2006년 2월 박사학위 논문

임플란트 고정체의 나사산 형태에 따른 지지골 응력분석

조선대학교 대학원

치	의	학	과
김		장-	헌

김

창

헌

임플란트 고정체의 나사산 형태에 따른 지지골 응력분석

Finite Element Stress Analysis on the Surrounding Bone according to the Thread Configuration of the Implant Fixture

2006년 2월 일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

김 창 헌

임플란트 고정체의 나사산 형태에 따른 지지골 응력분석

지도교수 강 동 완

이 논문을 치의학 박사학위 논문으로 제출함.

2005년 10월 일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

김 창 헌

김창헌의 박사학위 논문을 인준함.

위원장	서울대학교병원 임상교수	윤 창 근 인
위 원	조선대학교 교 수	김생곤 인
위 원	조선대학교 교 수	정재헌 인
위 원	조선대학교 교 수	유 영 태 인
위 원	조선대학교 교 수	강동완 인
	٥ <u>ا</u>	

2005년 12월 일

조선대학교 대학원

목 :	차
-----	---

ABSTRACT ····································
Ⅰ. 서 론1
Ⅱ. 연구 재료 및 방법
Ⅲ. 연구 성적
Ⅳ. 총괄 및 고안
Ⅴ. 결 론
참 고 문 헌

도목차

Fig. 1. The models of supporting bone and implant prosthesis
Fig. 2. Bucco-lingual section of the implant assembly(unit: mm)
Fig. 3. Schematics of three different threads(unit: mm)
Fig. 4. Four axial loading conditions
Fig. 5. Analyzed path followed on the three threads of fixture
Fig. 6. The stress contours on the supporting bone & relative von Mise

– iii –

표 목 차

Table 1. Material properties in this study. -----5

Finite Element Stress Analysis on the Surrounding Bone according to the Thread Configurations of the Implant Fixtures

Kim, Chang-Heon, D.D.S., M.S.D.Advisor: Prof. Kang, Dong-Wan, D.D.S., M.S.D., Ph.D.Department of Dentistry,Graduate School, Chosun University

The purpose of this study was to compare the stress pattern on the crestal cortical bone, cortical-cancellous bone interface and fixture-bone interface of the two fixtures using 3-dimensional finite element stress analysis. The finite element model was designed with the splinted crowns on the parallel placement of two standard fixtures(4.0 mm diameter×11.5 mm length) on the region of mandibular 1st and 2nd molars. Three dimensional finite element model was created with the components of the implant and surrounding bone.

This study simulated loads of 200 N at the central fossa in a axial direction (load 1), 200 N at the buccal offset load that is 2 mm apart from central fossa in a axial direction (load 2), 200 N at the buccal offset load that was 2.7 mm apart from central fossa in a axial direction (load 3), and 200 N at the buccal offset load that was 3.5 mm apart from central fossa in a axial direction (load 4). Von Mises stress values were recorded and compared in the supporting bone.

The results were as follows;

- In the crestal cortical bone of the three thread models, the von Mises stress value of off-site region was higher than that of central fossa region.
- 2. With the loading of central fossa region, the von Mises stress pattern of the analyzing path on the fixture thread-bone interface were fluctuated following the positive and negative forms of the thread.
- 3. With the loading of central fossa region, the von Mises stress value of the base of thread was higher than the value of relative stress, and the stress value on the lingual base of equi-triangular thread type was higher than that of the crestal cortical bone.
- 4. With the buccal offset-loading of 2 mm apart from the central fossa region, the stress level on the base of the three fixtures was lower than the average value on the three thread types. The lingual base of the fixtures on the 1st and 2nd molars was higher than the level of the thread in the equi-triangular thread type model.
- 5. With the buccal offset-loading of 2.7 and 3.5 mm apart from the central fossa region which was positioned without the diameter of the fixture, the von Mises of the crestal cortical bone on the square thread type model was the highest among the three models.

These results concluded that the thread type of the fixture was a

mechanical factor which was affecting the stress pattern on the crestal cortical bone, the cortical-cancellous bone interface and the fixture-bone interface around the two fixtures under the same loading conditions and the geometry of the implant full body. With the buccal offset-loading apart from the diameter of the fixture, the stress was concentrated on the crestal cortical bone and the cortical bone. In conclusion, it should be considered that the design of occlusal scheme and the adjustment of the occlusal contacts follow the diameter of the fixture.

I. 서 론

임플란트-골계면에 영향을 미치는 부하를 분석하는 것은 생리적 항상성을 초과하여 골흡수를 야기하는 과부하와 불용성 위축과 연속적인 골 흡수를 야 기하는 저부하를 평가하여 임플란트-골 계면에 긍정적 영향을 미치는 교합 및 임플란트의 최적 설계를 얻고자 하는 데 있다^{1.2)}.

임플프란트-골 계면에 가해지는 부하 전달은 하중의 형태, 임플란트와 보철물 의 재료학적 요소, 임플란트의 기하학적 형태와 임플란트 표면 구조, 그리고 생물 학적인 요소로 골질의 양과 질에 의해 영향을 받게 된다. 따라서 생물학적 조건 을 고려하여 다양한 하중 조건에서 생체 친화적인 응력 수준을 유지하기 위하여 공학적으로 임플란트의 기하학적 형태를 최적화하기 위해 노력하고 있다.

특히 임플란트-골 계면은 골유착의 정도에 따라 분산되지 않는 응력의 집중에 의해 쉽게 손상될 수 있기 때문에 응력발생에 영향을 미치는 공학적인 요소에 대 한 이해가 필요하다^{3.4)}.

나사산 형태도 응력발생에 영향을 미치는 공학적 요소로 간주되어 나사산 설계 에 생체역학적 원리를 접목시켜 최적 설계를 얻고자 유한요소분석법을 활용하여 삼각형 나사산, 얇은 사각형 나사산 및 사각형 나사산 등을 분석해 왔지만 어떠한 나 사산이 동일한 조건에서 응력분산에 유리한 것인 가에 대해서는 논란이 있어 왔다 ^{5.6.7)}. 또한 현재 까지 여러 가지 나사산의 기하학적 형태에 대해 임플란트-골 계면을 따라 응력을 분석하거나 치조골정, 치밀골, 치밀골-해면골 경계부의 등가 응력에 대한 평가가 뚜렷하지 않았다^{8.9.10.11)}.

따라서 본 연구는 삼각형, 직각삼각형, 사각형 나사산으로 설계된 2 개의 임플 란트 고정체에 상부 보철물을 연결 고정하여 제작한 후 다양한 수직 하중조건에 서 나사산 형태에 따라 임플란트-골 계면을 따라 발생하는 응력분포 및 등가 응 력을 평가하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

Ⅱ. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

1) 실험모형

본 연구는 하악골의 제1, 2대구치 부분을 제거하고 고정체의 나사산 설계를 달 리한 임플란트를 식립한 후 동일한 하중조건 하에서 발생되는 응력의 분포를 분 석하고자 하였다. 따라서 제1, 2대구치를 포함한 하악골의 일부분을 채득하여 에 폭시 레진에 매몰한 후 1 mm 간격의 절단두께로 자른 다음 전산화 단층 촬영하 여 실제와 같은 3차원적 구조재현을 위한 기초로 삼았다.

본 모델링에서는 치밀골, 해면골, 임플란트 고정체, 지대주, 나사, 상부치관, 나사 입구를 채운 콤포지트 레진으로 나누어 구성하였다. 하악골의 길이는 근원 심으로 50 mm 폭경을 갖도록 하였으며 치밀골은 2 mm의 두께를 갖도록 처리 하였고, 그 내부는 모두 해면골로 처리하였으며 수복치관의 크기는 근원심 11 mm, 협설 10.5 mm, 높이 7.5 mm로 설계한 후 2개의 치관을 연결 고정 (splinting)하였다 (Fig. 1).



Fig. 1. The models of supporting bone and implant prosthesis.

2) 유한요소 모델의 설계

본 연구에서는 하악 제 1, 2 대구치 부위에 직경 4 mm의 3가지 형태의 나사

형 임플란트 2개를 평행하게 식립한 후 시멘트 유지형 금관을 Fig. 2와 같은 치 수로 설계하였다. 임플란트 나사산 단면의 경우 Fig.3에서 와 같은 pitch 의 폭, 깊이, 각도를 부여한 삼각 나사산(Equi-triangular thread), 직각삼각 나사 산(recta-triangular thread), 그리고 사각 나사산(Square thread)으로 설계하 였다 (Fig. 3).



Model 1 (Equi-triangular thread)

(recta-triangular thread)

Fig. 2. Bucco-lingual section of the implant assembly (unit : mm).

(Square thread)



Fig. 3. Schematics of three different threads (unit : mm).

3) 하중조건

본 실험에서는 4 가지 하중(하중조건 1,2,3,4)을 2개의 치관에 동시에 적용시 켰다. 하중조건 1은 치관 중심에 200 N의 수직하중이 작용하도록 하였고, 하중 조건 2는 치관 중심에서 협측으로 2 mm 떨어진 곳에 200 N의 수직하중이, 하 중조건 3은 치관 중심에서 협측으로 2.7 mm 떨어진 곳에 200 N의 수직하중 이, 하중조건 4는 협측으로 3.5 mm에 위치한 교두정에 200 N의 수직하중이 작용되도록 하였다 (Fig. 3).



Fig. 4. Four axial loading conditions.

4) 경계조건 (boundary condition)

하악골의 양쪽 모서리 부분의 절단면부분의 U_x, U_y, U_z 방향을 모두 구속하였 고, 보철물과 임플란트 및 주변 지지골에서 변형이 허용되도록 하였다. 임플란트 고정체는 골과 완전히 유착(100%)된 것으로 가정하였다. 모형의 물리적 특성은 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성, 재료의 특성이 3방향으로 모두 동일하

- 4 -

다는 등방성, 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위 정도에는 영향 을 받지 않는 선형탄성을 갖는 것으로 가정하였다.

5) 물성치

설계된 모형의 유한요소해석을 수행하는데 필요한 재료의 물성치인 탄성계수 (Young's modulus; E)와 포와송의 비(Poisson's ratio; v)는 선학들의 자료 를 참고하여 이용하였다 (Table 1).

Materials	Young's Modulus (MPa)	Possion's ratio
Cortical bone	13,000	0.30
Cancellous bone	9,500	0.30
Implant	115,000	0.35
Gold screw	98,000	0.45
Resin	9,700	0.35
Crown	66,600	0.33

Table 1. Material properties in this study⁷).

2. 응력 분석

본 연구에서 삼차원 유한요소분석 프로그램인 EMRC NISA DISPLAY Version 12 (Engineering Mechanics Research Corporation, USA)를 이 용하여 산출되는 여러 가지 응력값 중에서 등가응력(von Mises stress)을 기준 으로 각 실험군에서의 응력 분포를 비교하였다. 결과는 전체응력의 분포상태와 최대응력 집중부를 식별하기 위해 등가응력을 기준으로 응력의 크기에 따라 색도 로 표시하였다.

나사산의 형태에 따라 지지골에 분포되는 응력의 양상을 분석하기 위하여 치밀 골과 해면골에 유착된 협설절단면의 제 1대구치 및 제 2대구치의 고정체 나사산

- 5 -

협설경로와 근원심 절단면 제 1대구치 및 제 2대구치의 고정체의 근심면과 원심 면의 나사산 형태 경로에 따른 응력을 분석하였다 (Fig. 4).



A. Bucco-lingual section of three different threads (1st Molar)



B. Mesio-distal section of two fixtures (Left : 1st molar, Right : 2nd molar) (Right : equi-triangular thread, Middle : recta-triangular thread, Left : square thread)

Fig. 5. Analyzed path followed on three threads of fixture.

Ⅲ. 연구성적

1. 중심부 응력부여(Load 1)시 피질골 및 해면골에서의 응력분석

(Fig. 6, 7, 8)

2 개의 치관 중심부에 200 N의 수직하중을 각각 부여하였을 때 협설절단면과 근원심절단면상 피질골정, 피질골, 해면골에 발생한 응력을 분석하였다.

협설절단면의 모든 나사산 모델에서 피질골정을 중심으로 응력이 집중된 후 피 질골과 임플란트-골 계면을 통해 해면골 전체로 응력이 분산되는 양상을 보였으 며, 특히 직각삼각 나사산의 경우 피질골과 해면골이 분리되는 분포를 보이나 삼 각 및 사각 나사산은 피질골과 해면골의 구분없이 응력이 분산되는 양상을 보이 고 있었다.

제1대구치와 제2대구치의 나사산 협측 및 설측 경로에서 피질골정 등가응력은 Table 2 와 같다. 삼각 나사산 모델의 경우 협설 등가응력은 거의 유사하나, 직 각삼각 나사산 모델의 경우 설측은 협측보다 높으며 사각 나사산 모델의 경우 제 1대구치의 경우 협측에서, 제2대구치의 경우 설측에서 높았다.

등가응력 그래프 분석에서 3개의 나사산 모델의 설측 나사산과 협측 나사산의 응력분포는 유사한 양상을 보이고 있다. 직각삼각 나사산 모델과 사각 나사산 모 델은 피질골 하방으로 갈수록 응력이 급격히 감소하는 경향을 보이나, 삼각 나사 산 모델의 경우 감소했다가 피질골 깊이 1/3 부위에서 다시 증가한 후 급격히 감 소하는 양상을 보였다. 해면골의 경우 3개의 나사산 형태에 따라 등가응력에는 차이가 있지만 나사산의 양형과 음형 정도에 따라 응력이 상승 감소하는 요동 양 상을 보이고 있었다.

치근단 응력 분석에서 직각삼각 나사산 모델의 제1대구치 설측 피질골정의 등 가응력(7.02 MPa)에 비해 치근단은 응력이 급격히 상승하는 양상(94 MPa)을 나타내고 있었다. 제2대구치의 경우에도 삼각 나사산의 제2대구치 협측을 제외하 고는 협설에서 유사한 응력분포를 보이고 있었고 직각삼각 나사산 모델의 경우

- 7 -

설측 근단부에서 급격한 증가를 보이나 치밀골정의 등가응력보다는 낮으며, 사각 나사산 모델의 경우 협설간 진폭의 차이를 제외하고는 유사하였다.

근원심절단면의 경우 제1대구치 삼각 나사산의 경우 근심측은 치밀골 중간부위 까지 감소하였다가 급격 증가한 후 치밀골과 해면골 경계부까지 감소하고 있으 나, 직각삼각 나사산 모델이나 사각 나사산 모델의 경우 치밀골에서는 급격히 감 소하는 양상을 보이고 있었다. 삼각 나사산의 제 1대구치와 제2대구치 사이 해 면골에서 치경부에서 중간 하부 나사산 까지는 유사한 응력분포를 보이나 중간 하부에서는 다른 양상을 보이고 있었다. 직각삼각 나사산 모델의 경우 제1및 제 2대구치간 유사한 양상을 보이나 사각 나사산 모델의 경우 제1대구치의 원심측과 제2대구치의 근심측은 치경부, 해면골에서 응력 분포의 차이를 나타내고 있었다.

근원심측 피질골정 등가응력은 삼각 나사산 모델의 경우 제1,2대구치의 근심은 원심에 비해 다소 높으나 직각삼각 나사산 모델과 사각 나사산 모델의 경우 제1 대구치에서는 근심측, 제2대구치에서는 원심측에서 높았다.

해면골 응력 분포에서 삼각 나사산의 경우 제2대구치 원심측 근단부에서 급격 히 증가하는 양상을 보이고 있으나, 직각삼각 나사산의 경우 근단부 등가응력은 피질골정 보다 낮았다. 사각 나사산 모델의 경우 제1,2대구치 모든 근원심 근단 부에서 급격히 증가되는 양상을 보이고 있었다.

2. 2 mm 부위에 응력부여(load 2)시 피질골 및 해면골에서의 응력분석 (Fig. 9, 10, 11)

중심부와 비교하여 2 mm 협측 빗김 부위에 하중을 부여하였을 때 설측 피질 골정에 비해 협측 피질골정에 높은 응력이 집중되었다.

협설절단면상 제1대구치 협측의 경우 삼각 모델은 17.44 MPa, 직각삼각 나사 산 모델은 22.09 MPa, 사각 나사산의 경우 25.89 MPa를 나타냈다. 제2대구 치 협측의 경우 삼각 나사산 모델은 18.80 MPa, 삼각사각 나사산 모델의 경우 20.02 MPa. 사각나사산의 경우 16.02 MPa 로 사각 나사산 모델의 제1대구치 협측에서 가장 높았다.

중심부에 하중이 작용하는 모델에 비해 모든 모델에서 피질골정의 등가응력이 3.5배 이상 증가되고 피질골 하방으로 갈수록 급격히 응력이 감소하는 경향을 보 였다. 삼각 나사산 모델의 경우 감소했다가 피질골 깊이 1/4 과 3/4 부위에서 다시 증가한 후 감소하는 양상을 보이고 있으며 나사산의 양형과 음형 정도와 관 계없이 나사산 하방으로 갈수록 응력이 감소되는 양상을 보이나 하중이 작용하는 반대쪽 설측 부위는 나사산의 음양 형태에 따라 요동하는 양상을 보이고 있었다.

삼각 나사산의 경우 설측 나사산은 협측 나사산의 분포는 유사하나 등가응력이 현저히 낮았으며 직각삼각 나사산 모델의 경우 설측 치근단에서 피질골정의 등가 응력에 비해 급격히 상승되고 있었다.

삼각 나사산 모델의 제2대구치에서 피질골정의 등가응력은 18.80 MPa 였으 나 피질골과 해면골 경계부에 접근하면서 157 MPa 로 급격히 증가하는 양상을 보이고 있었고, 직각삼각 나사산 모델의 경우에도 설측 근단부의 급격한 증가를 보이나 피질골정 보다는 낮았다. 사각 나사산 모델의 경우 협설간 요동의 차이 와 강도를 제외하고는 유사하였다.

근원심절단면상 삼각 나사산 모델의 제1대구치 근심측은 피질골 중간부위까지 감소하였다가 다시 증가한 후 피질골과 해면골 경계부까지 감소하고 있으나 직각 삼각 나사산 모델이나 사각 나사산 모델의 경우 피질골-해면골 경계부 까지 급격 히 감소하는 양상을 보이고 있었다. 대구치 사이 해면골의 경우 삼각 나사산 모 델의 치경부에서 중간 하부 나사산 까지는 유사한 응력분포를 보이나 중간 하부 에서는 다른 양상을 보이고 있었다. 사각나사산 모델의 경우 2 mm 빗김 부위에 하중을 주었을 때 치경부, 해면골에서 차이를 나타내고 있으나 직각삼각 나사산 모델의 경우 제2 대구치 경부와 근단부를 제외하고는 유사한 양상을 나타내고 있 었다.

근원심절단면상 피질골정 등가응력은 모든 모델에서 협설측의 등가응력에 비해 낮았으며 0 mm 에 하중이 가해졌을 때와 비교하여 0.85-2.36 MPa 증가하였다. 삼각 나사산 모델의 제1대구치의 경우 근심측(6.58 MPa)과 제2대구치의 경

- 9 -

우 원심측(6.02 MPa)에서 다소 높았으나 직각삼각 나사산 모델의 경우 제1대구 치의 경우 근심측(9.51 MPa), 제2대구치의 경우 원심측(7.5 MPa), 사각나사 산 모델 제1대구치의 경우 근심측(9.93 MPa), 제2대구치의 경우 원심측 (4.28 MPa)에서 높았다.

나사산 경로를 따른 응력 분포 형태에 직각삼각 나사산과 사각 나사산 모델의 경우 제2대구치 원심 근단부에서 급격히 증가하는 양상을 보이고 있으나 사각나 사산 모델의 경우 증가 양상은 피질골정 보다 높았다.

3. 2.7 mm 부위에 응력부여(load 3)시 피질골 및 해면골에서의 응력분석 (Fig. 12, 13, 14)

중심으로 부터 협측 빗김 2.7 mm 부위에 하중을 부여 하였을 때 피질골정에 발생한 응력은 0 mm 나 2 mm 에 비해 협설측 모두 높은 상승을 보이고 있었 다. 협설절단면 제1대구치 피질골정의 등가응력은 삼각 나사산 모델의 경우 25.90 MPa (협측)와 19.56 MPa(설측), 직각삼각 나사산 모델의 경우 20.49 MPa(협측)와 31.84 MPa(설측), 사각나사산의 경우 40.40 MPa(협측)와 23.00 MPa(설측)을 나타냈다. 제2대구치의 피질골정 등가응력은 삼각 나사산 모델의 경우 27.20 MPa (협측)와 8.29 MPa(설측), 직각삼각 나사산 모델의 경우 18.82 MPa(협측)와 9.47 MPa(설측), 사각나사산의 경우 26.73 MPa (협측)와 9.28 MPa(설측)을 나타냈다.

모든 나사산 모델에서 제1대구치 협측 경부 피질골정에 집중되는 양상을 나타 내며 피질골 하방으로 갈수록 응력이 급격히 감소하는 경향을 보이나, 삼각 나사 산 모델의 경우 감소했다가 피질골 깊이 1/3 부위에서 다시 증가한 후 급격히 감 소하는 양상을 보이고 있었다. 삼각 및 사각나사산 모델의 경우 나사산의 양형과 음형 정도에 따라 관계없이 근단 하방으로 갈수록 일정하게 응력이 감소하는 양 상을 보이고 있으나 직각삼각 나사산 모델의 경우 근단부 하방에서 급격히 상승 하는 양상을 보이고 있었다.

등가응력분석에서 설측 나사산은 협측 나사산의 응력분포와는 달리 피질골정에

서 급격한 하강을 보인 후 균일하게 하강하는 양상을 보이고 있었다. 제2대구치 의 경우 제1대구치와 다른 응력분포를 보이고 있었고 삼각 나사산 모델 설측부는 피질골정을 지나 감소되다가 피질골과 해면골 경계부에서 급격히 상승하여 138 MPa 까지 증가하는 양상을 보이며 다시 급격히 하강하여 나사산 부위에는 낮은 응력 양상을 보이고 있었다.

설측부는 8.29 MPa 로 협측보다 현저하게 낮으며 피질골 내에서 급격한 변화 는 없었다. 직각삼각 나사산 모델의 경우 설측은 협측에 비해 변화가 심하여 피 질골정의 등가응력에 비해 상부 나사산에서 급격한 상승과 하강을 보이고 있으며 근단부 나사산은 피질골정보다 높았다. 사각나사산 모델의 경우는 피질골정에서 해면골까지 서서히 감소되는 양상을 보이고 있었다.

협설절단면의 경우 삼각 및 사각 나사산 모델의 경우 피질골과 해면골은 분리 되어 응력이 분포되었으나 직각삼각 나사산의 제2대구치의 경우 피질골과 해면골 이 연결되면서 집중되는 양상을 보이고 있었다. 삼각 나사산의 제1,2대구치의 근 원심 분석에서 피질골 내에서 응력의 급상승과 하강가 있으며 해면골에서 제1대 구치의 근심측과 제2대구치의 원심측, 그리고 제1대구치의 원심측과 제2대구치의 근심측은 상호 유사한 응력 분포를 보이고 있었다. 직각삼각 나사산의 경우 제 1,2 대구치 근원심측은 유사하나 제 2 대구치의 원심측은 피질골과 해면골 근단 부에서 변화있는 상승과 하강을 보이지만 사각 나사산 모델의 경우 제1대구치와 제2대구치는 차이를 보이고 있었다. 나사산의 경우 음형과 양형에 따라 응력의 상승과 하강이 반복되는 양상을 보이고 있었다.

근원심절단면 상 피질골정 등가응력은 삼각 나사산 모델의 제1대구치의 경우 근심측 (8.23 MPa), 제2대구치의 경우 원심측 (9.12 MPa), 직각삼각 나사산 모델 제1대구치의 경우 근심측(11.64 MPa), 제2대구치의 경우 원심측(10.60 MPa), 사각 나사산 모델의 제1대구치의 경우 원심측(12.22 MPa)과 제2대구치 의 경우 근심측 (4.83 MPa)이 높았으나 사각 나사산 모델 제2대구치의 경우 다 른 모델의 근원심에 비해 가장 낮았다.

4. 교두정 부위에 응력부여 (load 4)시 피질골 및 해면골에서의 응력분석 (Fig. 15, 16, 17)

3.5 mm 협측 빗김 교두정 부위에 하중을 부여하였을 때 협설절단면의 경우 제1대구치의 피질골정 등가응력은 삼각 나사산 모델의 경우 28.80 MPa(협측) 와 20.96 MPa(설측), 직각삼각 나사산 모델의 경우 23.44 MPa(협측)와 34.44 MPa(설측), 사각 나사산의 경우 43.18 MPa(협측)와 24.58 MPa(설 측)을 나타냈다. 제2대구치의 피질골정 등가응력은 삼각 나사산 모델의 경우 29.7 MPa(협측)와 19.75 MPa(설측), 직각삼각 나사산 모델의 경우 20.76 MPa(협측)와 10.4MPa(설측) 사각 나사산의 경우 28.33 MPa(협측)와 20.62 MPa(설측)을 나타냈다.

3.5 mm 응력 부여시 모든 나사산 모델의 협설 측 모두 0 mm 나 2 mm 에 비해 높은 응력이 치밀골정에 집중되고 있었으며 2.7 mm 빗김 부위에 하중이 작용하는 모델과 비교하여 사각나사선 모델의 경우는 삼각이나 직각삼각 나사산 모델에 비해 제2대구치의 설측은 급격히 증가하고 있었다..

삼각 나사산 모델의 협측 피질골 등가응력의 경우 피질골정에서 감소했다가 치 밀골 깊이 1/3 부위에서 다시 증가한 후 급격히 감소했다가 피질골 및 해면골 경 계부에서 다시 증가한 후 감소하는 양상을 보이고 있었다. 삼각 및 사각 나사산 모델의 경우 나사산의 양형과 음형 정도에 따라 관계없이 근단부로 갈수록 일정 하게 응력이 감소하는 양상을 보이고 있으나, 삼각사각 나사산 모델의 경우 근단 부 하방에서 급격히 상승하는 양상을 보이고 있었다.

3개 나사산 모델의 협설 분석에서 설측 나사산은 협측 나사산의 응력분포와는 달리 피질골정에서 급격한 하강을 보인 후 균일하게 하강하는 양상을 보이고 있 었다.

제2대구치의 경우에도 제1대구치와 다른 응력분포를 보이고 있었고 삼각나사산 모델 협측부의 경우 피질골정에서 감소 후 피질골과 해면골 경계부에서 급격히 상승하여 178 MPa 까지 증가하는 양상을 보이며 다시 급격히 하강하여 나사산 부위에는 낮은 응력 양태를 보이고 있었다. 설측부는 19.75 MPa 로 협측보다

- 12 -

현저하게 낮으며 피질골 내에서 급격한 변화는 없었다. 직각삼각 나사산 모델 제 1대구치의 경우 설측의 근단부를 제외하고는 협측과 유사한 응력분포를 보이고 있으며 치조골정의 응력은 설측에서 높았다. 제2대구치의 경우 협측은 제1대구치 의 응력분포와 유사하나 설측의 경우 나사산에서 급격한 상승과 하강을 보이고 있으며 근단부 나사산은 피질골정보다 높았다. 사각 나사산 모델의 경우는 피질 골정에서 해면골 까지 안정적인 응력 감소를 보이고 있었다.

협설절단면의 경우 삼각 및 사각 나사산 모델의 경우 피질골과 해면골은 분리 되어 응력이 분포되었으나 직각삼각 나사산의 제2대구치의 경우 피질골과 해면골 이 연결되면서 집중되는 양상을 보이고 있었다. 삼각 나사산의 제1,2대구치의 근원심 분석에서 피질골 내에서 응력의 급상승과 하강이 있으며 해면골에서 제 1.2대구치의 내측(제1대구치 원심측)은 내측(제2대구치 근심측) 끼리 외측(제1 대구치 근심측)은 외측(제2대구치 원심측) 끼리 유사하며 이는 2.7 mm 빗김 하 중과 유사한 형태를 나타내고 있었다. 직각삼각 나사산의 경우 2.7 mm 빗김 하중과 유사하게 제1대구치 내외측과 제2대구치의 내측은 유사하나 제2대구치의 외측은 2.7 mm 빗김하중 모델과는 다르게 피질골과 해면골 경계부 하방에서 피 질골정보다 높이 상승하고 근단부에서는 2.7 mm 근단부보다 낮았다. 사각 나사 산의 경우 제1.2대구치에서 협측은 협측 끼리 설측은 설측 끼리 응력의 강도는 다르나 분포형태는 유사하였다. 제1대구치의 등가응력은 협측과 설측간 차이가 있으나 제 2 대구치에서는 제1대구치에 비해 차이가 낮았고 설측 나사산의 경우 음형과 양형의 차이에 따라 응력의 상승과 하강이 반복되는 양상을 보이고 있었 다. 모든 나사산 모델의 근원심 절단면의 피질골정 등가응력은 2.7 mm 에 비 해 다소 증가하고 있으나 협설측의 증가에 비해서는 현저하게 났았다.

나사산경로를 따른 분석에서 삼각 나사산의 경우 피질골, 피질골과 해면골 경 계부에서 등가응력의 변화가 있었고 직각삼각 나사산 모델의 경우 제 2 대구치 외부에서 피질골 내부와 피질골과 해면골 경계부에서 급격한 증감 양상을 보이고 있으나, 사각나사산 모델의 경우 제1,2대구치 근단부 내부와 외부에서 급격히 증 가되는 양상을 보이고 있었다.

- 13 -

Table 2. von Mises stress of the crestal cortical bone on the bucco-lingual and mesio-distal sections according to three different threads and the loading conditions.

(U:	nit∶	MPa)

	section	Bucco-Lingual Section		Mesio-Distal Section	
L.P.		M1	M2	M1	M2
	types	B-L	B-L	M-D	M-D
0 mm	Т	4.54-4.59	4.66- 4.51	5.79- 5.66	5.62- 5.29
	RT	5.92-7.02	5.20- 5.60	7.15-6.07	5.67-7.35
	S	7.00-6.03	3.13-3.92	8.63- 8.04	3.08-4.85
2 mm	Т	17.44- 9.13	18.80-8.64	6.58- 5.39	5.60- 6.02
	RT	22.09-10.52	20.02-9.12	9.51-6.86	6.45-7.50
	S	25.89-10.00	16.02-9.03	9.93- 9.38	3.93-4.28
2.7 mm	Т	25.90-19.56	27.21-8.29	8.23- 5.93	6.62-9.12
	RT	20.49-31.84	18.82-9.47	11.64- 8.29	7.38-10.60
	S	40.40-23.00	26.73-9.28	12.22-11.83	4.83-4.00
3.5 mm	Т	28.80-20.96	29.71-9.75	8.52-6.00	6.99- 7.95
	RT	23.44-34.44	20.76-10.40	11.91- 8.25	7.50-10.10
	S	43.18-24.58	28.33-20.62	12.55-12.32	4.96-4.00

L P : loading position, M1 : 1st molar, M2 : 2nd molar

B-L : Buccal side-Lingual side, M-D : Mesial side-Distal side

 ${\sf T}$: Equi-triangular thread type, ${\sf RT}$: Recta-triangular thread type

S : Square thread type

Ⅳ. 총괄 및 고안

치과 임플란트의 성공적 유지는 임플란트의 골유착 정도와 임플란트 주위 지지 골의 보존에 의존하므로 적정 수준의 골유착과 지지골의 미세파절에 영향을 미치 는 교합력에 의한 부하를 분석하는 것이 중요하다. 부하의 정도와 작용 방향은 고정체의 기하학적 형태에 따라 지지골에 영향을 다르게 미치므로 본 연구는 임 플란트 고정체의 3가지 나사산 형태와 하중위치에 따라 지지골에 발생하는 응력 을 3차원 유한요소로 분석하였다.

본 연구에서 모든 나사산 모델의 경우 협설절단면의 경우 1차적으로 피질골 경 부를 중심으로 응력이 집중된 후 2차적으로 임플란트-골 계면을 통해 해면골 전 체로 응력이 분산되는 양상을 보이나 나사산의 형태에 따라 다소 다른 형태의 응 력분산을 보이고 있다. 특히 제2대구치에서 직각삼각 나사산의 경우 삼각 및 사 각 나사산에 비해 응력의 분산이 우수해 피질골과 해면골 전체로 균등하게 분포 되는 양상을 보였다. 이러한 점은 나사산의 기하학적 형태가 응력분포에 영향을 미치게 된다는 점을 보여주고 있다. Lum 등¹²⁾의 보고에 따르면 저작시 유발 되는 교합력은 모든 임플란트-골 계면 보다는 주로 피질골정에 분산된다 하였 다. 또한 정상적인 저작보다는 이갈이 시 피질골정 부위는 점진적 골 소실이 관찰될 수 있는 부위이며 임플란트 주위골에 작용하는 낮은 스트레스도 골소 실을 유발시키는 원인이 된다고 보고하였다.

Vaillancourt 등^{2.13)}의 조직학적 검사와 유한요소 분석에 따른 보고에 따 르면 1.6 MPa의 등가응력은 하악 견치 및 소구치 부위에서의 불용성 퇴축으 로부터 치조골 소실을 방지하는 데 충분하다고 하였다. 이러한 점에서 각각 의 치관에 200 N을 부여하였을 때 나사산 형태에 따라 발생된 피질골정의 등가응력은 제1,2대구치의 협설과 근원심절단에서 삼각 나사산의 경우 최대 5.79 MPa, 직각삼각 나사산의 경우 최대 7.15 MPa, 사각나사산의 경우 8.63 MPa를 나타나 사각 나사산이 치밀골정에서 가장 높은 응력을 나타내

- 15 -

고 있었다. Geng 등^{5,14)}은 나사산 형태에 관한 2차원 유한요소 분석에서 삼각 나사산과 넓은 사각 나사산이 응력분산 관점에서 가장 적절한 형태라고 하였으 며, Rieger 등¹⁵⁾은 원통형 임플란트에서 표준형 삼각 나사산보다 사각 나사산 형 태가 압축응력 분산에 더 적절하며 전단응력의 전이도 더 적다고 하였다. 이러 한 점은 부여된 설계 조건에 따라 나타난 차이와 응력 분석시 표준위치를 부여치 않고 색도 차이에 따른 응력분포 만을 분석하였기에 나타난 것이라 사료된다. 안⁷⁾은 피질골에서의 응력분포 분석에서 치관의 중심에 수직하중이 가해지는 조건 일 때는 삼각 나사선에 비해 사각 나사선이 보다 넓은 영역으로 응력이 분포되었 으며 등가응력도 더 낮게 기록되었다 하여 사각나사선이 생역학적으로 보다 유리 한 설계라고 하였지만 본 연구의 분석 방법과 차이를 보이고 있었다. 본 연구의 경우 치밀골정에서 고정체 하부에 이르기까지 Fig. 5 에서 보는 바와 같이 나사 선 경로를 따른 위치에서의 정량적인 등가응력을 분석하였기 때문에 색도에 따른 분석에 비해 유용한 자료를 제공한 것으로 사료된다.

해면골 상 응력분포의 경우 협설절단면의 경우에는 협설간 응력분포 형태에 유 사한 형태를 나타내고 있으나 삼각 나사산의 경우 제1대구치와 제2대구치 사이 치경부에서 중간 하부 나사산 까지는 유사한 응력분포를 보이나 중간 하부에서는 다른 양상을 보이며, 사각 나사산 모델의 경우 치경부와 해면골에서 차이를 나타 내고 있으나 직각삼각 나사산 모델의 경우 유사한 양상을 보이고 있었다. 이러 한 점에서 중심부의 수직하중을 동일한 조건하에서 부여하였을 때 나사산 형태는 2개의 치관을 연결 고정하였을 때 치관 사이의 해면골에 영향을 미치는 것으로 나타났다. 특히 삼각 나사산의 경우 제2대구치의 원심 하단부 등가응력이 나사 선 경로 등가응력에 비해 갑자기 상승 증가하는 것에 비해, 사각 나사산의 경우 제1 및 제2대구치의 근원심 나사산 하단부에서 등가응력이 급격히 증가하며 직각 삼각 및 사각 나사산 모델의 경우 제2대구치 원심측 하단부의 등가응력은 피질골 정의 등가응력보다 높았다. Rieger 등¹⁵⁾은 톱니 바퀴 형태의 기하학적인 형 태는 골 성장부의 끝과 임플란트 경부 가까이에 높은 스트레스 집중을 야기하 며 임플란트의 탄성 계수는 이런 집중에 영향을 미친다고 하였다. 따라서 원

- 16 -

주형 나사의 기하학 형태는 높은 탄성 계수일 때는 임플란트 고정체의 하부서, 낮은 탄성계수로 모델화될 때 임플란트 고정체의 경부에서 높은 응력 집중을 보 인다. 본 연구의 경우 3가지 모델에 동일한 탄성율을 부여하였기 때문에 나사산 의 형태에 따른 차이가 영향을 미치며, 특히 사각 나사산 모델의 제2대구치의 피 질골정 등가응력 3.08 MPa와 4.85 MPa 보다 제2대구치 원심 하단부는 피질 골정 보다 2배 이상 높았다는 점은 나사산의 형태가 작용된 부하를 하단부로 분 산시키는 데 영향을 미치고 있음을 나타냈다.

본 연구에서 설계한 4 mm 폭경의 고정체 중심에서 2 mm 협측 빗김부위에 하중점을 부여한 것은 고정체 반경을 중심으로 내부 위치와 외부 위치에 하중이 작용했을 때 어떠한 양상이 발생하는가를 규명하는 데 있다. 2 mm 빗김 부위 에 하중이 작용하는 경우 삼각 나사산 모델, 직각삼각 나사산 모델과 사각 나사 산 모델은 중심부에 하중이 작용하였을 때와 비교하여 피질골정의 협측 등가응력 은 설측에 비해 3.5배 이상 증가되고 치밀골 하방으로 갈수록 급격히 응력이 감 소하는 경향을 보였다. 특히 삼각 나사산 모델 제2대구치에서 치밀골정의 등가응 력은 18.8 MPa 였으나 피질골과 해면골 경계부에 접근하면서 157 MPa 로 급 격히 증가하는 양상을 보이고 있었다.

Weinberg 등¹⁶⁾은 자연치는 수직 교합력이 치근단 1/3 부위에 위치하는 회전 중심을 갖는 결과적인 힘의 선을 만들어 내는데 비해서 임플란트는 미세운동이 존재하지 않아 치조정 높이에 회전중심을 가지며, 대부분의 힘의 분산은 임플란 트의 계면을 따라 분산된다기 보다는 치조정에 집중된다고 하였다. 또한 지지골 의 질과 양은 임플란트에서 골로의 하중 전달에 영향을 미치며^{12,17)} 대부분의 유한요소연구에서 스트레스 집중은 임플란트 경부에서 일어나며 높은 교합력 을 가진 사선하중 하에서 임플란트 주위골의 탄성한계는 증가되고 결과적으로 피질골에 미세파절을 야기한다고 하였다.

Clift 등¹⁷⁾은 하중을 가하기전 9-18 MPa 범위의 정적인 스트레스를 견딜 수 있는 임플란트 경부 주위의 단단한 피질골의 중요성을 강조하였다.

Holmes 등¹⁸⁾도 골내 임플란트에 있어서 교합력의 전달에 대한 골질의 영

향을 평가하기 위해 유한요소분석을 사용하여 두꺼운 피질골과 고밀도의 골에 임플란트 식립은 미세한 움직임을 감소시켰고 스트레스 집중을 감소시켜 고정 체를 안정시키고 조직의 고정을 증가시켰다고 하였다. 이러한 점에서 본 연 구에서는 피질골과 해면골의 탄성계수를 13,000과 9,500 MPa로 입력하였 던 바 연구의 설계상 최적의 조건을 부여하였다. 이러한 점에서 2 mm 빗김 위에서의 하중은 협설절단면상 협측 부위 직각삼각과 사각 나사산 모델에서만 다소 높은 것으로 나타났다.

본 연구에서는 임플란트-골 계면의 유착 상태를 100% 로 하였다. 그러나 100% 골유착은 골내 임플란트 표면에서 임상적으로 얻어지지 않는다. 임플 란트에 대한 골유착 정도는 악골내 임플란트의 위치와 발생된 응력에 의존하 며 하악 전방부는 100%의 피질골 융합이 이뤄지지만 이 비율은 하악 후방부 로 갈수록 감소하며 상악 후방부에서 25% 이하의 최소의 피질골 융합이 발 생되며 골융합의 정도는 골질과 치유, 기능하는 동안 발생되는 응력에 의존한 다고 하였다¹⁹⁾. Patra 등¹⁹⁾은 점진적인 골소실과 부분적 골융합을 고려하여 25%, 75%, 100%로 모델화 되었을때 피질골은 대부분의 하중을 받게되며 과부하는 골소실을 야기하고 치조정골이 상실함에 띠라 하중의 대부분은 더 약한 해면골 조직으로 직접 전달된다고 하였다.

Wadamoto 등²⁰⁾은 수산화아파타이트가 침착된 티타늄합금 임플란트의 3 차원적인 골계면의 조직표본을 75 µm 간격으로 분석하여 3개의 임플란트의 전체 표면에 대한 골접촉 비율이 80.8%, 68.1%, 68.8%이며 각각의 방향 과 부위에서의 골접촉 비율은 임플란트 식립 조건에 따라 다양하다고 하였다. 따라서 본 연구에서는 100%를 가정하여 설계한 바 향후에 임플란트 주위의 생물학적 골 구조에 기초한 임상상황에 접근된 유한요소모델 개발이 필요할 것으로 사료되었다.

모든 나사산 모델에서 빗김 부위에 하중이 작용하므로써 제1대구치 협측 경부 치밀골 주위로 응력이 집중되는 양상을 나타내며 치밀골 하방으로 갈수록 응력이

-18-

급격히 감소하는 경향을 보이나, 삼각 나사산 모델의 경우 감소했다가 치밀골 깊 이 1/3 부위에서 다시 증가한 후 급격히 감소하는 양상을 보이고 있었다. 삼각 및 사각 나사산 모델의 경우 나사산의 양형과 음형 정도에 따라 관계없이 근단 하방으로 갈수록 일정하게 응력이 감소하는 양상을 보이고 있으나 직각삼각 나사 산 모델의 경우 근단부 하방에서 급격히 상승하는 양상을 보이고 있었다.

2.7 mm 나 3.5 mm 빗김위에 하중이 작용하였을 때 3개의 나사산 모델의 협 설 분석에서 하중의 차이를 제외하고는 응력의 분포 양상은 유사하였다. 협설측 등가응력의 경우 제1대구치의 경우 협측과 설측은 0 mm 에 비해 증가가 높았지 만 제2대구치의 경우 설측 증가는 낮았다. 또한 협설절단면의 경우 삼각 및 사 각 나사산 모델의 경우 피질골과 해면골은 분리되어 분포되었으나 직각삼각 나사 산의 제2대구치의 경우 피질골과 해면골이 연결되어 집중되는 양상을 보이고 있 었다. 이러한 점에서 응력에 대한 반응으로 치밀골의 역할은 매우 중요한 것으 로 사료된다.

본 연구에서 3가지 모델의 치밀골의 두께를 일정하게 2 mm 설정하였다. 따 라서 피질골의 두께에 대한 동일한 조건을 부여 하였기에 영향을 미치는 요소로 작용하지는 않았다. Clelland 등²¹⁾의 연구에 의하면 피질골의 두께를 1.5 mm 와 3 mm 로 설정하였을 때 두께의 증가는 응력을 최소한 50% 정도 감소시킨다 고 하였다. 실제로 본 연구에서 사용된 4 mm 폭경의 고정체를 벗어난 하중 부여시 치밀골 및 피질골-해면골 경계부로 응력이 집중되며 사각나사산의 경 우 최대 43.18 MPa 증가하는 것으로 보아 본 연구에서 금관의 설계시 협설 로 15 도의 경사를 부여한 바 2.7 mm 와 3.5 mm 에서는 수직하중을 부여 하였지만 경사면에 작용한 결과 경사하중이 수평적 요소가 작용한 것으로 사 료되었다.

Misch²²⁾는 구치부 임플란트 설계시 폭경과 나사산의 설계시 변화를 주어 300 % 이상 기능적 면적을 증가시켜 치조골정이 응력을 감소시켜 치밀골정 상실 및 조기 부하시 실패를 감소시킬 수 있다고 하였다. 안⁷⁾ 은 본 연구와 동일한 2개의 모델에서 수직하중이 가해지는 경우 사각나사선이 모든 하중조건에

- 19 -

서 보다 나은 응력분산을 보여 골에 안정적이며 추천할만하다고 하였다.

그러나 본 연구에서는 이러한 결과와는 다르게 빗김 하중이 작용되는 경우 사 각 나사산 모델에서 직각삼각 나사산이나 삼각 나사산 모델에 비해 피질골 등가 응력이 매우 높았다. 이러한 점은 응력의 작용방향과 작용부위 그리고 유한요소 색도 분석에 따른 차이를 나타내고 있는 바 다른 연구자료와 비교하는 경우에는 각 실험에서 부여된 조건을 반드시 고려하여야 할 것으로 사료된다.

V.결 론

본 연구에서는 삼각형의 나사산, 직각삼각형의 나사산, 사각형의 나사산을 지닌 2개의 임플란트 고정체에 연결 고정된 상부 치관을 제작하여 각 치관에 설정된 4 부위의 하중위치에 200 N의 하중을 각각 부여한 후 임플란트 고정체의 나사산 형태와 하중의 위치에 따른 지지골에서 응력분포 양상을 3차원 유한요소분석을 통해 평가하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

- 3개 나사산 모델에서 작용되는 하중의 위치가 치관중심에서 협측으로 벗어날 수록 피질골정의 등가응력은 증가하였다.
- 중심부에 하중이 작용하였을 때 3개 모델의 나사산 음양의 형태에 따라 해면 골의 등가응력은 증감의 요동성을 나타냈다.
- 중심부에 하중이 작용하였을 때 3개 모델의 나사산 하단부는 나사산의 평균
 등가응력에 비하여 증가하였으며 직각삼각 나사산의 설측 하단부는 피질골정
 보다 높았다.
- 4. 2.0 mm 부위에 하중이 작용하였을 때 직각삼각 나사산 모델의 제1, 2 대구 치 설측 하단부, 제2대구치의 원심부 그리고 사각 나사산 모델의 제1, 2 대구 치의 근원심 하단부는 나사산의 등가응력보다 높았다.
- 5. 2.0 mm, 2.7 mm, 3.5 mm 에 하중이 작용할 경우 사각 나사산 모델의 협
 설, 근원심측의 피질골정 등가응력은 가장 높았다.

본 연구에서 유한요소분석법을 활용하여 피질골정, 피질골, 피질골-해면골 경계 부, 고정체 나사산-골 계면 및 해면골로 분산되는 응력을 분석하였던 바 임플란 트의 나사산 형태는 동일한 조건하에서 응력발생 및 분포에 영향을 미치는 요소 로 나타났다.

또한 고정체 폭경에서 벗어난 빗김부위에서의 하중부여는 피질골정 및 치밀골 응력을 집중하므로 교합면을 설계할 때 교합면 접촉시 발생하는 힘을 생체역학적 으로 조정할 수 있도록 고정체의 폭경을 고려하여야 할 것으로 사료된다.

참고문 헌

- Pillar, RM, Deporter DA, Watson PA, Valiquette, N.. dental implant design-effect on bone modelling. J Biomed Mate. Res 11:351-359, 1991.
- Vaillancourt, H, Pillar RM, McCammond D.. Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. *International J Oral Maxillofacial Implants.* 11:351-359, 1996.
- Bidez, MW. Misch, CE.. "Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles." J Oral Implantol. 18:264, 1992.
- Brunski, JB.. "In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface." Advance Dent Res. 13:99, 1999.
- Geng, JP. Ma, QS. Liu, GR.. "Finite element analysis of thread-form configurations in a stepped screw implant.." *Journal of Oral Rehabilitation* 31:233-239, 2004.
- Strong, JT. Misch, CE. Bidez, MW. Nalluri, P.. "Functional surface area: thread-form parameter optimization for implant body design." *Compend Contin Educ Dent.* 19:4, 1998.
- Geng, JP. Tan, KBC. Liu, GR.. "Applications of finite element analysis in implant dentistry, a review of literatures." J Prosthet Dent. 85:585, 2001.
- Ahn OJ.. Finite element stress analysis of the implant fixture according to the thread configuration and the loading condition. PhD. thesis, Chosun University, 2005

- 23 -

- Rieger, MR. Adams, WK. Kinzel, GL.. "Finite element survey of eleven endosseous implants." J Prosthet Dent. 63:457, 1990.
- Chun, H.J. Cheong, J.H. Heo, S.J.. "Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis." *Journal of Oral Rehabilitation* 29:565-574, 2002.
- 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." *Journal of Biomechanics* 36:1247-1258, 2003.
- 12. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. Journal of Oral implantol. 17:126-131,1991.
- Vaillancourt H, Pillar RM, McCammond D.. Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating. J Appl Biomater.6:267-282, 1995.
- Geng, JP. Xu, W. Tan, KBC. Liu, GR.. "Finite element analysis of a stepped screw osseointegrated dental implant." J Oral Implantol. 30:223-233, 2004.
- Rieger, MR. Fareed, K. Adams, WK. Tanquist, RA.. "Bone stress distribution for three endosseous implants." J Prosthet Dent. 61:223, 1989.
- Weinberg, L.A.. "The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses." *International Oral Maxillofacial Implants.* 8:19, 1993.
- 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 Inst Mech Eng (H)* 206:233-41, 1992.

- Holmes DC, Loftus JT.. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. J Oral Implantol 23:104-11, 1997.
- Patra, AK. DePaolo, JM. D'Souza, KS. DeTolla, D. Meenaghan, MA.. "Guidelines for analysis and redesign of dental implants." *Implant Dent.* 7:355-368, 1998.
- Wadamoto M, Akagawa Y, Sato Y, Kubo T.. The three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant. I: a morphometric evaluation in initial healing. J Prosthet Dent 76:170-175, 1996.
- Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Gilat A.. Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant. J Prosthodont 2:183-189,1993.
- Misch, CE.. Implant design consideration for the posterior regions of the mouth, *Implant Dent.* 8(4):376-386, 1999.