임플랜트와 지대주 간 내측연결 시스템에서 Friction Fit와 Slip Fit에 따른 유한요소 응력분석

*조선대학교 치과대학 보철학교실, **연세대학교 원주의과대학 치과학교실

장두익*·정승미**·정재헌*

Finite Element Stress Analysis of Implant Prosthesis According to Friction Fit or Slip Fit of Internal Connection System between Implant and Abutment

Doo-Ik Jang*, Seung-Mi Jeong, Chae-Heon Chung***

*Dept of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University
** Dept of Dentistry, College of Wonju Medicine, Yonsei University

The purpose of this study was to assess the stress-induced pattern at the supporting bone, the implant fixture, the abutment and the abutment screw according to a friction-fit joint (Astra; Model 1) or slip- fit joint (Frialit-2; Model 2) in the internal connection system under vertical and inclined loading using finite element analysis.

In conclusion, in the internal connection system of the implant and the abutment connection methods, the stress-induced pattern at the supporting bone, the implant fixture, the abutment and the abutment screw according to the abutment connection form had difference among them, and the stress distribution pattern usually had a widely distributed tendency along the inner surface of the implant fixture contacting the abutment post. The magnitude of the stress distributed in the supporting bone, the implant fixture, the abutment and the abutment screw was higher in the friction-fit joint than in the slip-fit joint. But it is considered that the further study is necessary about how this difference in the magnitude of the stress have an effect on the practical clinic.

임플랜트와 지대주 간 내측연결 시스템에서 Friction Fit와 Slip Fit에 따른 유한요소 응력분석

*조선대학교 치과대학 보철학교실, **연세대학교 원주의과대학 치과학교실

장두익*·정승미**·정재헌*

Ⅰ. 서 론

치과 임플랜트는 다양한 저작압을 받게 되고 따라서 그 저작압에 견딜 수 있는 연결구조를 임플랜트 시스템에 적용하는 것이 중요하다. 현재 임플랜트/지대주(implant/abutment)의 결합에는 다양한 형태가 이용되고 있는데, 기하학적인 형태는 결합 강도, 결합 안정성, 위치나 회전 안정성을 결정하는 중요한 요소중의 하나이며, 아울러 동시에 보철물의 안정성에도 중요하다.[1)]

임플랜트/지대주 접촉연결은 외측연결(external connection)과 내측연결(internal connection)로 구분된다. 두가지 연결을 구분하는 명확한 요소로는 임플랜트의 상부 위에 확장되는 형태의 유무이다. 즉 외측연결 시스템은 임플랜트 고정체의 상부에 존재하는 hex top에 지대주를 연결하고 나사로 고정하는 방식이다. 이에 비해 내측연결 시스템은 임플랜트 고정체 내부로 지대주의 일부가 들어가서 연결되는 방식이다. 또한 연결 접촉부 사이에 약간의 공간이 존재하고 연결이 수동적인 slip-fit joint 또는 연결 접촉부 사이에 공간이 없는 능동적인 friction-fit joint로 구분할 수 있다.

Brånemark system이 주도하는 전통적인 외측연결 임플랜트 시스템들은 고정체와 지대주 간에 외부육각나사(external hexa) 형태를 취하고 있으나, 많은 문헌상에서 지대주의 풀림이나 이를 고정시키는 나사의 문제 등이 보고되어 왔다.[2,3,4)] 따라서 최근 들어서, 임상가들이 선호하는 대안적인 임플랜트/지대주 접촉 연결은 내측연결의 방식으로 옮겨가고 있는 추세이다. Merz 등[5)]은 유한요소실험에서 외측연결 시스템의 경우는 모든 응력이 나사에 집중되는데 반해, 내측연결 시스템의 경우는 지대주 벽면으로 응력이 골고루 분포하게 되어 나사의 풀림이나 파절 등이 발생되지 않는다고 하였으며, 지대주의 형상에 따라 임플랜트 내부의 하중전달 기전은 변하게 되고, 이는 악골에 발생하는 응력분포 역시 변하게 된다 하였다. 그러나 내측연결 시스템에서 연결 접촉부 사이에 약간의 공간이 존재하고 연결이 수동적인 slip-fit joint와 연결 접촉부 사이에 공간이 없는 능동적인 friction-fit joint에 따라 발생하는 응력분포의 차이를 비교한 연구는 아직 미비한 실정이다. 따라서 본 연구에서는 임플랜트와 지대주의 연결방식 중 내측연결 시스템에서 slip-fit joint 또는 friction-fit joint의 연결 형태에 따른 3차원 유한요소분석을 통하여 지지골, 고정체, 지대주에 작용하는 응력을 분석하고자 하였다.

Ⅱ. 연구 재료 및 방법

1. 연구재료

1) 실험모형

본 연구에선 내측연결 형태의 임플랜트 중 Model 1은 friction-fit joint로 11° morse taper를 갖는 Astra 시스템(Astra Meditec, Molndal, Sweden), Model 2은 slip-fit joint로 6각의 antirotation 구조를 가지고 있으며 수동적인 상태로 지대주를 임플랜트 속에 재위치시킬 수 있는 Frialit-2 시스템(Friadent, Mannheim, Germany) 등 각 실제모형을 근거(Fig. 1)로 하여 유한요소 모형화하였으며, 하악골의 제1대구치 부분



Model 1 (Astra) Model 2 (Frialit-2)

Fig. 1. Schematic representation and cross sectional view of Astra and Frialit-2.

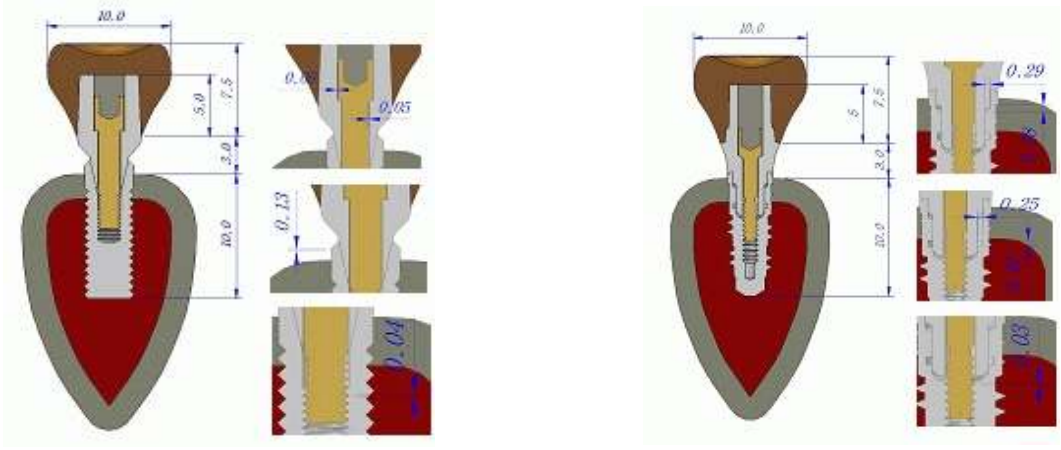
에 임플랜트를 식립하여 보철 수복한 경우를 연구 모델로 하였고, 하악 제1대구치를 중심으로 하악골을 근원심으로 2cm 폭경을 갖도록 하였다.

본 모델링에서는 피질골, 해면골, 임플랜트 고정체, 지대주, 나사, 상부치관, 나사 입구를 채운 콤포지트 레진으로 나누어 구성하였다. 골 구조 중 외부는 2 mm의 두께를 갖는 치밀골로 처리하였고,[6,7,8] 그 내부는 모두 해면골로 처리하였다. 본 연구에서 사용된 3가지 실험모형의 재현된 형상 및 그 수치는 Fig. 2와 같았다. 실제 각 모형의 고정체와 지대주를 연결한 후 단면을 잘라서 그 형태와 수치 및 고정체-지대주-나사의 접촉과 틈의 정도를 재현하였다. 특히 나사산과 그에 대응되는 고정체 사이에 접촉은 나사산의 상단 경사면은 접촉시켰고 하단 경사면은 접촉하지 않는 것으로 처리하였다.[9]

2) 유한요소 모델의 설계

실험모형의 정확한 비교를 위하여 유한요소의 특성상 중요시하는 부분에는 좀더 정확한 응력분포를 알아내기 위하여 가급적 작은 유한요소격자(mesh)를 생성하였다.

임플랜트 고정체는 골과 완전히 골 유착된 것으로 가정하였다. 실제로는 치밀골 및 해면골은 이방성이나 유한 요소법을 이용한 응력 분석법은 모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해 모형의 물리적 특성은 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성(homogenecity), 재료의 특성이 3방향으로 모두 동일하다는 등방성(isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위 정도에는 무관하다는 선형탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다. 그리고 실험은 단일치아 임플랜트 수복물 모



Model 1 (Astra) Model 2 (Frialit-2)

Fig. 2. Computer simulated longitudinal sections of experimental model (Unit; mm).

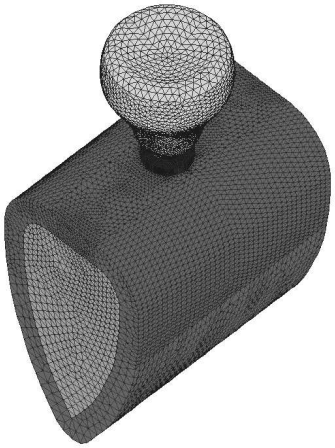


Fig. 3. Three-dimensional finite element model of full body.

형에서 행한 것으로 하였다.

Fig. 1은 각 모형의 고정체와 지대주의 연결구조를 Fig. 2는 재현된 형상의 수치를 보여주고 있으며, Fig. 3은 그 유한요소 모형을 보여주고 있다.

3) 하중조건 및 경계조건

저작은 수직력과 경사력을 발생시키므로 본 연구에서는 하중조건 A는 치관 중심와(central fossa)에 200N[10,11]의 수직하중이 작용하도록 하였고, 하중조건 B는 협측교두에 바깥쪽에서 치아 중심쪽으로 200N의 15° 경사하중이 작용되도록 하였으며, 하중조건 C는 협측교두(buccal cusp)에 치아의 중심에서 바깥쪽으로 200N의 30° 경사하중이 작용되도록 하였다(Fig. 4).

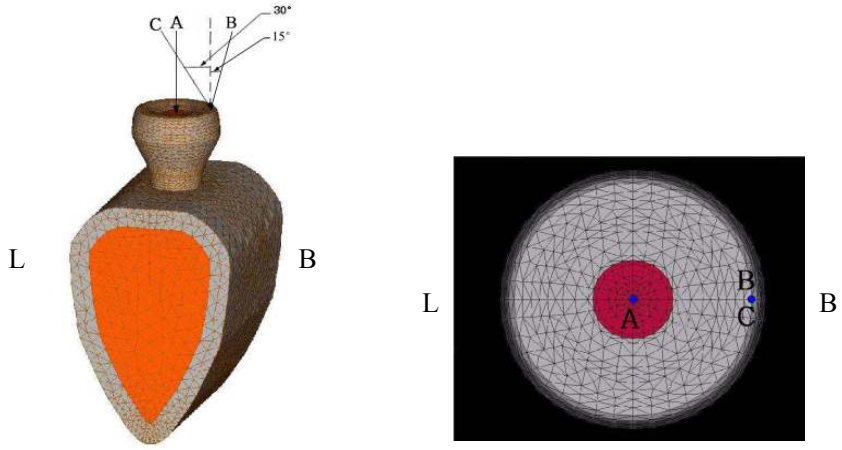
경계조건 (boundary condition)으로는 하악골의 양쪽 모서리 부분의 절단면부분을 U_x, U_Y, U_Z 방향을 모두 구속하였고, 보철물과 임플랜트 및 주변 골 조직에서 변형이 허용되도록 하였다.

4) 물성치

설계된 모형의 유한요소해석(finite element analysis)을 수행하는데 필요한 재료의 물성치인 탄성계수(Young's modulus; E)와 포와송의 비(Poisson's ratio; υ)는 선학들의 자료를 참고하여 이용하였다(Table 1)[12].

Table 1. Material properties used in this study

Materials	Properties	
	Young's Modulus ; E (MPa)	Poisson's Ratio ; υ
Cortical bone	13,700	0.30
Cancellous bone	1,370	0.30
Titanium (Implant, Abutment)	115,000	0.35
Composite resin	9,700	0.35
Gold crown	96,600	0.35
Titanium screw	115,000	0.35



B : buccal, L : lingual

Fig. 4. Three loading directions of loading condition A, B, C.

2. 연구방법

1) 유한요소 응력분석

본 연구에서 3차원 유한요소분석 프로그램인 NISA / DISPLAY Ⅳ (Version 10.0, Engineering Mechanics Research Corporation, USA)을 이용하여 산출되는 여러 가지 응력값 중에서 등가응력(von Mises stress)을 기준으로 각 실험군에서의 응력 분포를 비교 분석하였다. 결과는 전체응력의 분포상태와 최대응력 집중부를 식별하기 위해 등가응력을 기준으로 응력의 크기에 따라 색도로 표시하였다. 각 하중조건간의 비교를 위해 6개의 참고점(reference point)을 치밀골과 임플랜트가 접하는 부위 중에서, 치밀골 부위에 a, b, c, d의 참고점을 그리고 그 c, d의 참고점의 2mm하방의 해면골에 e, f의 참고점을 정하고(Fig. 5), 각 하중조건 하에서 실험모형에 발생되는 등가응력을 비교 분석하였다.

Ⅲ. 연구성적

1. 모형 전체의 응력 분석

실험모형의 각 하중조건 및 모형조건 하에서의 협설로 절단한 전체 구성부에 발생한 등가응력은 다음과 같았다(Fig. 6, 7).

Model 1, 2의 경우 모두에서, 수직하중이 중심와에 가해진 하중조건 A에선 임플랜트 보철의 장축에 응력이 고르게 분산되는 양상을 보이며, 안쪽으로 15° 경사하중이 가해진 하중조건 B의 경우에는 굽힘력이 걸려 약간 편측으로 치우치며 하중이 가해진 쪽의 치경부위에 높은 집중응력이 걸리고 있고, 바깥쪽으로 30° 경사하중이 가해진 하중조건 C의 경우에서는 더 큰 굽힘력이 걸려, 좌우측 치경부에 인장력과 압축력이 많이 걸리므로서 좌우측 치경부에 높은 등가응력이 걸려 있는 양상을 보이며 또한 치경부에서 대체로 다른 하중 조건에 비해 가장 높은 응력이 걸려 있음을 볼 수 있었다.

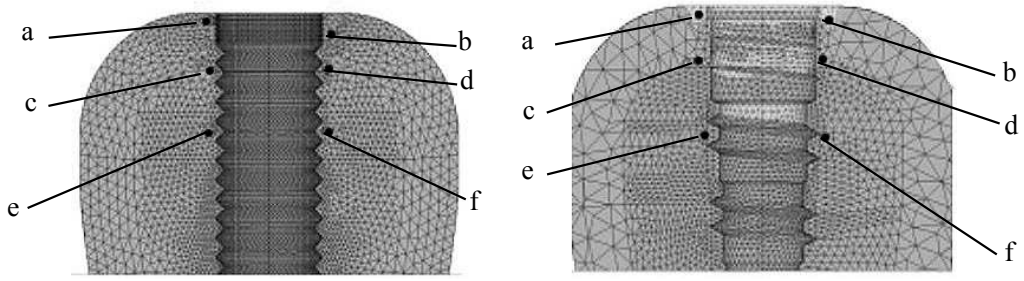
2. 각 구성부의 응력 분석

실험모형의 각 하중조건 하에서의 지지골, 고정체, 지대주, 지대나사에 나타나는 각각의 응력은 다음과 같았다.

1) 지지골에서의 응력(Fig. 7, 8, Table 2)

Fig. 7, 8에서 보는 바와 같이 지지골에서의 응력양상은 하중조건에 관계없이 Model 1, 2 모두에서 지지골 상부 즉 임플랜트 고정체 상부의 골 접촉부인 치밀골에 응력이 집중되는 양상을 보이며 그 하부 해면골에서는 그리 큰 응력이 걸리지 않음을 알 수 있었다. 또한 수직력이 걸리는 하중조건 A의 경우에 비해서 굽힘력이 걸리는 하중조건 B의 경우에는 편측으로 높은 응력이 집중되고 있으며 하중조건 C의 경우에는 양측으로 높은 응력이 집중되고 있었다.

Table 2에서 보는 바와 같이 대체로 하중 조건에 관계없이 치밀골 (참고점 a,b,c,d)에 높은 하중이 걸리고 있으며 해면골(참고점 e, f)에는 아주 작은 하중이 걸리고 있었다. 하중이 많이 걸리는 치밀골 a, b의 위치에서 응력을 비교해 보면 Model의 조건에 따라서는 Model 1의 경우가 Model 2의 경우보다 골에 걸리는 응력이 대체로 컸다.



Model 1 (Astra) Model 2 (Frialit-2)

Fig. 5. The reference points in supporting bone in models.

Table 2. Von Mises stresses on the reference points in bone of Models under loading condition A, B, C

(Unit; MPa)

Model \ Reference points / Load		a	b	c	d	e	f
Model 1 (Astra)	A	14.53	14.32	9.34	5.31	1.00	0.90
	B	5.52	22.88	10.98	8.45	1.06	0.93
	C	82.08	103.97	34.25	29.81	2.14	2.73
Model 2 (Frialit-2)	A	10.02	9.00	5.26	5.76	1.15	1.32
	B	4.74	13.70	4.40	8.70	1.20	1.53
	C	51.59	58.76	21.73	29.96	2.93	4.40

2) 지대주에서의 응력 (Fig. 9, Table 3, 4)

지대주에서의 응력 양상은 하중조건에 관계없이 모두에서 Model 1의 경우가 Model 2의 경우보다 응력이 크게 걸렸다. 대체로 경사하중인 B, C의 경우엔 응력이 지대주의 경부 및 지대주 post 부위에 큰 응력이 집중되는 양상을 보이며 지대주의 post 하부 쪽으로 응력이 분산되고 있었다. 굽힘력이 걸리는 하중조건 B의 경우에 하중이 가해진 쪽 편측부에 더 높은 응력이 집중되고 있으나 하중조건 C의 경우엔 지대주의 경부 및 지대주 post 부위에 양측으로 높은 응력이 집중되고 있는데 이는 굽힘력에 의한 지대주 post 부위에 양측으로 높은 인장력과 압축력이 걸리기 때문인 것 같다. 특히 응력이 집중된 부위의 최대 응력의 크기에 있어서는 하중조건 C의 경우에 가장 높은 응력이 걸렸다(Table 3, 4).

3) 고정체에서의 응력 (Fig. 10, Table 3, 4)

고정체에서의 응력양상은 하중조건에 관계없이 Model 1, 2 모두에서 치밀골과 접촉되는 고정체 상단부에 응력이 집중되는 양상을 보이며 또한 굽힘력이 걸리는 하중조건 B의 경우에 편측으로 높은 응력이 집중되는 양상을 보이고, 하중조건 C의 경우엔 좌우 양측 치경부에 높은 응력이 걸렸는데 이는 가장 큰 굴곡 모멘트가 걸려 좌측 치경부에는 높은 인장응력이 우측 치경부에는 높은 압축응력이 걸려 있음이 추정된다. 응력의 분포 양상은 대체로 지대주 post와 접촉되는 고정체의 내부를 따라서 응력이 넓게 분산되어 있었다. 그리고 Model의 조건에 따라서는 Model 1의 경우가 Model 2의 경우보다 응력이 크게 걸렸다.

4) 지대나사에서의 응력 (Fig. 11, Table 3, 4)

내측연결의 경우라서 대체로 하중조건에 관계없이 Model 1, 2 모두에서 대체로 응력의 분포 양상은 대체로 지대주 post와 접촉되는 고정체의 내부를 따라서 응력이 넓게 분산되는 관계로 정작 지대나사에는 응력이 비교적 적게 걸렸다. 굽힘력이 걸리는 하중조건 B의 경우에 하중이 가해진 부위의 나사의 경부에 응력이 집중되는 양상을 보이고, 하중조건 C의 경우엔 좌우 양측 나사의 경부에 대체로 응력이 걸려 있는데 이는 가장 큰 굴곡 모멘트가 걸려 좌측 치경부에는 높은 인장응력이 우측 치경부에는 높은 압축응력이 걸려 있음이 추정된다. 그리고 Model의 조건에 따라서는 Model 1의 경우가 Model 2의 경우보다 응력이 크게 걸렸다.

5) 지대주와 고정체의 연결부에서의 응력 (Fig. 7, 12)

하중조건 A의 경우엔 Model 1, Model 2의 모두에서 지대주 및 고정체의 긴밀한 접촉으로 응력이 지대주 post에 접촉하는 고정체 내부를 따라서 응력이 고르게 상부에서부터 하부로 전달되고 있었다. 15° 경사하중이 가해진 하중조건 B의 경우에서는 하중이 가해진 쪽의 치경부의 지대주와 고정체의 접촉부위에 가장 높은 응력이 발생되나 대체로 고정체의 내부 벽을 따라 응력이 아래로 전달되고 있었으며 30° 바깥쪽으로 경사하중이 가해지는 하중조건 C의 경우에는 고정체의 양측벽 및 지대주 경부에 아주 높은 응력이 걸렸고, 응력은 접촉하는 지대주 post 및 고정체 내부 벽을 따라 하방으로 분산되고 있었다. 특히 지대주와 고정체가 긴밀히 접촉하는

Table 3. Maximum von Mises stress in bone, fixture, abutment, screw, crown in model 1 (Unit; MPa)

Model / Location / Loading condition	Model 1 (Astra)				
	Bone	Fixture	Abutment	Screw	Crown
A	29.43	57.99	58.00	23.56	387.26
B	42.56	252.08	279.59	50.41	271.71
C	213.32	1003.26	1055.37	184.78	475.46

Model 1의 경우에는 Model 2에 비해서 더 큰 응력이 지대주와 고정체에 걸렸다.

3. 각 구성부의 최대응력

하중조건 및 Model 종류에 따른 지지골, 고정체, 지대주 및 치관에 걸리는 등가응력의 최대응력치는 Table 3, 4와 같았다.

하중조건이 A, B, C로 갈수록 지지골, 고정체, 지대주에 걸리는 최대응력의 크기는 커졌다.

Model의 종류에 따라서, 지지골, 고정체, 지대주에 걸리는 응력은 Model 1의 경우가 Model 2의 경우보다 더 큰 응력이 걸렸다.

경사하중인 B, C의 경우에 전체에 걸친 최대응력을 살펴보면, Model 1의 경우엔 지대주에 걸리는 반면, Model 2의 경우엔 치관에 걸렸다. 그러나 대체로 임상적 중요성을 갖는 고정체와 지대주에서 살펴보면 이와같이 내측연결의 경우에는 대체로 큰 응력이 지대주 또는 고정체에 걸리는 것을 알 수 있으며 또한 이 부위에서 Model 1의 경우가 Model 2의 경우보다 더 크게 응력이 걸려 있음을 알 수 있었다.

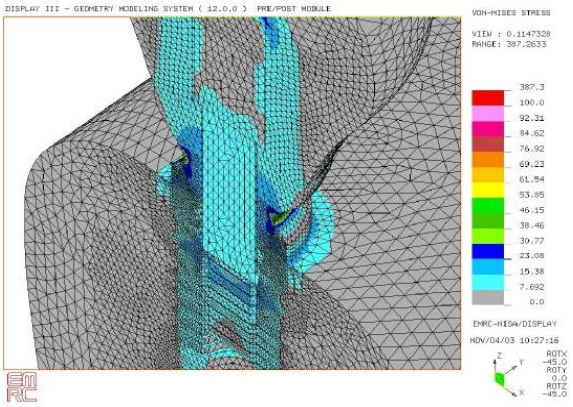
Ⅳ. 총괄 및 고안

임플랜트와 지대주의 연결에 다양한 연결 방법이 적용되고 있는데, Kirsch 등[1]은 이러한 임플랜트와 지대주 연결부의 디자인이 힘의 분산에 중요한 역할을 하며, 이상적으로 나사의 풀림, 파절, 지대주 또는 고정체의 파절을 일으키는 구조 내에 국소적인 최대의 힘을 유발함이 없이, 힘은 치관-지대주-임플랜트 unit를 통해서 그리고 임플랜트/골 계면을 통해서 골 내로 넓게 분산되어야 한다고 하였다.

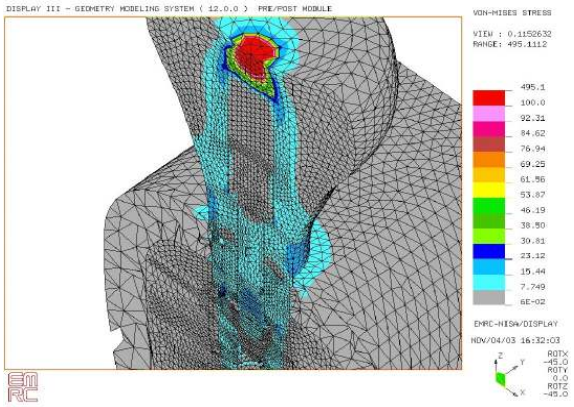
따라서 본 연구에서는 실험 대상물이 매우 복잡한 기하학적 구조나 다양한 종류의 재료들로 이루어졌어도 그 조건들을 실험조건에 포함시킬 수 있고, 실험 대상물의 전체영역에 대한 응력의 분포를 알 수 있을 뿐 아니라, 3차원 내에서 응력의 방향과 크기까지 알 수 있는 수리적 해석 방법인 3차원 유한요소 응력분석을 통하여, 임플랜트와 지대주의 연결방식 중 내측연결 시스템에서 friction-fit joint (Astra) 또는 slip-fit joint (Frialit-2)의 연결 형태에 따른 3차원 유한요소분석을 통하여 하중방향 및 하중위치의 조건에 따라 지지골, 고정체, 지대주, 지대나사에 작용하는 응력을 분석하고자 하였다.

Table 4. Maximum von Mises stress in bone, fixture, abutment, screw, crown in model 2 (Unit; MPa)

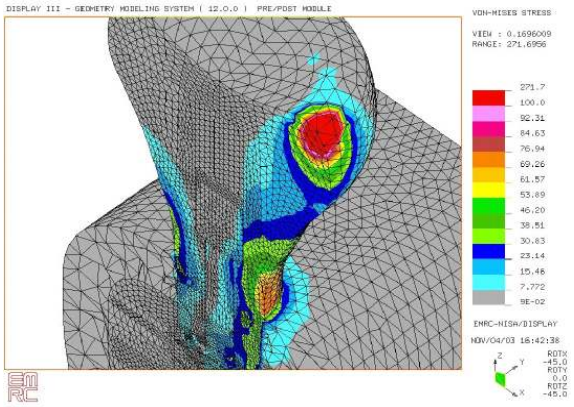
Model / Location / Loading condition	Model 2 (Frialit-2)				
	Bone	Fixture	Abutment	Screw	Crown
A	15.29	33.09	30.24	25.15	495.11
B	43.49	78.76	76.66	38.93	271.70
C	197.98	341.65	310.15	130.57	496.97



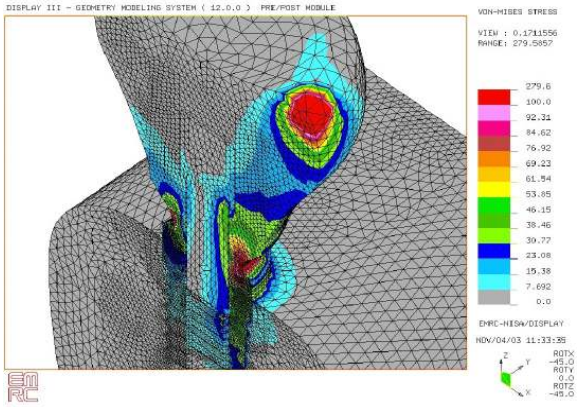
A



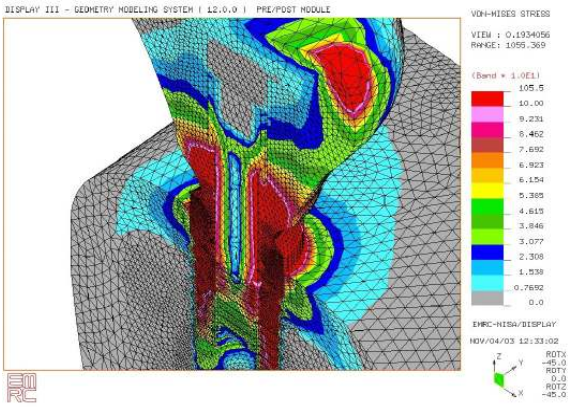
A



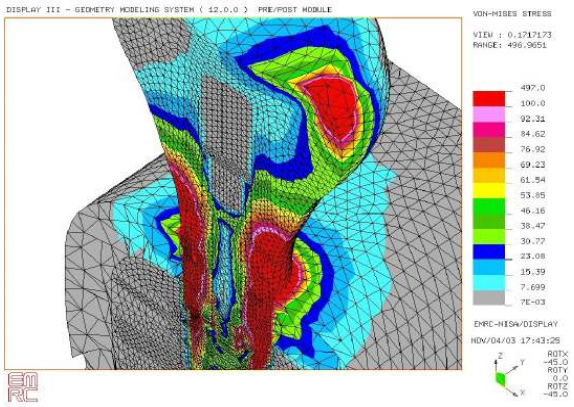
B



B



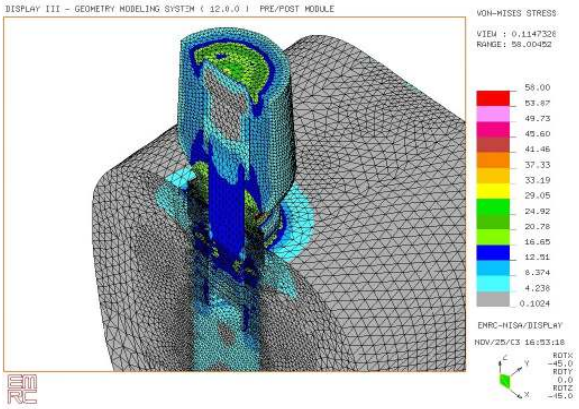
C



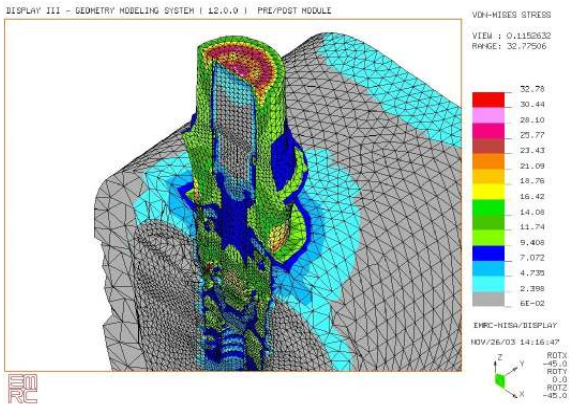
C

Model 1 Model 2

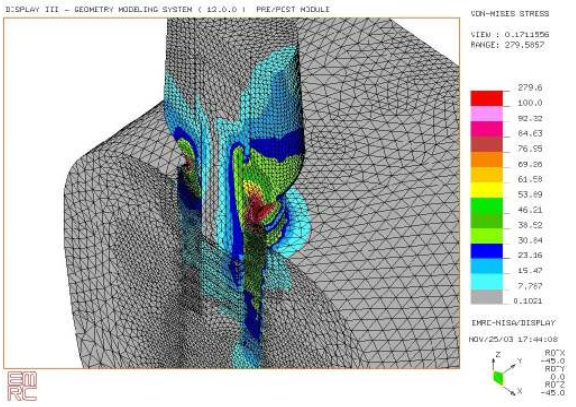
Fig. 6. The stress contours of model under loading condition A, B, C.



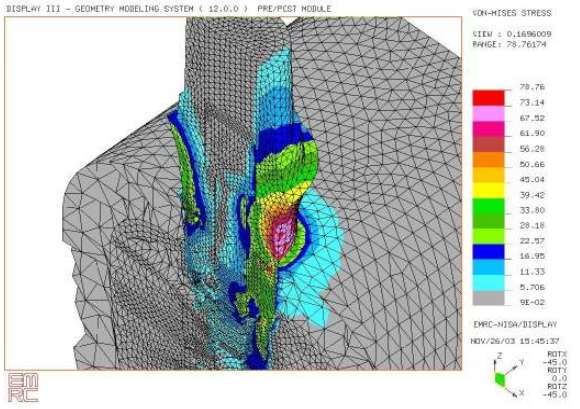
A



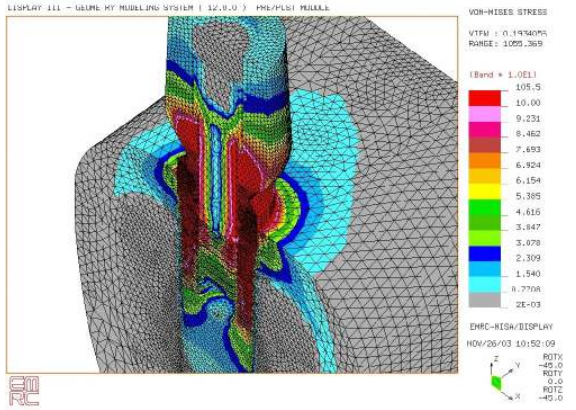
A



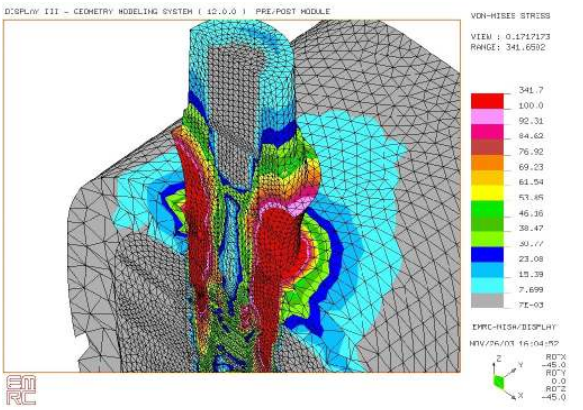
B



B



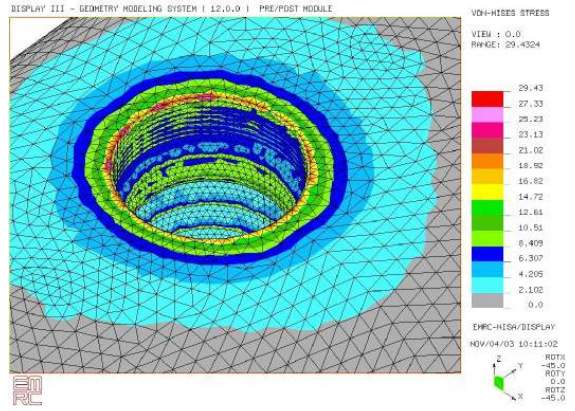
C



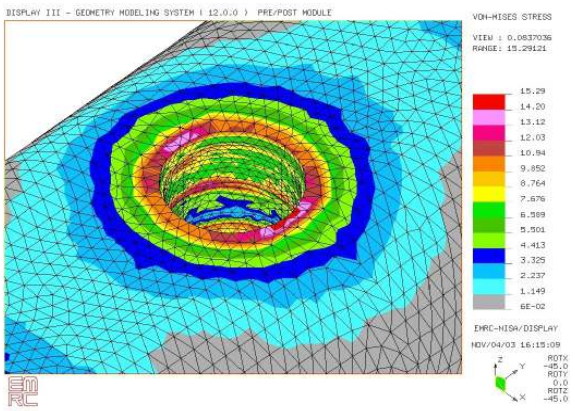
C

Model 1 Model 2

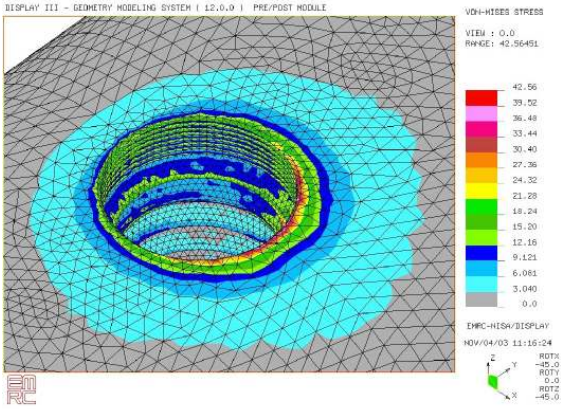
Fig. 7. The stress contours of model without crown under loading condition A, B, C.



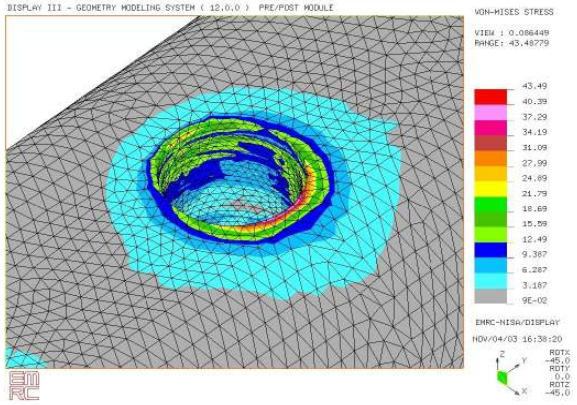
A



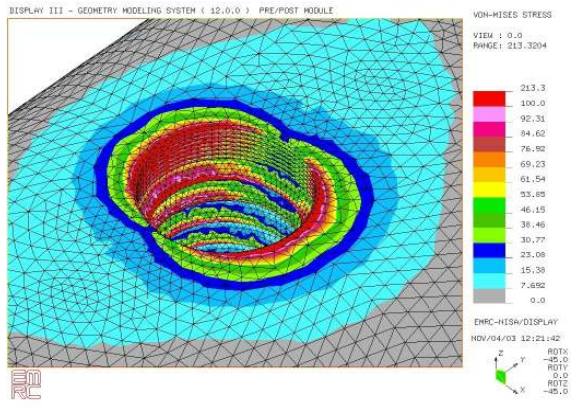
A



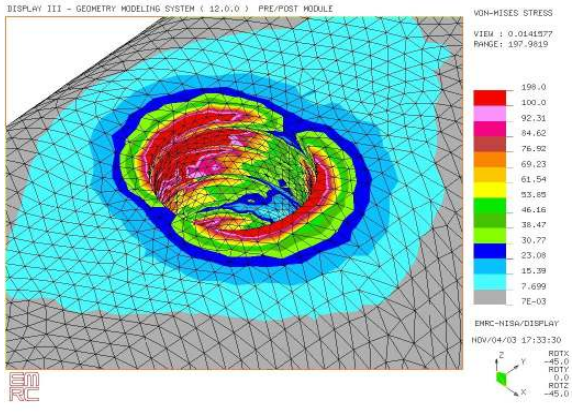
B



B



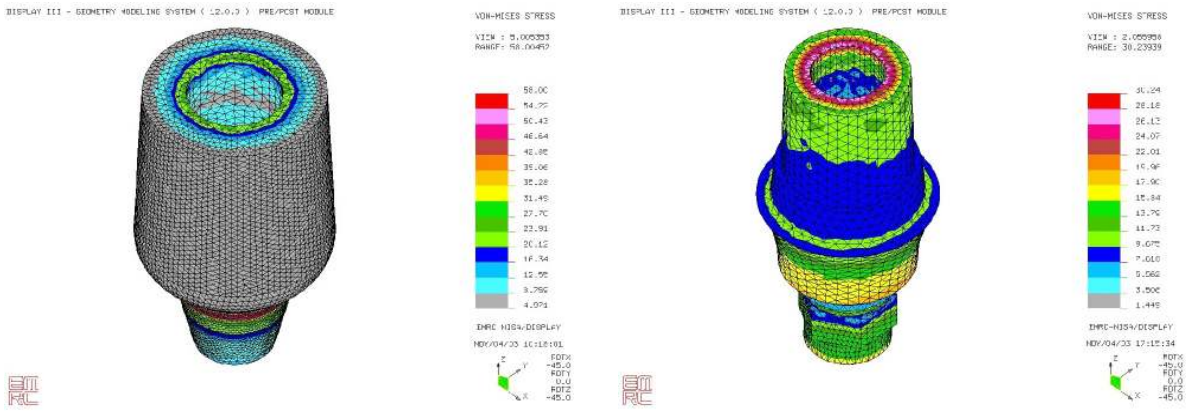
C



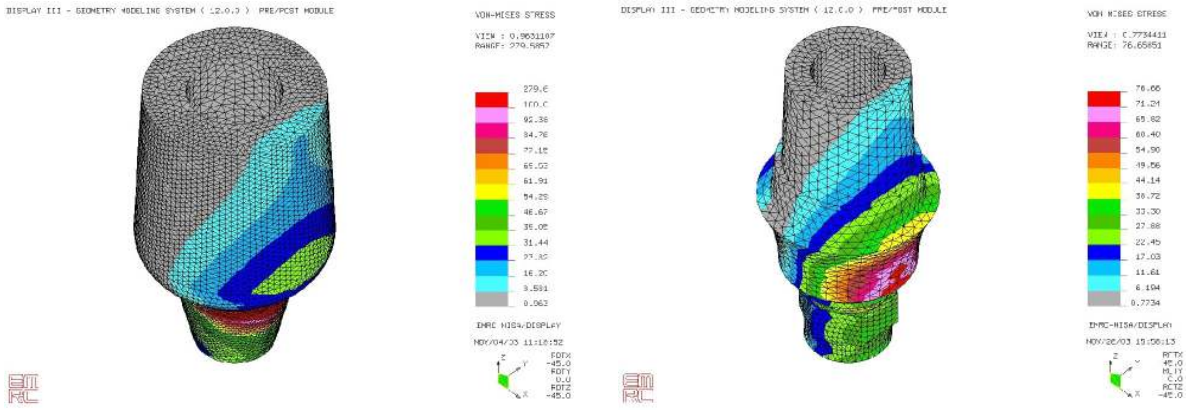
C

Model 1 Model 2

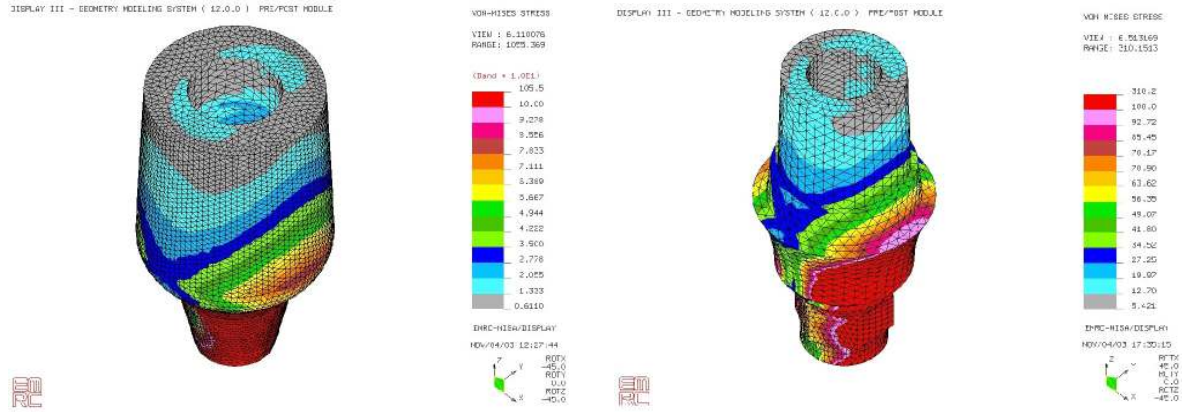
Fig. 8. The stress contours of bone under loading condition A, B, C.



A A



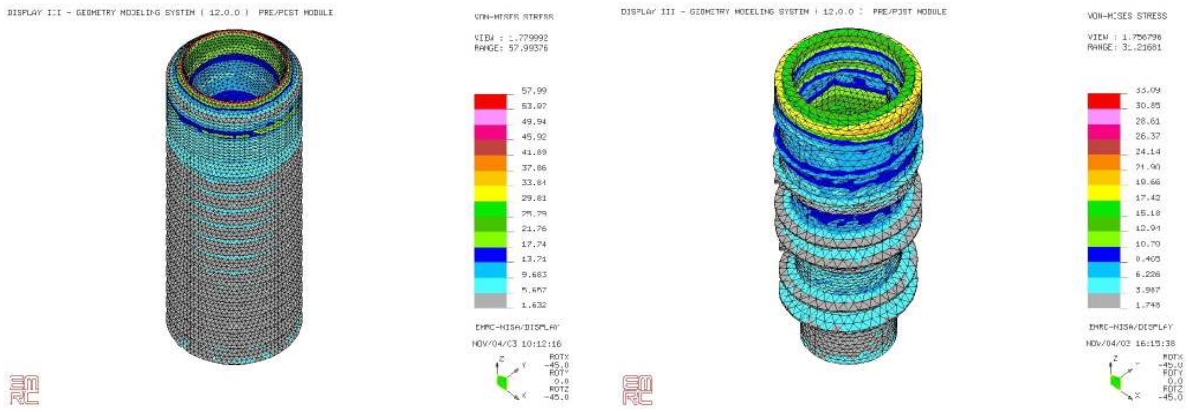
B B



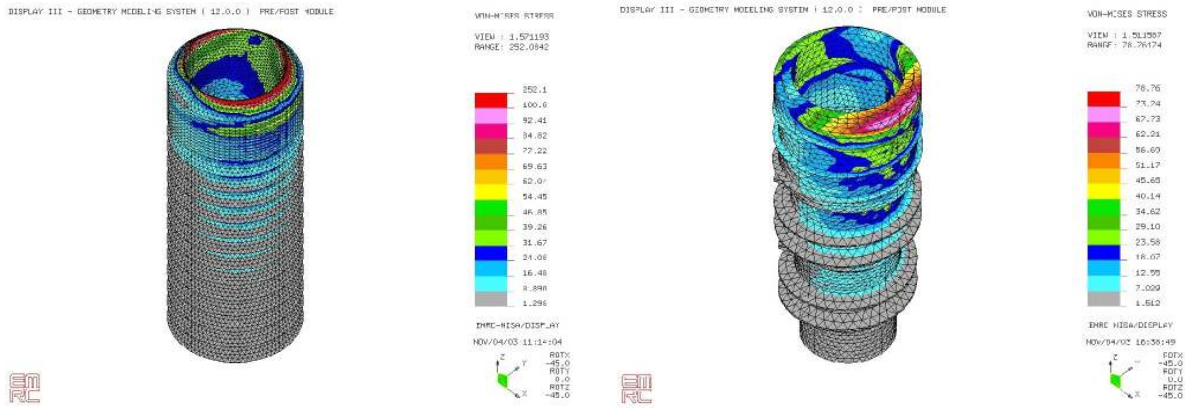
C C

Model 1 Model 2

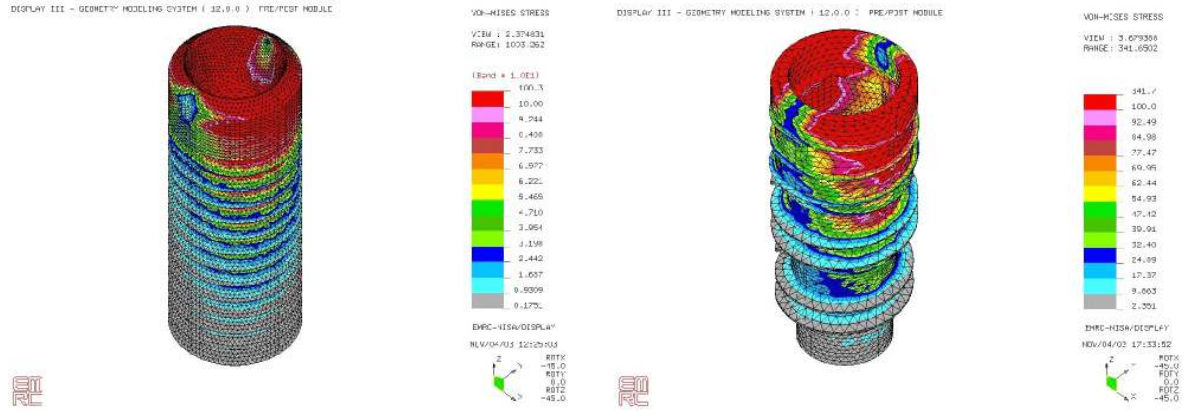
Fig. 9. The stress contours of abutment under loading condition A, B, C.



A A



B B



C C

Model 1 Model 2

Fig. 10. The stress contours of fixture under loading condition A, B, C.

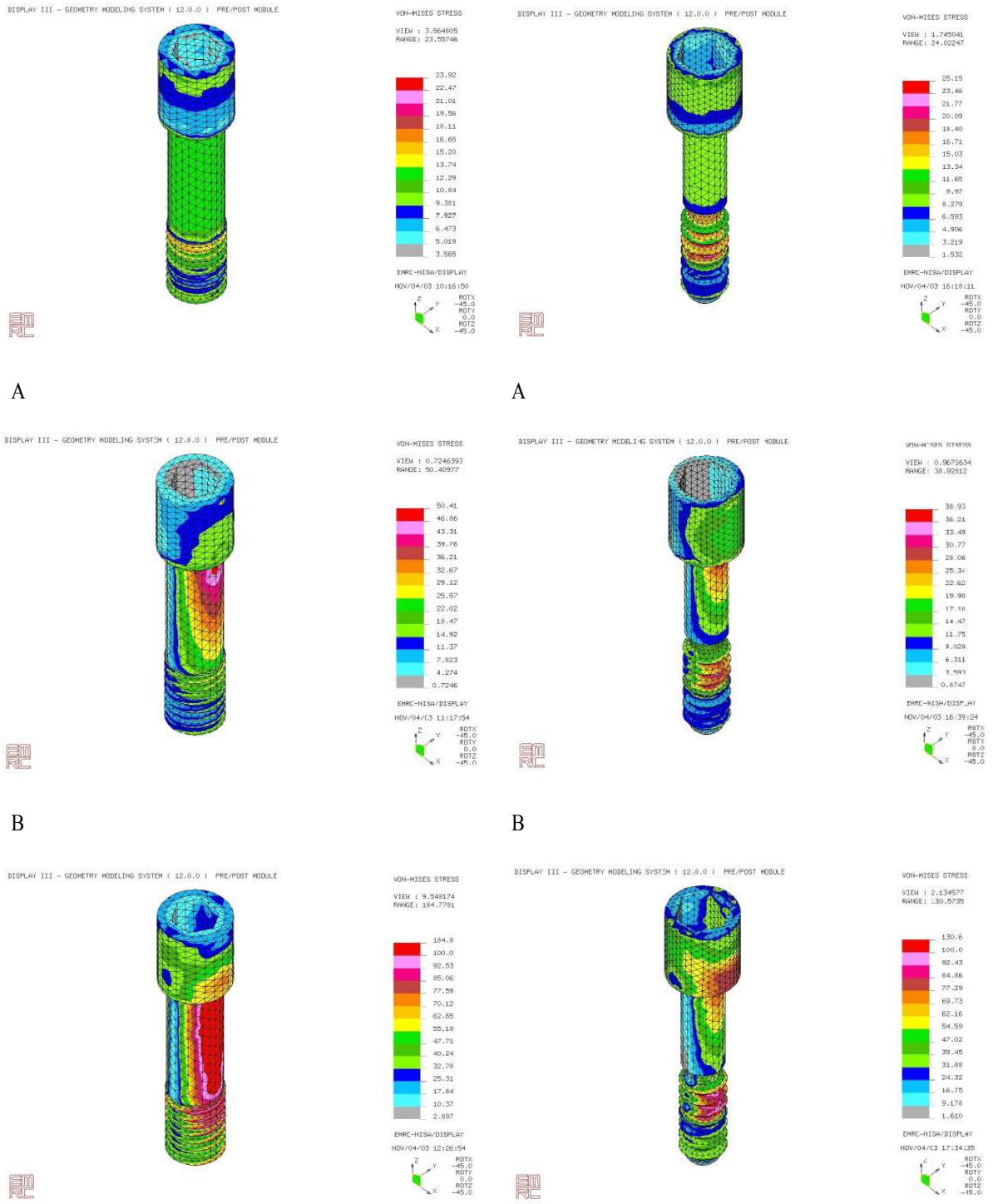


Fig. 11. The stress contours of abutment screw under loading condition A, B, C.

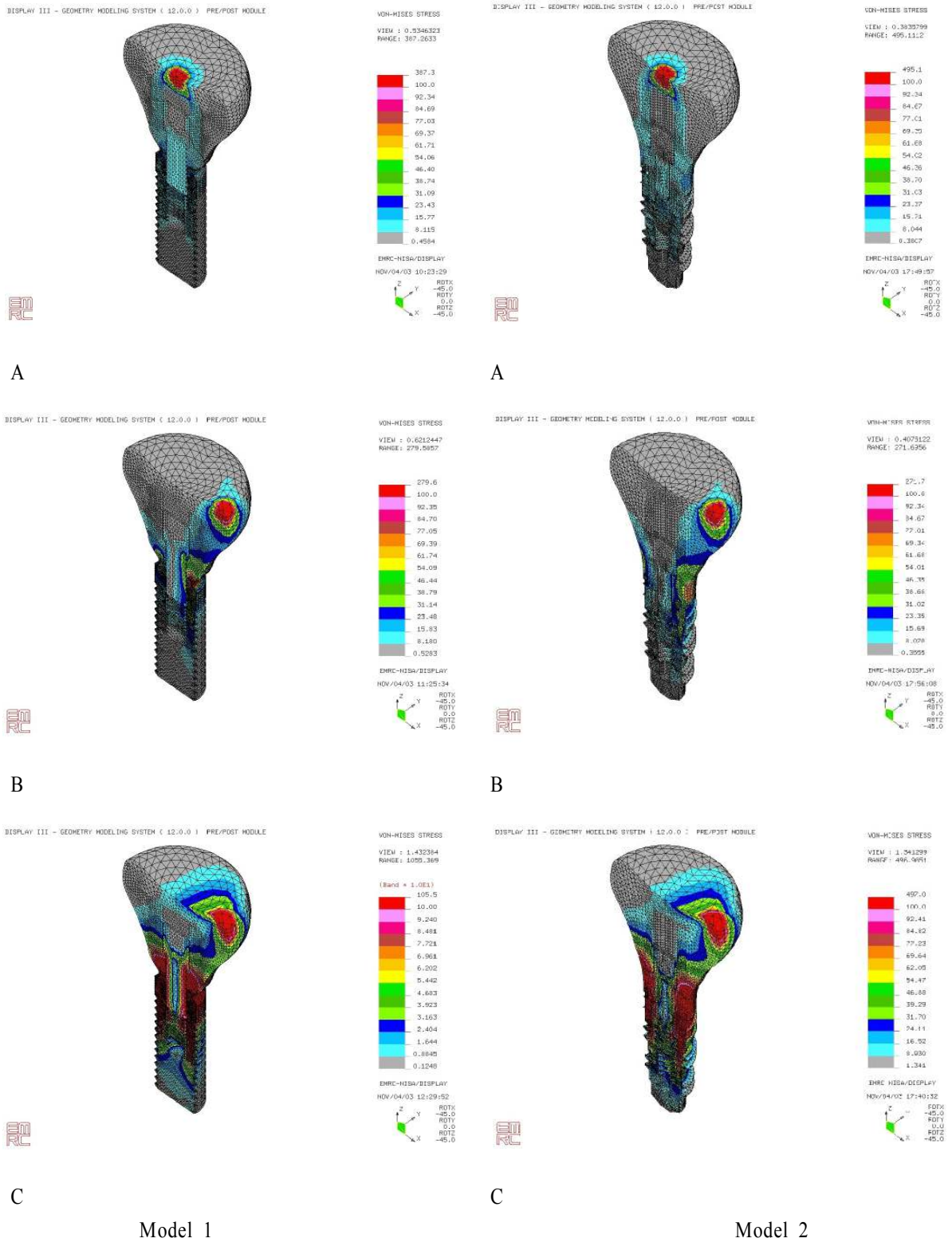
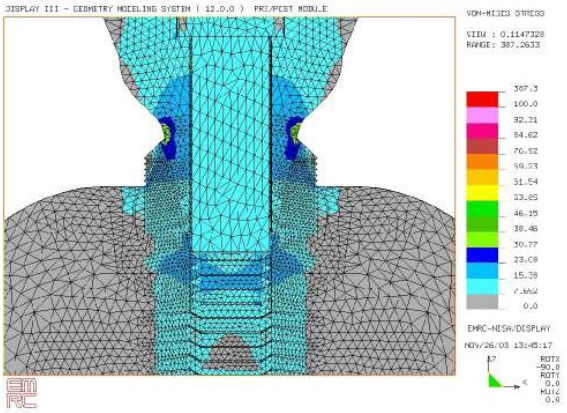
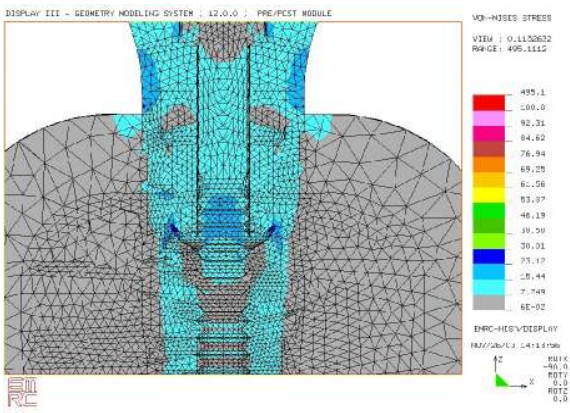


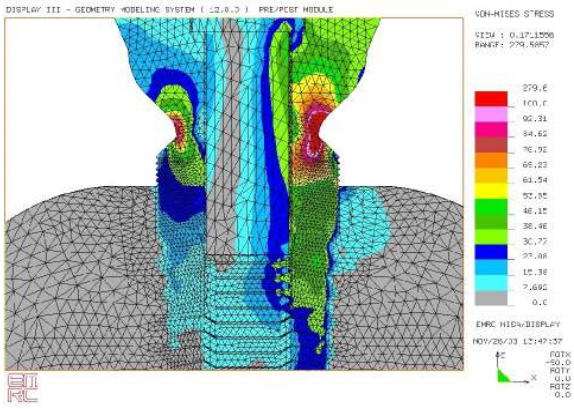
Fig. 12. The stress contours of abutment-fixture under loading condition A, B, C.



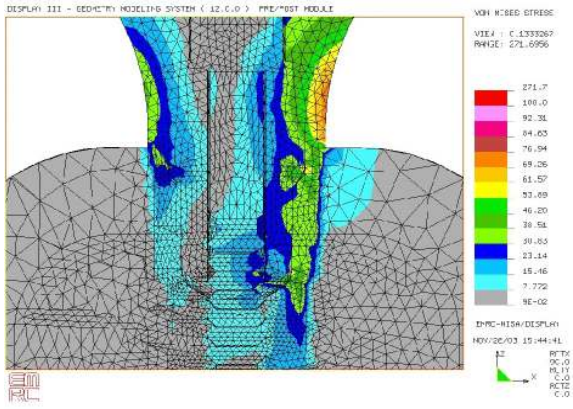
A



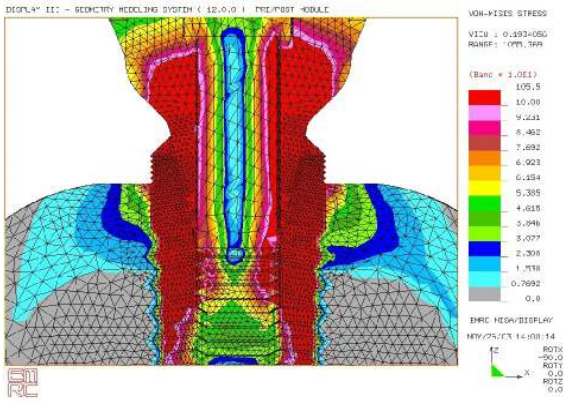
A



B

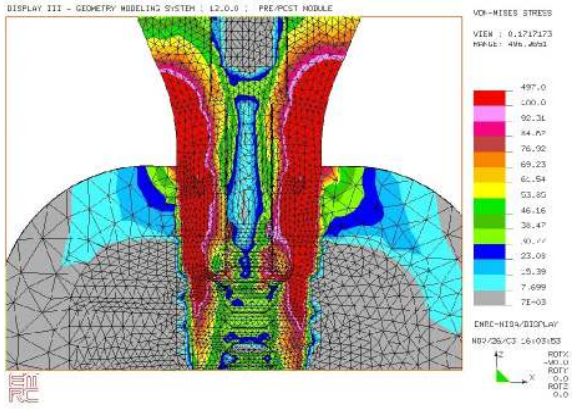


B



C

Model 1



C

Model 2

Fig. 13. The stress contours of abutment-fixture under loading condition A, B, C.(sectional view)

1. 모형 전체의 응력 분석(Fig. 6, 7).

Patterson 등[13]은 힘과 굴곡 모멘트는 보철물로부터 지대주를 통해서 지지 임플랜트에 전달되며 이러한 굴곡 모멘트가 임플랜트의 실패에 중요한 역할을 한다고 하였다. Rangert 등[14-16]도 임플랜트 지지 보철물에 작용되는 교합력이 비수직 하중으로 작용하면 굽힘 모멘트(bending moment)를 야기하여 임플랜트에 높은 응력을 발생시키며 생물학적으로 불리한 반응을 야기한다고 하였고 특히 후방 임플랜트 지지 보철물은 하악의 기능과 비기능 운동 양상에 의해 발생되는 굽힘 모멘트에 노출되기 쉬우며, 이러한 굽힘 모멘트는 임플랜트 구성부나 지지골에 더 높은 응력수준을 유도하므로서 과도한 굽힘 모멘트는 임플랜트 파절을 포함해서 여러가지 형태의 실패를 야기할 수 있다고 하였다.

본 연구의 Fig. 6, 7에서 보는 바와 같이, 하중위치가 중심와에서 벗어나는 경사하중인 하중조건 B, C의 경우에 응력이 대체로 증가되며 특히 교두정에 바깥쪽으로 경사하중이 걸리는 하중조건 C의 경우에 가장 높은 응력이 발생됨을 볼 수 있었다. 따라서 임상에선 이러한 위해로운 굽힘모멘트를 줄여줄 수 있도록 교합의 접촉점 및 교두 경사 등을 고려해야할 것으로 사료된다.

본 연구의 Table 2에서 보는 바와 같이 모든 하중조건 및 Model 조건에서 치밀골에서의 응력 (참고점 a,b,c,d)은 크게 나타나나 해면골 (참고점 e,f)에서의 응력은 작게 나타남을 알 수 있는데 특히 굽힘력이 걸리는 하중조건 B, C의 경우엔 치밀골과 접촉되는 고정체 상단부 주위에 하중이 가해진 편측으로 높은 응력이 집중되는 양상을 보였다.

Chung 등[6], Lum 등[11,17], Matsushita 등[7]의 유한요소법 연구에서도 수직 및 측방 하중 시에 치밀골에서의 응력이 해면골에서의 응력 보다 일반적으로 더 크게 나타나며 또한 임플랜트의 경부 주위의 치밀골에 주로 응력 집중이 나타남을 보여주어 본 연구의 결과와 유사하였다.

Weinberg[18-20]는 골유착된 임플랜트는 치주인대에서 허용되는 그러한 미세운동이 없으므로 치조정 높이에 회전중심을 가지며, 대부분의 힘의 분산은 임플랜트의 면을 따라서 분산되기 보다는 치조정에서 집중된다 하였고, Clelland 등[21]도 피질골 치조정에서 응력이 최대로 집중되며 피질골 층이 두꺼울수록 응력이 감소된다고 하였다.

2. 각 구성부의 응력 분석

1) 지지골에서의 응력(Fig. 7, 8, Table 2)

Fig. 7, 8 및 Table 2에서 보는 바와 같이 대체로 하중 조건에 관계없이 치밀골(참고점 a,b,c,d)에 높은 하중이 걸리고 있으며 해면골(참고점 e, f)에는 아주 작은 하중이 걸리고 있다. 하중이 많이 걸리는 치밀골 a, b의 위치에서 응력을 비교해 보면 Model의 조건에 따라서는 Model 1의 경우가 Model 2의 경우보다 골에 걸리는 응력이 대체로 컸다. 그러나 Table 3, 4에서보는 바와 같이 각 부위에 걸리는 최대응력의 크기의 비교에선 Model 1, Model 2의 경우 모두에서 골에 걸리는 응력의 크기가 지대주 및 고정체에 걸리는 응력에 비해서 훨씬 작음을 알 수 있었다.

2) 지대주, 고정체, 지대나사 및 지대주와 고정체의 연결부에서의 응력 (Fig. 9, 10, 11, 12)

지대주, 고정체, 지대나사에서의 응력 양상은 하중조건에 관계없이 모두에서 Model 1의 경우가 Model 2의 경우보다 응력이 약간 크게 걸려있으며 응력의 집중 및 분산 양상은 대체로 경사하중인 B, C의 경우엔 응력이 지대주의 경부 및 지대주 post 부위에 큰 응력이 집중되는 양상을 보이며 지대주의 post 하부 쪽으로 응력이 분산되고 있고, 고정체의 경우에도 지대주 post와 접촉되는 고정체의 내부를 따라서 응력이 넓게 분산되는 양상을 보이므로서 정작 지대나사에는 응력이 비교적 적게 걸리고 있다. 최대응력도 경사하중인 B, C의 경우에서 최대응력이 걸리는 부위를 보면 Model 1의 경우엔 지대주에 걸려 있음을 알 수 있다.

현재 가장 널리 이용되고 있는 임플랜트와 지대주의 연결 양식인 외측연결 (external connection)은 오직 힘을 바탕으로한 연결(force-based connection)로서 나사를 세게 조여야 한다. 모든 정적인 그리고 동적인 측방 왜력은 조임나사에 의해 취해지고 전달된다. 기능시에 축에서 벗어난 그리고 측방의 힘은 종종 피로에 기인되는 나사의 풀어짐과 나사의 파절을 야기한다.[22,23] 이에 반해 내측연결 (internal

connection)은 기계공학에 있어서 연결에 관해 직경과 삽입되는 깊이의 관계가 1:1.4보다 크면 고려되는 형태와 힘에 바탕을 둔 연결 양식(form- and force-based connection)으로서 정적 또는 동적 측방력은 내측연결에 있는 지대주 post와 그 주변 고정체 벽에서 취해지고 전달되므로 고정 나사의 전하중은 그리 중요하지 않으며 아울러 전체 삽입 길이에 힘들이 분산되므로서 최고 응력치가 상대적으로 낮아지게 된다고 하였다.[24)]

본 연구의 결과에서도 보면 slip-fit joint (Frialit-2; Model 2)의 연결 형태의 경우가 friction-fit joint (Astra; Model 1)의 경우보다 지지골, 고정체, 지대주에 응력이 적게 걸렸는데 이는 slip-fit joint (Frialit-2; Model 2)의 경우 임플랜트 내부로 5.5 mm들어가는 internal hexagonal retention extending을 갖는 반면에 friction-fit joint (Astra; Model 1)의 경우는 임플랜트 내부로 2.2mm 들어감[21)]으로서 내부연결부의 접촉 길이(joint depth)에서 큰 차이를 보여주고 있기 때문이라고 생각된다. Mollersten 등[24)]은 임플랜트에서 내부연결부의 접촉 길이가 굴곡력에 저항하는데 제일 중요하다고 하였으며, Boggan 등[25)]도 내부연결 형태에서 지대주가 고정체 내로 깊이 들어갈수록 지대주에 가해지는 하중은 감소하게 된다 하였는데 이런 이유로 고정체와 지대주의 결합 깊이가 깊은 내부연결 형태가 하중을 경감시키는데 다소 유리할 것으로 사료된다.

지대주와 고정체가 긴밀히 접촉하는 friction-fit joint (Astra; Model 1)의 경우에는 slip-fit joint (Frialit-2; Model 2)의 경우보다 아주 높은 응력이 지대주와 고정체에 걸려 있음을 알 수 있는데, 이는 friction-fit joint (Astra; Model 1)의 경우는 11° 경사를 갖는 conical 지대주가 고정체 내에 들어가 아주 긴밀한 접촉 (friction joint)을 이루므로서 이러한 응력이 이 접촉부를 통해서 직접 전달되고 있음이 추정되는 반면, slip-fit joint (Frialit-2; Model 2)의 경우에는 이러한 접촉부에 약간의 공간이 허용되므로서 응력 분산이 더 유리하여 지대주와 고정체에 걸리는 응력의 크기가 friction-fit joint (Astra; Model 1)의 경우보다 약간 적게 걸렸다고 생각된다. 그러나 slip-fit joint (Frialit-2; Model 2)의 경우는 내측 연결의 시스템이긴 하지만 지대주와 고정체 간의 접촉에서 일부의 butt-joint를 가지는 대신에 friction-fit joint (Astra; Model 1)의 경우는 순수한 conical joint로서 이러한 joint 형태의 차이에 따른 응력 분산 양식도 다르리라고 사료되는 바 앞으로 내측 연결 형태의 차이에 따른 응력 분석의 연구도 더욱 필요하리라고 사료된다.

Akca 등,[26,27)] Norton,[28-30)] Sutter 등[31,32)]은 수직 및 경사 하중을 주로 implant- abutment joint에서 주로 저항한다고 하여, 내측 conical joint는 외측 육각 joint와 비교해서 굴곡모멘트에 저항하는데 있어서 보다 더 안정되며, 내측 conical joint의 감소된 micro-movement는 우수한 강도와 안정을 제공한다 보고한 바 있으며, Balfour 등[33)]은 internal hexagonal design은 단일치아에 가장 높은 안정을 제공한다 하였고, Krennmair 등[34)]은 Frialit-2의 internal hexagonal retention은 3.5%의 지대나사 풀림의 빈도를 가지고 나사풀림의 문제를 상당히 감소시켜주었다고 보고하였으며, Kirsh 등[1)]은 내측연결 시스템에선 힘의 지점(fulcrum)이 거의 임플랜트의 중앙에 그리고 약간 하방에 위치하게 된다 하였는데,[1)] 본 연 구에서도 Fig. 6, 7, 9, 10, 13에서 보는 바와 같이 friction-fit joint (Astra; Model 1)의 경우나 slip-fit joint (Frialit-2; Model 2)의 경우 모두에서 하중조건에 관계없이 지대주에서의 응력은 지대주의 경부 및 지대주 post 부위에 큰 응력이 집중되는 양상을 보이며, 지대주 post 하부 쪽으로 응력이 분산되고 있었고, 고정체에서의 응력은 지대주와 접촉되는 고정체 상단부 주위 즉 고정체의 경부에 높은 응력이 집중되는 양상을 보였으며, 대체로 지대주 post와 접촉되는 고정체의 내부를 따라서 응력이 하방으로 넓게 분산되고 있었다. 또한 Table 3, 4에서 보는 바와 같이 각 구성부의 최대응력을 살펴보면 friction-fit joint (Astra; Model 1)의 경우나 slip-fit joint (Frialit-2; Model 2)의 경우 모두에서 대체로 지대주 또는 고정체에 큰 응력들이 걸려 있는 것을 알 수 있으며 대체로 치조골에는 적은 응력이 걸려 있는데 이는 이러한 내측 연결 시스템에선 수직 및 경사 하중시에 지대주와 고정체의 연결부에서 대부분의 응력이 분산되고 있기 때문이라고 사료된다. 따라서 이와 같이 내측연결 시스템의 경우에는 지대주 및 고정체의 적절한 강도가 요구되며, 내부 post와 임플랜트가 충분히 강할 경우에 나사에는 아주 미세한 힘만 가해지므로 나사풀림은 거의 발생하지 않게 되

리라고 사료된다. Akca 등[26,27]도 morse-taper형의 임플랜트에서, 수직 및 경사 하중 시에 주로 implant-abutment joint에서 주로 저항한다고 하였고, Merz 등[5]도 유한요소실험에서 외측연결 시스템의 경우는 모든 응력이 나사에 집중되는데 반해, 내측연결 시스템의 경우는 지대주 벽면으로 응력이 골고루 분포하게 되어 측방력에 더 잘 견딜수 있고 나사의 풀림이나 파절 등이 발생되지 않는다고 하여,[26] 이러한 내측연결의 implant- abutment connection이 제반 힘의 분산 측면에서도 더욱 유리하다고 하였다. 결론적으로, 임플랜트와 지대주의 연결방식 중 내측연결 시스템에선 지대주의 연결형태에 따른 지지골, 고정체, 지대주, 지대나사에 응력이 발생되는 양상은 차이가 있었으며, 응력의 분포 양상은 대체로 지대주 core와 접촉되는 고정체의 내부를 따라서 응력이 넓게 분산되는 경향을 가졌다. 내측연결 시스템에서 연결 접촉부 사이에 공간이 없는 능동적인 friction-fit joint와 연결 접촉부 사이에 약간의 공간이 존재하고 연결이 수동적인 slip-fit joint에 따라 발생하는 응력분포의 차이의 비교에선 friction-fit joint의 경우가 slip-fit joint의 경우 보다 지지골, 고정체, 지대주, 지대나사에 걸리는 응력의 크기는 컸다. 그러나 실제 임상에서 이러한 응력의 크기의 차이가 어떻게 영향을 미칠 수 있는지에 관하여서는 계속적인 더 많은 연구가 필요하리라고 사료된다.

Ⅳ. 결 론

임플랜트와 지대주의 연결방식 중 내측연결 시스템에서 friction-fit joint (Astra; Model 1) 또는 slip-fit joint (Frialit-2; Model 2)의 연결 형태에 따른 3차원 유한요소분석을 통하여 중심와에서 수직방향의 수직하중조건 A, 중심교두정에서 15° 내측경사 방향의 경사하중 B, 중심교두정에서 30° 외측경사 방향의 경사하중 C를 부여하여 지지골, 고정체, 지대주 및 지대나사에 작용하는 응력을 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 경사하중인 하중조건 B, C의 경우에 응력이 대체로 증가 되며 특히 교두정에 바깥쪽으로 경사하중이 걸리는 하중조건 C의 경우에 가장 높은 응력이 발생됨을 볼 수 있다. 또한 치밀골에서의 응력은 크게 나타나나 해면골에서의 응력의 크기는 작았다.
2. 하중조건에 관계없이 임플랜트 고정체 상부와 접촉하는 치밀골에 높은 하중이 걸리고 있으며, 해면골에는 아주 작은 하중이 걸렸다. 하중이 많이 걸리는 치밀골의 위치에서 응력을 비교해 보면 Model의 조건에 따라서는 Model 1의 경우가 Model 2의 경우보다 골에 걸리는 응력이 대체로 컸다.
3. 고정체에서 응력의 분포 양상은 대체로 지대주 post와 접촉되는 고정체의 내부를 따라서 응력이 넓게 분산되어 있었고, 하중조건에 관계없이 모두에서 Model 1의 경우가 Model 2의 경우보다 응력이 크게 걸렸다.
4. 지대주에서 응력의 분포 양상은 대체로 경사하중인 B, C의 경우엔 응력이 지대주의 경부 및 지대주 post 부위에 큰 응력이 집중되는 양상을 보이며, 지대주의 core 하부 쪽으로 응력이 분산되고 있었고, 하중조건에 관계없이 모두에서 Model 1의 경우가 Model 2의 경우보다 응력이 크게 걸렸다.
5. 하중조건에 관계없이 Model 1, 2 모두는 내측연결의 경우이므로 대체로 지대주 post와 접촉되는 고정체의 내부를 따라서 응력이 넓게 분산 되므로서 지대나사에는 응력이 비교적 적게 걸렸다. 지대나사에 걸린 응력의 크기에선 하중조건에 관계없이 모두에서 Model 1의 경우가 Model 2의 경우보다 응력이 크게 걸렸다.
6. 내측연결 시스템에선 응력이 지대주 post를 통하여 임플랜트로 직접 전달되는 경향을 가졌다. 특히 지대주와 고정체가 긴밀히 접촉하는 friction-fit 구조인 Model 1의 경우가 slip-fit 구조인 Model 2의 경우에 비해 더 큰 응력이 지지골, 지대주, 고정체, 지대나사에 걸렸다.

결론적으로, 임플랜트와 지대주의 연결방식 중 내측연결 시스템에선 지대주의 연결 형태에 따라 지지골, 고정체, 지대주, 지대나사에 응력이 발생되는 양상은 차이가 있었으며, 응력의 분포 양상은 대체로 지대주 post와 접촉되는 고정체의 내부를 따라서 응력이 넓게 분산되는 경향을 가졌다. 내측연결

시스템에서 연결 접촉부 사이에 공간이 없는 능동적인 friction-fit joint와 연결 접촉부 사이에 약간의 공간이 존재하고 연결이 수동적인 slip-fit joint에 따라 발생하는 응력분포의 차이의 비교에선 friction-fit joint의 경우가 slip-fit joint의 경우 보다 지지골, 고정체, 지대주, 지대나사에 걸리는 응력의 크기는 컸다. 그러나 실제 임상에서 이러한 응력의 크기의 차이가 어떻게 영향을 미칠 수 있는지에 관하여서는 계속적인 더 많은 연구가 필요하리라고 사료된다.

참 고 문 헌

1. Kirsch A, Neuendorff G, Ackermann KL, Nagel R, Durr W. Camlog connection: Requirements for a reliable implant prosthetic treament concept; tooth for tooth restoration. Quintessenz 1999; 50:1-18.
2. Dan ET, William RL. Tissue-integrated prostheses complication. Int J Oral Maxillofac Implants 1992; 7:477-484.
3. Jemt T et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement. A 1-year report from a multicenter prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 1991; 6:29-36.
4. Levine RA, et al. A multicenter retrospective analysis of ITI implant system used for single-tooth replacements: Preliminary results at six or more months of loading. Int J Oral Maxillofacial Implants 1997; 12: 237-242.
5. Merz BR. Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection. An 8-degree taper compared to a butt joint connection. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15: 519-526.
6. Chung KM, Chung CH, Jeong SM. Finite element analysis of implant prostheis according to platform width of fixture. J Korean Acad Prosthodont 2003; 41:674-688.
7. Matsushita Y, Kithoh M, Mizuta K, Ikeda H, Suetsugu T. Two-dimentional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. J Oral Implantol 1990; 16:6-11.
8. Morimoto K, Kihara A, Takeshita F, Suetsugu T. An experimental study on the tissue compatibility of the titanium blade-vent implant coated with HAP-alumina in the semi- functional state. J Oral Implantol 1987; 13:387-401
9. Kim NH, Chung CH, Son MK, Back DH. A study on the fit of the implant-abutment-screw interface. J Korean Acad Prosthodont 2003; 41:503-518.
10. Haraldson T, Zarb GA. A 10-year follow-up study of the masticatory system after treatment with osseointegrated implant bridges. Scand J Dent Rec 1988; 96:243-252.
11. Lum LB, Osier J.F. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: An analysis using statics. Part one: Horizontal loading. J Oral Implantol 1992; 18:343-348.
12. Holmes DC, Grigsby WR, Goel VK, Keller JC. Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with polyoxymethylene or titanium intramobile element: A finite element stress analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1992; 7:450-458.
13. Patterson EA, Burguete RL, Thoi MH, Johns RB. Distribution of load in an oral orosthesis system: an in vitro study. Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10:552-560.
14. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1989; 4:241-247.
15. Rangert B, Krogh PHJ, Langer B, van Roekel NB. Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10:326-334.
16. Rangert B, Enouard F, Arnoux JP, Sarment DP. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. Int J Oral Maxillofac Implants 1997; 12:360-370.
17. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. J. Oral Implantol 1991; 17:126-131.
18. Weinberg LA. Force distribution in splinted anterior teeth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1957; 10:484-494.
19. Weinberg LA. Force distribution in splinted posterior teeth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1957; 10:1268-1276.
20. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant- supported prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 8:19-31.
21. 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 1993; 2:183-189.
22. Jemt T, Lekholm U, Grondahl K. A 3-year follow-up study of early single implant restorations ad modem

Brånemark. Int J Oral Perodont Rest Dent 1990; 10: 340-349.
23. Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutive placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1992; 7:40-44.
24. Mollersten L, Lockowandt P, Linden LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: An in vitro test. J Prosthet Dent 1997;78:582-591.
25. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. J Prosthet Dent 1999; 82:436-440.
26. Akca K, Cehreli MC, lplikcioglu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant abutment complex of a reduced diameter morse taper implant: a nonlinear finite element stress analysis, Clinical Oral Implants Research 2003;14:444-455.
27. Akca K, Iplikcioglu H. Evaluation of the effect of the residual bone angulation on implant-supported fixed prosthesis in mandibular posterior edentulism. PartⅡ: 3-D finite element stress analysis. Implant Dent 2001; 10:239-245.
28. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. Clin Oral Implants Res 1997; 8:290-298.
29. Norton MR. Assessment of cold welding properties of internal conical interface two commercially available implant system. J Prosthet Dent 1999; 81:159-166.
30. Norton MR. In vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems.. J Prosthet Dent 2000; 83:567-571.
31. Sutter F, et al. The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants : Part 1. Engineering and design. Int J Oral Maxilofac Implant. 1988; 3:161-172.
32. Sutter F, Webber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. Int J Perodont Rest Dent 1993; 13:409-431.
33. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. J Prosthet Dent 1995; 73:36-43.
34. Krennmair G. Schmidinger S, Waldenberger O. Single-tooth replacement with frialit-2 system: A retrospective clinical analysis of 146 implants. Int J Oral Maxilofac Implanst. 2002; 17:78-85.

Reprint request to: Dr. Chae-Heon Chung, Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University 421, Seosuk-Dong, Dong-Gu, Gwangju, 501-825, Korea jhajung@mail.chosun.ac.kr