서 임플란트와 계면조직에서 나타나는 역학적인 면을 예측하기 위하여 이용되어지고 있다.

골과 임플란트 사이에 견고한 계면이 존재하여야 하는데 동물실험을 통하여 임플란트와 골과의 접촉률은 표면처리 물질에 따라 45.6 % ~ 75.9 % 로 다양하게 나타난다[12,13].

유한요소법을 이용한 연구의 문제점은 골과 임플란트 사이에 100% 골융합이 된 것으로 가정하고 분석된다는 점과 임플란트 표면은 고려되지 않고 분석되어지고 있다.

실제로 임플란트 보철물의 장기간의 성공여부는 고정체 - 지지골 계면의 안전한 골유착과 임플란트 주위 골질의 보존에 의존하지만 치밀골에 1차적인 염증이 발생하고 2차적으로 빗김 하중 등이 작용하는 경우 치밀골에 응력이 집중됨으로써 치조골의 흡수를 가속화 할 수 있다.

본 연구에서 임플란트의 고정체를 지지하는 치조골 내부의 해면골을 다르게 하였을 때 치밀골과 해면골의 제 1, 2대구치에서 치관중심에 집중하중이 작용하였을 때와 협측으로 집중하중이 옮겨가면서 작용하였을 때 발생되는 응력은 하중의 작용방향과 작용위치에 따라 치밀골과 해면골의 응력 분포가 달라지고 있었다. 즉 Model 1, 2 모두 치밀골 및 해면골에서 최대 Von-Mises Stress를 비교한 결과 모든 하중조건에서 해면골에 비해 치밀골에서 높은 응력 발생이 있었으나 치관중심부위에 200 N의 수직집중하중이 가해지는 경우에 비해, 협측으로 1.5 mm, 2 mm에 수직집중하중이 가해지는 경우가 협측으로 3 mm, 3.5 mm 에 수직집중하중이 작용하였을 때보다 치밀골에 발생하는 응력이 작게 나타났다. Weinberg 등 [14,15]은 자연치는 수직교합력이 치근단 1/3 부위에 위치하는 회전중심을 갖는 결과적인 힘의 선을 만들어내며 이러한 회전중심 주위로 미세한 운동이 존재하여 압축력과 인장력이 치주인대위에 작용되며 치근길이 역시 치조골에 힘의 분산을 증가시킨다고 하였다. 그러나 임플란트는 골유착되면 미세운동이 존재하지 않아 치조정 높이에 회전중심을 가지며 대부분의 힘의 분산은 임플란트의 면을 따라 분산되기 보다는 치조정에 집중된다고 하였다. 본 연구에서도 임플란트 고정체 상부와 골 접촉을 이루는 치밀골에 응력이 집중되며 하중조건 A를 제외하고는 해면골에서는 응력이 거의 걸리지 않고 있었다.

그러나 치관중심부에서 협측으로 하중이 벗어

나 작용되는 경우 해면골 하부에서 치밀골 쪽으로 응력이 분산되는 양상을 보이고 있으나 해면골 밀도가 낮은 Model 2에서는 보다 치밀골 쪽으로 집중되는 양상을 보이고 있었다. Clift 등 [11]은 하중을 가하기 전 9-18 MPa범위에서 정적인 스트레스를 견딜 수 있는 임플란트 경부 주위의 단단한 치밀골의 중요성을 강조했다. 임플란트 매식 후 이것을 달성하지 못하면 생리적인 하중에서도 경부의 흡수와 국소적 피료에 따른 실패를 낳게 된다고 하였다. 또한 임플란트 수복물의 교합 접촉을 형성하는 경우 치관 교합면 내 고정체 반경(2 ㎜)이내에 하중이 작용할 수 있도록 교합면 접촉 위치를 설정하는 것이 치경부의 응력집중을 예방하기 위하여 바람직하다고 사료되었다. 응력발생 부위와 임플란트 형태의 영향에 대해 Stegaroiu 등 [16]은 임플란트 경부 주위에 응력이 집중된다 하였다. Lai 등[17] 또한 골유착 정도에 따른 수직 하중에 대한 3차원적 응력분석에서 임플란트 골계면에서의 응력은 골유착 정도에 따라 달라지나 골 내에서의 응력은 임플란트 경부에 집중된다고 하였다.

이러한 점은 임플란트 골계면이 완전히 유착되었으므로 미세운동이 존재하지 않아 대부분의 힘은 임플란트의 치경부 치밀골에 집중되고 나머지는 해면골에 분산되기 때문인 것으로 사료되었다.

본 연구에서 치조골내 치밀골에서의 최대 Von-Mises Stress를 비교한 결과 제 1, 2대구치의 경우 해면골의 밀도가 낮은 Model 2가 Model 1보다 더 큰 응력을 받는 것으로 나타났다. 실제로 임상에서 임플란트를 매식하는 경우 골질의 차이는 초기 고정 뿐아니라 골유착 기간 등에 영향을 미치게 된다. 본 연구에서 해면골의 밀도가 다른 경우 어떠한 임상적 역학을 고려하여야 하는가에 대해 평가한 바 해면골의 물성치 변경에 따라 하중이 가해질 때 치밀골에 미치는 영향을 차이를 나타내고 있었다.

Clelland 등[18]은 Steri-oss 임플란트를 사용한 2차원적인 유한요소모델에서 해면골, 피질골 조건을 다양하게 부여한 결과 모든 해면골 모델에서 낮은 스트레스와 높은 strain이 임플란트 첨단부를 둘러쌌지만 피질골 층이 첨가 된 모델에서는 더 높은 치조정 응력과 더 낮은 첨단부 strain를 관찰하여 등방성의 두꺼운 치밀골 층은 얇은 층보다 적어도 50%의 스트레스감소를 보이며 피질골에 있어서 횡축 등방성(transverse isotropy)의 가정은 등방성 골과 비교하여 대략 25%정도 stress, strain을 증가시킨다고 하여 치조정 치밀골 두께와 골의 등방성은 결과적 stress와 strain에 상당한 영향을 미친다고 결론 내렸다.

Tada 등[11]도 여러 가지 모델을 이용하여 분석한 결과 임플란트 경부의 형태와 크기가 같기 때문에 임플란트 형태 및 길이는 영향을 미치지는 못한다고 하였고, 저밀도의 망상골을 가진 악골에서는 긴 나사형의 임플란트를 선택하는 것이 좋을 수 있다고 제안하며, 하중의 방향과는 무관하게 골내의 Von-Mises Stress는 망상골 밀도의 감소와 함께 증가한다고 하였다. 이러한 점에서 해면골의 밀도가 다른 경우 교합 접촉에 따른 하중위치의 설정시 유의해야 할 것으로 사료된다.

본 연구에서는 모든 모델에서 치밀골은 2 mm 두께로, 치밀골의 탄성계수는 Rho 등 [20] 이 제안한 4가지의 밀도분류에 따라 Type 1과 2 모두 13,000 ㎫ 과 치밀골의 탄성계수는 Type 1은 9,500 ㎫, Type 2는 1,600 ㎫로 해면골의 골질 조건으로 설계하였고 또한 골유착 정도를 100%로 설정하여 Von-Mises Stress 및 최대주응력을 비교평가 하였다. Clelland 등[18]은 치밀골이 없이 해면골만 존재한 경우 그리고 치밀골의 두께를 달리하여 설계한 유한요소분석에서 해면골만 존재하는 경우에는 고정체 근단부에 최대주응력이 분포한 반면 치밀골이 위치하는 경우에는 골질의 두께 및 골질 차이에 따라 응력분포는 영향을 받게 된다고 하였으며 Tada 등[11]도 해면골의 탄성률이 응력분포에 영향을 미친다고 하였다.

이러한 점에서 동일한 위치에서도 하중의 작용방향이 주위골의 응력분포에 보다 크게 영향을 미치는 것으로 나타났다. 또한 고정체-치밀골 계면과 해면골에 골유착이 양호하다면 임상적으로 유용한 것으로 사료된다.

그러나 본 연구에서 유한요소 모델 제작시 골과 임프란트와 유착을 100% 로 가정하였지만 골

-임플란트 계면에서의 100% 골침착은 골내 임플란트 표면에서 결코 얻어지지 않는다고 보고하고 있다. 수산화인회석으로 코팅된 티타늄 합금 임플란트의 3차원적인 골계면의 분석에서 Wadamoto 등 [21]은 3개의 임플란트가 포함된 조직편을 75 m 간격으로 하여 얻어진 컴퓨터 그래픽 분석에서 임플란트의 전체 표면에 대한 골접촉 비율이 80.8%, 68.1%, 68.8%이며 각각의 방향과 부위에서의 골접촉 비율은 임플란트 식립조건에 따라 다양하다고 하였다. 0-300 m zone에서의 임플란트 주위 골 부위 비율이 계산되었으며 전체 비율은 58%에서 81%로 분포했다. 이러한 점에서 본 연구에서 100%의 골유착을 가정 한 모델의 경우 가해진 조건에서 높은 교합력을 가진 하중 하에서 임플란트 주위골의 탄성 한계를 분석하고자 하였으나 모든 경우 미세파절을 야기할 수 있는 탄성한계를 초과하지 않는 것으로 나타났다.

따라서 차후에는 임플란트 주위의 생물학적 골 구조에 기초한 더 임상적인 유한요소 모델을 개발하여 부분적 골융합을 모델화하여 분석해야 할 것으로 사료되었다.

또한 다양한 저작력의 크기와 방향이 가해지는 임상적 상황에서 향후 치관중심 및 식립된 임플란트 반경범위안과 반경변위범위외의 응력분포 및 최대주응력과 치조골내의 치밀골 및 해면골의 다양한 골질의 차이, 골유착 정도, 하중조건을 고려하는 연구가 진행되어야 할 것으로 사료된다.

Ⅴ. 결 론

임플란트의 고정체를 지지하는 치조골 내부의 해면골을 다르게 한 조건에서 고정체에 장착된 2개의 사각형 나사산 형태의 임플란트 금관을 고정연결한 유한요소모델에 200 N의 수직집중하중을 치관 중심(0 mm), 협측으로 각각 1.5 mm, 2 mm, 3 mm, 3.5 mm 빗김 부위의 하중을 부여한 후 치밀골에 발생하는 응력을 3차원적 유한요소 모델로 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. Model 1, 2 경우 치밀골에서 최대 Von-Mises Stress를 비교한 결과 치관중심부위, 협측으로 1.5 mm, 2 mm에 수직하중이 가해지는 경우가 협측으로 3 mm, 3.5 mm 에 수직하중이 작용하였을 때보다 치밀골에 발생하는 응력이 작게 나타났다.
2. 치밀골에서의 최대 Von-Mises Stress를 비교한 결과 제 1, 2 대구치의 경우 Model 2가 Model 1보다 더 큰 힘을 받는 것으로 나타났다.

본 연구를 통하여 임플란트 식립 후 수복물에 대한 교합접촉을 부여하게 될 때 치조골내의 응력분포는 해면골질의 밀도와 하중 부여 위치에 따라 달라지나 고정체의 반경 내에 수복물의 접촉 하중을 작용시키는 것이 안정적인 응력분포 현상을 나타낼 것으로 사료되었다.

참 고 문 헌

1. Lekholm, U. Zarb, GA.. Patient selection and preparation. In Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, editors:Tissue integrated protheses: osseintegration in clinical denistry, Chicago, Quintessence, 1985.
2. Bidez, MW. Misch, CE.. "Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles." *J Oral Implantol. 18*:264, 1992.
3. Brunski, JB.. "In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface." *Advance Dent Res. 13*:99, 1999.
4. Kim, WT. Cha, YD. Oh, SJ et al.. : The three dimensional finite element analysis of stress according to implant thread design under the axial load. J Korean Asso Oral Maxillofac Surg *27*:111, 2001.
5. 최민호, 강재석, 부수붕, 오상호, 안옥주, 강동완: 임플란트 보철물의 점하중 및 면하중에 따른 유한요소법적 응력분석, 대한턱관절기능교합학회, 제 20권 2호, 83-94. 2004.
6. 김창현, 강재석, 부수붕, 오상호, 안옥주, 강동완: 경사진 임플란트 고정체의 응력분석, 대한턱관절기능교합학회, 제 20권 2호, 71-82. 2004.
7. 지숙, 이상화, 김수관, 김병옥: 재생된 골과 자연골 사이의 계면에 대한 유한요소법적 분석, 대한악안면성형재건외과학회지, Vol. 26, No. 1, 2004.

8. 김수관, 박병기, 심형순, 김종관, 김병옥: 제4형 골질로 재생된 골에 식립한 나사형 임플란트에 대한 유한요소법적 분석, 대한악안면성형재건외과학회지, Vol. 26, No. 6, 2004.
9. 김수관, 김재덕, 김종관, 김병옥: 재생된 골에 식립한 넓은 직경의 나사형 임플란트에 대한 유한요소법적 분석, 대한구강악안면외과과학지, Vol. 31, No. 3, 2005.
10. Geng, JP. Tan, KB. Liu, GR.. Application of finite element analysis in implant dentisty: a review of the literature. J Prosthet Dent *85*:585-98, 2001.
11. Clift, SE. Fisher, J. Watson, CJ.. Finite element stress and strain analysis of the bone surrounding a dental implant : Effect of variations in bone modulus. Proc Instn Mech Engrs *206*:233-241, 1992.
12. Gottlander, M. Albrektsson, T. Carlsson, LV.. A histomorphometric study of unthreaded hydroxyapatite-coated and titanium-coated implants in rabbit bone. Int J Oral Maxillofac Implants *7*:485, 1992.
13. Weinlander, M. Kenney, EB. Lekovic, V. et al.. Histomorphometry of bone apposition around three types of endosseous dental implants, Int J Oral Maxillofac Implants *7*:491, 1992.
14. Weinberg, L.A.. Force distribution in splinted anterior teeth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. *10*:484-494, 1957.
15. Weinberg, L.A. Force distribution in splinted posterior teeth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. *10*:1268-1276, 1957.
16. Stegaroiu, R. Kusakari, H. Nishiyama, S. Miyakawa, O.. "Influnence of prosthsis material on stress distribution in bone and implant: A 3 dimensional finite element analysis." *Int Oral Maxillofac. Implant. 13*:781-790, 1998.
17. Lai, H, Zhang F. Zhang, B. Yang, C. Xue M.. "Influence of percentage of osseointegration on stress distribution around dental implant." *Clin J Dent Res., 1(3): 7-11*, 1998.
18. Clelland, NY. Lee, JK. Bimbenet OC. Gilat AG.. "Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variable for a loaded implant." *J Prosthet Dent 2*:183-189, 1993.
19. 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 Oral Maxillofac. Implant. 18*:357-368, 2003.
20. Rho, JY. Ashman, RB. Turner, CH.. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and micro-tensile measurements. *J Biomech.*, *26*:111-119, 1993.
21. Wadamoto,M. Akagawa,Y, Sato Y, Kubo, T: The three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant, 1: a morphometric evaluation in initial healing, *J Prosthet Dent., 76*:170-175, 1996.

Correspondence to: Dr. Sin-Young, Jeung
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University, 375, Seosuk-dong, Dong-Gu, Gwangju, 501-825, Korea
Tel: 062-230-7450, Fax: 062-230-7451 E-mail: pyk@chosun.ac.kr

-ABSTRACT -

The FEM Analysis on the Crestal Cortical Bone around the Implant According to the Cancellous Bone Density and Loading Positions

Sin-Young Jeung, D.D.S. M.S.D. Ph.D., Chang-Hyun Kim, D.D.S. M.S.D.

Dept of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University

This study was performed to compare the stress distribution pattern in the crestal cortical bone and cancellous bone using 3-dimensional finite element stress analysis when 2 different Young's modulus(high modulus, model 1; low modulus, model 2) of cancellous bone was assumed. For the analysis, a finite element model was designed to have two square-threaded implants fused together and located at first and second molar area. Stress distribution was observed when vertical load of 200N was applied at several points on the occlusal surfaces of the implants, including central fossa, points 1.5mm, 2mm, 3mm and 3.5mm buccally away from central fossa.

The results were as follows;

1. In both model, the maximum Von-Mises stress in the crestal cortical bone was greater when the load was applied at the central point, points 1.5mm and 2mm buccally away from central fossa than other cases.
2. In the cortical bone around first and second molar, model 2 showed greater Von-Mises stress than model 1.

It is concluded that when the occlusal contact is afforded, the distribution of stress varies depending on the density of cancellous bone and the location of loading. More favorable stress distribution is expected when the contact load is applied within the diameter of fixtures.

Key words: maximum Von-Mises stress, cancellous bone density, loading positions