

임플란트 고정체의 platform의 크기에 따른 유한요소법적 응력분석

조선대학교 치과대학 보철학교실, 이화여자대학교 의과대학 치과학교실 보철과*

정경민 · 정재현 · 정승미*

I. 서 론

골 유착 임플란트는 부분 또는 완전 무치악 환자에서 성공률이 아주 높은 믿을만한 치료 방법으로 인정받아왔다. 그러나 높은 예견성과 성공률에도 불구하고 합병증이나 실패도 많이 보고되고있는데 임플란트는 특수한 환경인 구강 내에 식립되어 치아의 역할을 대신하여 기능 하는 동안 정하중 및 동하중을 계속 복합적으로 받게되므로 생역학과 관련하여 많은 문제점이 발생할 수 있기 때문이다. 반복된 교합압으로 인한 국소적 응력 집중은 임플란트의 구성성분 및 상부 보철물의 파괴, 임플란트 주위 지지골의 흡수, 임플란트와 보철물 연결부의 손상, 유치나사의 이완 및 파절, 시멘트의 파괴를 야기 시킬 수 있다.

특히 골질이 불량한 부위나 골량이 불충분한 부위에서는 이러한 실패의 가능성이 더욱 높게된다.¹⁻⁴⁾ 그러므로, 최근에는 넓은 직경의 임플란트가 개발되어 넓은 골 유착 면적을 얻고, 임플란트 고정체의 초기안정을 얻고 있다. 넓은 직경의 임플란트는 골과 임플란트의 접촉면적을 증가시킴으로서 응력 분산면에서 표준 직경을 갖는 임플란트 보다 우수하다고 알려져 있다.⁵⁻⁷⁾ 이러한 넓은 직경의 임플란트의 적응증으로는 골질이 불량한 부위, 골의 높이가 부적절한 부위, 과도한 부하를 받는 부위, 골유착이 안 된 고정체 또는 파절 된 고정체의 즉각적인 교체 등이며 그 외에도 심미적 요구도가 높은 전치부의 경우 넓은 직경의 임플란트를 사용할 때 실제 치근의 직

경과 비슷하기 때문에 자연감을 증가시킬 수 있다. 따라서 이러한 여러 가지 장점을 갖는 넓은 직경의 임플란트가 임상에서 많이 사용되고 있는 추세이다.

그러나, 넓은 직경의 임플란트 사용의 경우에는 협설측의 cortical bone에 맞물려 bicortical stabilization을 얻을 수 있어야 하며, 충분한 골이 확보되지 않을 경우에는 오히려 실패의 비율이 더 증가할 수도 있으며, Renouard 등⁸⁾ 은 직경 5.0-mm의 넓은 직경의 임플란트를 사용하기 위해서는 최소 7-mm의 폭이 필요하다고 하였다. 따라서, 치조골의 폭이 적은 경우에는 넓은 직경의 임플란트(wide fixture)를 사용하는 것이 실제로는 유용한 골 지지를 얻기 어려우므로 실패의 경우도 증가할 수 있으며 또한 움푹하게 꺼진 골 형태를 갖거나 골 폭이 좁은 경우에 넓은 직경의 임플란트를 시술하기에는 외과적으로 많은 어려움이 따르게 된다. 따라서, 최근에는 상악전치 부위의 골이 움푹하게 꺼진 경우, 좁은 치조제, 발치 후 즉시 발치와 등에 적절히 임플란트를 위치시키면서 초기 고정과 보철 수복시의 치관의 적절한 크기를 부여로 심미성을 얻을 수 있는 wide platform(prosthetic seating surface)의 고정체가 보급되어 임상에서 이용되고 있다.

대부분의 임플란트 고정체는 전 길이를 통해서 평행하거나 원통의 형태(cylinder shape)를 갖는다. 이러한 표준형태에 대한 변형으로서 첨형(tapered shape)의 임플란트가 즉시 발치 증례에서 또는 해부학적 제한으로 이상적인 외과 및 보철 치료 계획을

*이 논문은 2002년도 조선대학교 연구보조비의 지원에 의하여 연구 되었음.

변경시켜야 하는 증례 에서 유용하게 사용될 수 있다. 따라서 본 연구에서는 표준형 임플란트, 그리고 표준형 임플란트와 길이는 같으나 platform이 넓으며 고정체의 형태는 점차로 침형을 이루는 임플란트를 유한요소 모형 화하여 여러 하중 조건하에서 응력을 비교, 분석하였다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 연구재료

1) 유한요소 모델의 설계

본 연구에서는 하악골의 제1대구치 부분에 임플란트를 식립하여 보철 수복한 경우를 연구모델로 하였다. 하악 제1대구치를 중심으로 하악골을 근원심으로 2cm 폭경을 갖도록 수직 절단한 후, 이를 1mm 간격으로 수직 방향에서 전산화 단층 촬영을 하여 20개의 촬영된 단면을 얻었고, 이 단면들의 평면형태를 환등기로 비추어 모눈종이 상에서 사도(tracing)하여 미리 부여한 좌표원점을 기준으로 3차원 좌표값을 산출하여 삼차원 유한요소모형을 형상화하는데 이용하였다.

본 모델링에서는 지지골, 해면골, 임플란트 고정체, 지대주 나사, 나사, 상부치관, 나사산 입구를 채운 콤포지트 레진으로 나누어 구성하였다. 골 구조 중 외부는 2mm의 두께를 갖는 치밀골로 처리하였고^{9,10)} 그 내부는 모두 해면골로 처리하였다. 임플란트 고정체의 매식 깊이는 첫 번째 나사산이 상단 피질골과 해면골의 경계부위에 위치하도록 하였고, 모

형화에 사용된 임플란트 고정체 및 지대주 나사의 나사산은 모두 편의상 수직축에 대칭으로 처리하였으며, 모든 경우에 대하여 동일한 지대나사를 사용하였으며, 임플란트 고정체는 골과 완전히 골 유착된 것으로 가정하였다. 실제로는 치밀골 및 해면골은 이방성이나 유한 요소법(Finite Element Method)을 이용한 응력 분석법은 모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해 모형의 물리적 특성은 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성(homogeneity), 재료의 특성이 3방향으로 모두 동일하다는 등방성(isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위 정도에는 무관심하다는 선형탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다. 그리고 실험은 단일치아 임플란트 수복물 모형에서 행한 것으로 하였다. Fig. 1.은 표준형 모형(실험1군)의 구성과 그 수치를 보여주고 있으며 Fig. 2는 그 유한요소 모형을 보여주고 있다.

2) 실험모형

본 연구에서 사용된 임플란트 고정체의 platform의 크기와 형태의 차이에 따라 두 가지의 실험모형으로 구분하였다. 실험모형 1은 임플란트의 직경이 4.0mm이고 길이가 11.5mm로서 platform의 직경은 4.1mm인 표준형의 경우(Fig. 3)로 하였으며, 실험모형2는 platform의 직경이 5mm이고 임플란트의 직경은 상단부는 4.0mm이며 점차로 치근단은 3.25mm로 침형을 이루며 길이는 표준형과 마찬가지로인 11.5mm로 하였다(Fig. 4).

각각의 실험모형별로 보다 정확한 비교를 위하여

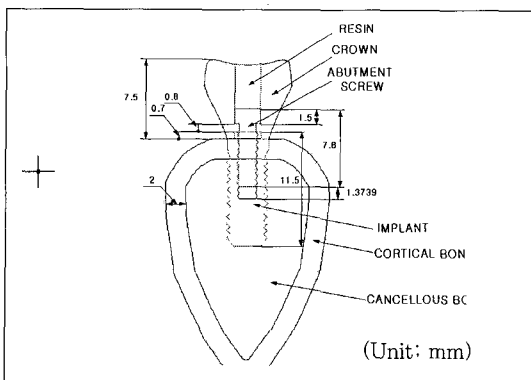


Fig. 1. Schematic representation in Model 1.

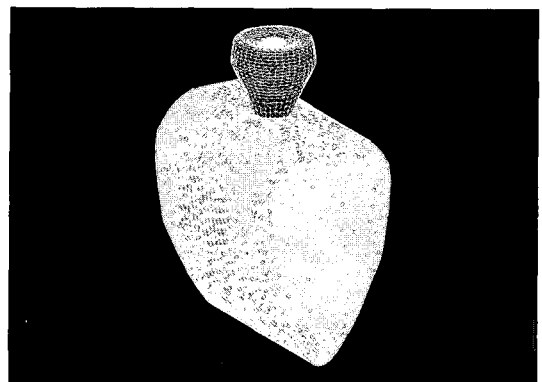


Fig. 2. Three-dimensional finite element in Model 1.

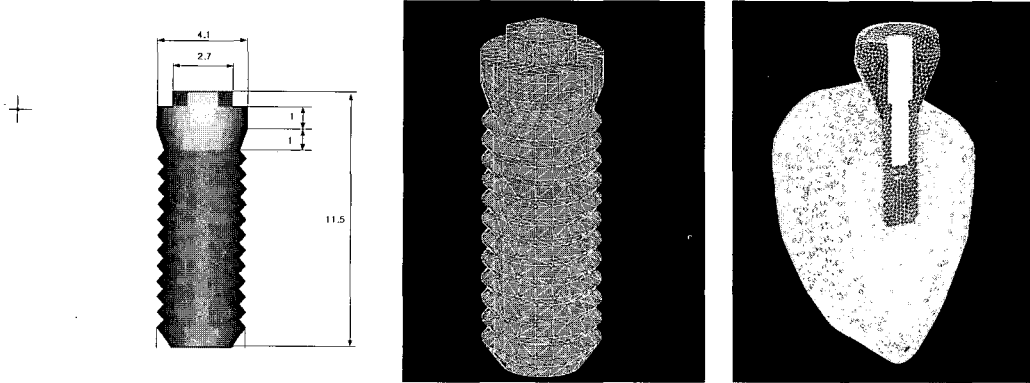


Fig. 3. Schematic representation of implant in Model 1(Unit: mm) and finite element Model 1.

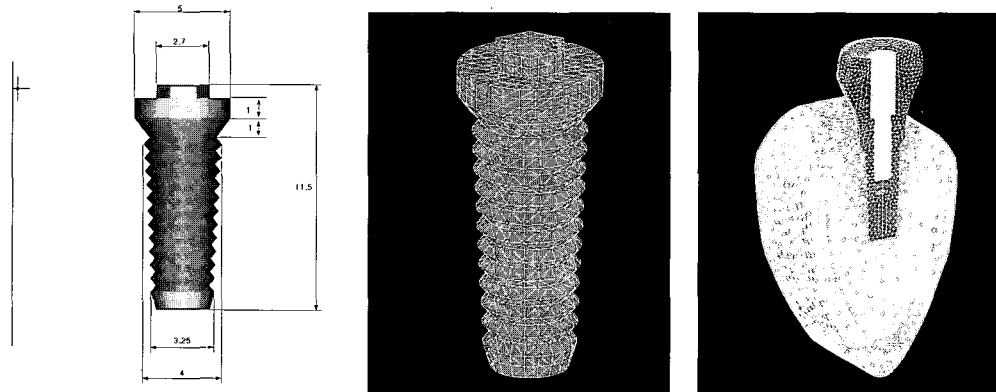


Fig. 4. Schematic representation of implant in Model 2 (Unit: mm) and finite element Model 2.

Table I. The number of nodes and elements in this study

Model	Number	
	Node	Element
1	10,201	50,372
2	10,847	50,768

유한요소 격자를 차이가 많이 나지 않게 나누었다 (Table I).

3) 하중조건 및 경계조건

저작은 수직력과 경사력을 발생시키므로 본 연구에서는 하중조건 A는 치관 중심와(central fossa)에 200N^{11,12)}의 수직하중이 작용하도록 하였고, 하중조건 B는 치관 중심와(central fossa)에 있는 나사산 입구를 채운 콤포지트 레진부위에 하중이 가해지는 것

을 피하기 위하여 레진을 벗어난 바로 바깥 부위의 금교합면 위에 200N의 수직하중(vertical force: 0°)이 작용하도록 하였으며, 하중조건 C는 협측교두(buccal cusp)에 치아의 중심에서 바깥쪽으로 200N의 30° 경사하중이 작용되도록 하였다(Fig. 5, Fig. 6).

경계조건 (boundary condition)으로는 하악골의 양쪽 모서리 부분의 절단면부분을 U_x , U_y , U_z 방향을 모두 구속하였고, 보철물과 임플란트 및 주변 골조직에서 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: ν)는 선학들의 자료를 참고하여 이용하였다 (Table II).¹³⁾

2. 연구방법

1) 유한요소 응력분석

본 연구에서 삼차원 유한요소분석 프로그램인 NISA / DISPLAY IV (Version 10.0, Engineering

Mechanics Research Corporation, USA)을 이용하여 산출되는 여러 가지 응력값 중에서 유효응력(von Mises stress)을 기준으로 각 실험군에서의 응력 분포를 비교 분석하였다. 결과는 전체응력의 분포상태와 최대응력 집중부를 식별하기 위해 유효응력(von-

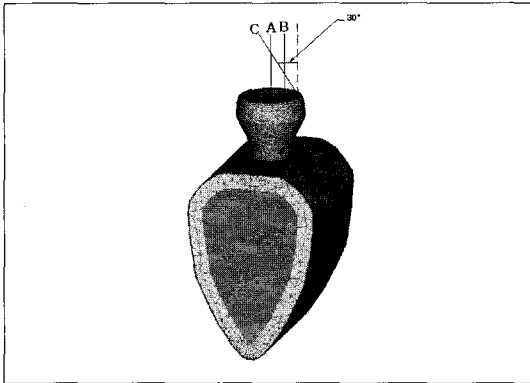


Fig. 5. Three loading direction of loading condition A, B, C.

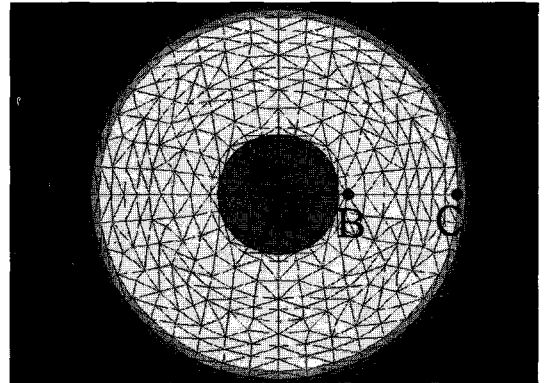


Fig. 6. Three loading point of loading condition A, B, C.

Table II. Material Properties in this study

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

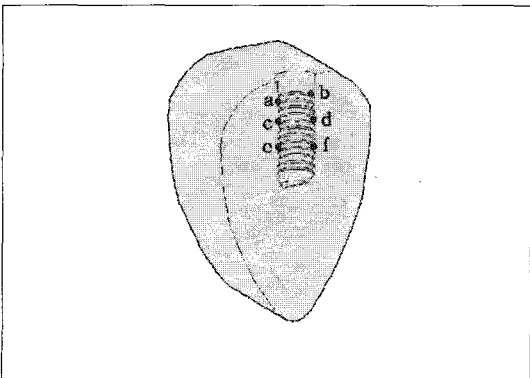


Fig. 7. The reference points in supporting bone in Model 1.

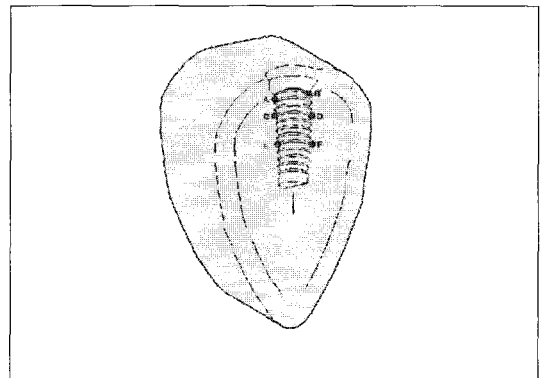


Fig. 8. The reference points in supporting bone in Model 2.

Mises stress)을 기준으로 응력의 크기에 따라 색도로 표시하였다. 각 모형간의 비교를 위해 6개의 참고점(reference point)을 정하고(Fig. 7, 8), 세가지 하중조건 하에서 각 실험모형별로 발생하는 유효응력(von-Mises stress)을 비교 분석하였다.

Ⅲ. 연구성적

1. 모형 전체의 응력 분석

임플란트 고정체의 platform의 크기 및 형태의 변화에 따른 각 실험모형의 하중조건 하에서의 협설로 절단한 전체 구성부에 발생한 von Mises 응력은 다음과 같다(Fig. 9).

수직하중이 중심와에 가해진 하중조건 A에서의 Model 1, 2의 경우 모두에서 임플란트 보철의 장축에 응력이 고르게 분산되는 양상을 보이며, 수직하중이 중앙 screw hole에서 약간 바깥쪽에 가해진 하중조건 B에서는 약간의 굽힘력이 걸려 약간 편측으로 치우치는 응력양상을 보이며, 경사하중이 교두정에 가해진 하중조건 C의 경우에서는 더 큰 굽힘력이 걸려 높은 집중응력이 편측에 치우쳐 걸려 있으므로 좌우측에 인장력과 압축력이 많이 걸려 있는 양상을 보인다. 또한 치경부에 대체로 높은 응력이 걸려 있음을 알 수 있다.

이는 하중조건에 있어서는 중심와에서 벗어난 하중조건 B, C의 경우에 응력이 증가 되며 특히 교두정에 경사하중이 걸리는 하중조건 C의 경우에 가장 높은 응력이 발생됨을 볼 수 있다.

2. 각 구성부에 응력 분석

임플란트 고정체의 platform의 변화에 따른 각 실험모형의 하중조건 하에서의 치관부, 지지골, 고정체, 지대나사에 나타나는 각각의 응력은 다음과 같다.

1) 치관부에서의 응력(Fig. 10 및 Table IV)

Fig. 10에서 보는 바와 같이 치관부에서의 응력 양상은 하중조건에 관계없이 Model 1, 2의 경우 모두에서 하중이 가해진 부위에 가장 큰 응력이 집중되며 아울러 고정체와 연결되는 치관부의 경부에 비교적 큰 응력이 많이 걸리고 있고, 하중이 가해진 부위

에 걸리는 응력의 크기는 Model 1의 경우가 Model 2의 경우에 비해 더 크다.

2) 고정체에서의 응력(Fig. 11 및 Table IV)

고정체에서의 응력양상은 하중조건에 관계없이 Model 1, 2의 경우 모두에서 치밀골과 접촉되는 고정체 상단부에 응력이 집중되는 양상을 보이며 또한 굽힘력이 걸리는 하중조건 B, C의 경우에 편측으로 높은 응력이 집중되는 양상을 보인다.

응력이 집중된 부위의 응력의 크기에 있어서, 모든 하중조건에서 표준형인 Model 1의 경우가 wide platform인 Model 2의 경우보다 더 응력이 걸리고 있다.

3) 지지골에서의 응력(Fig. 12 및 Table III)

Fig. 12에서 보는 바와 같이 지지골에서의 응력양상은 하중조건에 관계없이 Model 1, 2의 경우 모두에서 지지골 상부 즉 임플란트 고정체 상부와 골 접촉부인 치밀골에 응력이 집중되는 양상을 보이며 그 하부 해면골에서는 그리 큰 응력이 걸리지 않음을 알 수 있다. 또한 굽힘력이 걸리는 하중조건 B, C의 경우에는 편측으로 높은 응력이 집중되고 있다.

Table III에서 보는 바와 같이 대체로 Model 조건 및 하중 조건에 관계없이 치밀골(reference a,b)에 높은 하중이 걸리고 있으며 해면골(reference c, d 및 e, f)에는 아주 작은 하중이 걸리고 있다. 하중이 많이 걸리는 치밀골 a, b의 위치에서 응력을 비교해 보면 Model 조건에 따라서는 wide platform이며 첨형인 Model 2의 경우가 표준형인 Model 1의 경우에 비해 더 적은 응력이 걸리나, 해면골(reference c, d 및 e, f)의 위치에서는 오히려 Model 2의 경우가 Model 1의 경우에 비해 약간 더 큰 응력이 걸리고 있다.

4) 지대나사에서의 응력(Fig.13 및 Table IV)

지대나사에서의 응력양상은 Model 1, 2의 경우 모두에서 나사의 중간 부분에 응력이 집중되는 양상을 보이며 특히 굽힘력이 걸리는 하중조건 B, C의 경우에 나사의 중앙 부위에 높은 응력이 집중되고 있으나 하중조건 B의 경우에는 하중이 가해진 나사의 편측에 더 높은 응력이 집중되고 있고 하중조건 C의 경우에 나사의 중앙 부위에 양측으로 높은 응력이 집중되고 있는데 이는 굽힘력에 의한 나사 중앙부에 높은 인장과 압축이 걸리기 때문인 것 같다. 특히 응

Table III. von Mises stresses on the reference points in bone in Model 1, 2 under loading condition A, B, C (Unit: Mpa)

Model	Reference point	Load point					
		a	b	c	d	e	f
Model 1	A	9.324871	9.324871	2.618619	2.618619	1.498001	1.498001
	B	8.126508	26.73356	1.077232	6.306399	0.4047632	2.592066
	C	80.55371	96.66421	16.84747	21.37361	4.624269	7.216055
Model 2	A	7.059109	7.059109	3.175594	3.175594	2.706572	2.706572
	B	5.68179	19.77180	1.869406	8.21554	0.4882734	4.948550
	C	57.51923	69.75237	22.87208	28.31256	9.4591772	14.13427

Table IV. Maximum von Mises stress in the bone, fixture, and screw

(Unit: Mpa)

Model	Location	Loading condition								
		Bone			Fixture			Screw		
		A	B	C	A	B	C	A	B	C
Model 1		10.28	27.63	106.3	13.57	31.02	123.2	12.79	26.76	84.05
Model 2		10.69	21.25	75.03	11.79	21.25	75.03	10.64	20.40	61.49

력이 집중된 부위의 최대응력의 크기에 있어서, 모든 하중조건에서 표준형인 Model 1의 경우에 가장 높은 응력이 걸리고 있으며 wide platform이며 침형인 Model 2의 경우에는 더 작은 응력이 걸리고 있다.

3. 각 구성부에 최대응력

지지골, 고정체, 지대나사에 걸리는 von Mises stress의 최대치는 Table IV와 같다.

IV. 총괄 및 고안

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 유한 요소법을 통하여 임플란트 고정체의 platform의 크기와 형태의

차이에 따라 두 가지의 실험모형에서 응력을 분석, 비교하고자 하였다. 실험모형 1은 임플란트의 직경이 4.0mm이고 길이가 11.5mm로서 platform의 직경은 4.1mm인 표준형의 경우(Fig. 3)로 하였으며, 실험모형2는 platform의 직경이 5mm이고 임플란트의 직경은 상단부는 4.0mm이며 침차로 치근단은 3.25mm로 침형을 이루며 길이는 표준형과 마찬가지로 11.5mm로 하여 여러 하중 조건하에서 응력을 분석하였다.

임플란트 직경 및 형태의 선택은 골량, 보철의 기능 및 심미 등과 관련하여 고려하여야 한다. 일반적인 임플란트 식립체를 변형시킨 넓은 직경의 임플란트가 골과 임플란트의 접촉면적을 높이기 위해 개발되었고, 이러한 넓은 직경의 임플란트 사용의 적응증은 골질이 불량한 부위, 골의 높이가 부적절한 부위, 과도한 부하를 받는 부위, 골유착이 안된 식립체의 즉각적인 교체, 파절된 식립체의 즉각적인 교체, 심미적 요구도가 높은 부위 등이다.⁵⁾ 또한 넓은 직경의 임플란트는 악골의 후방부에서 사용은 물론 단일 소구치 또

는 단일 대구치의 수복에 사용이 제시되고 있으나 장기간의 임상적 예후는 아직 불확실하다 하였다.⁶⁾

종종 넓은 직경의 임플란트를 사용하기 위해서는 협설로 더 넓은 치조골이 필요하다. 치조골의 폭이 좁은 경우에는 넓은 직경의 임플란트를 사용하는 것이 실제로는 유용한 골 지지를 얻기 어려우며, 또한 피질골이 매우 얇은 경우에는 넓은 직경의 임플란트가 골의 일부를 손상시켜 골 소실을 유발할 수 있다고 하였다. 그러므로 Renouard 등⁸⁾은 직경 5.0-mm의 넓은 직경의 임플란트를 사용하기 위해서는 최소 7-mm의 폭이 필요하다고 주장한 바 있다.

한편, 보철물과 관련해서 임플란트의 상부가 너무 좁으면 고정체-치대주 계면에 생역학적 과하중이 걸릴 수 있으며 이로 인해 보철 계면의 이개, 나사의 이완 또는 파절 등을 야기할 수 있다.^{14,15)} 따라서 움푹 꺼진 골, 좁은 치조제 등과 같은 해부학적 제한을 갖는 경우에는 침형을 이루며 넓은 platform을 갖는 임플란트가 임상에서 널리 이용되고 있다. 넓은 platform을 갖는 임플란트 상부는 치경부에서의 치밀골과의 긴밀한 접촉으로 큰 초기 고정을 얻을 수 있으나 이와 관련한 실험적 응력의 분석은 아직 미비한 실정이었다.

Rangert 등²⁰⁾이 임플란트 지지 보철물에 작용되는 교합력이 비수직 하중으로 작용하면 굽힘 모멘트(bending moment)를 야기하여 임플란트에 높은 응력을 발생시키며 생물학적으로 불리한 반응을 야기한다 한 바와 같이, 본 연구(Fig. 9-13)에서도 수직하중이 중심외에 가해진 경우는 임플란트 보철의 장축에 응력이 고르게 분산되는 양상을 보이나, 수직하중이 중앙 나사공에서 약간 바깥쪽에 가해진 경우에는 약간의 굽힘력이 걸려 약간 편측으로 응력이 치우치는 응력 양상을 보이고, 교두에 경사하중이 가해진 경우에는 더 큰 굽힘력이 걸려 높은 인장력과 압축력이 양측에 치우쳐 걸려 있는 것을 보여 줌으로써, 가능하다면 임플란트 보철에서의 교합 하중의 방향이 고정체의 장축을 향하도록 유도하는 것이 생역학적으로 유리하리라고 사료된다.

Fig. 9 및 Table III에서 보는 바와 같이 지지골에서의 응력양상은 하중조건 및 platform의 크기 등의 조건에 관계없이 임플란트 고정체 상부와 골 접촉을 이루는 치밀골에 응력이 집중되는 양상을 보이며 그 하부 해면골에서는 그리 큰 응력이 걸리지 않음을

알 수 있는데, 이는 Lum 등^{12,17,18)}, Matsushida 등⁹⁾의 유한 요소법 연구에서도 수직 및 측방 하중 시에 치밀골에서의 응력이 해면골에서의 응력 보다 일반적으로 더 크게 나타나며 또한 임플란트의 경부 주위의 치밀골에 주로 응력 집중이 나타남을 보여주어 본 연구와 같은 결과를 보여주었다. 또한 Borchers 등¹⁹⁾은 교합력은 우선적으로 치조정 골에서 분산된다 하였고, Clelland 등²⁰⁾은 피질골 치조정에서 응력이 최대로 집중되며 피질골 층이 두꺼울수록 응력이 감소된다고 하였다. 또한 허 등⁵⁾, Langer 등²¹⁾, Lum 등^{12,17,18)} Matsushida 등⁹⁾은 유한요소 분석법을 이용해서 서로 다른 직경의 임플란트가 치조골 내에서 응력 분포에 미치는 영향을 분석하였는데 치밀골 내의 응력은 임플란트의 직경이 증가됨에 따라 감소되었다고 하여 직경이 큰 임플란트가 응력의 분산 관점에서는 유리하다고 제안하였고 Boggan 등²²⁾ 도 platform이 증가되면 응력이 감소된다고 한 바와 같이, 본 연구 결과인 Table III에서 하중이 많이 걸리는 치밀골(reference point: a, b)의 위치에서 응력을 비교해 보면, Model 조건에 따라서는 wide platform인 Model 2의 경우가 표준형인 Model 1의 경우에 비해 적은 응력이 걸리므로 가능하다면 wide platform을 갖는 고정체를 사용하여 치밀골과의 접촉면을 늘리는 것이 역학적으로 유리하다고 사료된다.

Lekholm 등²³⁾은 임플란트 직경은 임플란트 주위의 응력 집중에 영향을 미치므로 넓은 직경의 임플란트가 부분 무치악에 사용될 때 임플란트의 성공률이 증가된다고 보고하였다. 따라서 넓은 직경의 임플란트는 과도한 교합력이 작용되는 악궁의 후방부에서 요구된다^{17,21)}고 하였다. 그러나 Ivanhof 등²⁴⁾, Minsk 등²⁵⁾은 다양한 임플란트 직경의 사용에 따른 후향적 임상적 보고를 하였는데, 4mm 직경군에서 보다 5mm 직경군에서 더 높은 실패율을 나타냈는데, 그 이유로는 표준 임플란트가 적절하지 않은 것으로 고려되거나 초기 안정성을 얻지 못했을 때 구조용 임플란트로 넓은 직경의 임플란트가 가끔 사용되었기 때문에 성공률이 높지 않았다고 추정하였다.

넓은 platform의 임플란트는 표준 platform의 임플란트 보다 치조정에서 더 큰 면적의 골 접촉을 갖게 되므로 본 연구의 결과에서와 보는 바와 같이 응력 분산에 어느 정도 유리한 면을 보이고는 있으나 악골의 협설 폭경이 한정되어 있는데 무리하게 wide

platform의 고정체를 사용하는 것은 바람직하지 못할 수도 있으므로 임상조건에 따른 적절한 선택이 중요하다. 따라서 넓은 platform의 임플란트의 성공적인 식립에 대한 임상적인 적용을 결정하는데 앞으로 더 많은 연구가 필요하리라고 생각된다.

V. 결 론

임플란트의 platform의 크기 변화에 따른 200N의 수직 및 경사하중에서 3차원 유한요소분석을 통하여 지지골, 고정체, 지대나사에 작용하는 응력을 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 하중조건 및 platform의 크기에 관계없이 임플란트 고정체 상부와 접촉하는 지지골에 높은 하중이 걸리고 있으며, 해면골에는 아주 작은 하중이 걸렸다.
2. 임플란트의 중심축에서 벗어난 하중으로부터 야기되는 굽힘모멘트는 치밀골에 응력 집중을 야기하며, 특히 경사하중에서 가장 높은 응력이 발생하였다.
3. 고정체의 platform이 증가함에 따라 지지골, 고정체, 지대나사에 적은 응력이 걸렸다.
4. 고정체의 platform이 증가함에 따라 보철물의 치관 및 platform에 적은 응력이 걸렸다.

결론적으로, 임플란트 고정체의 platform이 증가함으로써 지지골, 고정체, 지대나사 및 보철물에 걸리는 응력이 감소되는 경향을 보여줌으로써 넓은 platform의 임플란트가 적은 platform의 임플란트에 비해 역학적으로 유리하였다. 그러나 넓은 platform의 임플란트의 성공적인 식립에 대한 임상적인 적용을 결정하는데 향후 더 많은 연구가 필요하리라 사료된다.

참 고 문 헌

1. Albrektsson, T., Brånemark, P.I., Hansson, H.A., Lindström, J.. Osseointegration titanium implants. Requirements for ensuring long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 52: 155-170,1981.
2. Friberg, B., Jemt, T., Lekholm, U.. Early failures in 4641 cosecutively placed Bråne-

- mark dental implants. A study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int. J Oral Maxillofac Implants* 6:142-146,1991.
3. Jaffin, R.A., Berman, C.L.. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone. A 5-year analysis. *J. Periodontol* 62:2-4,1991.
4. Misch, C.E.. Contemporary implant dentistry. 1993 Mosby-Year Book Inc St Louis.
5. Hur, J.K., Chung, C.H., Jeong, S.M.. Finite element analysis of implant prosthesis according to diameter and length of implant fixture. *J. Kor Acad.*
6. Clarizio, L.F.. Techniques for ideal implant placement in the mandibular first molar position. *Compend Contin Educ Dent* 16(8):806-813,1995.
7. Jarvis, W.C.. Biomechanical advantages of wide-diameter implants. *Compend Contin Educ Dent* 18(7):687-696,1997.
8. Renouard, F., Arnoux, J.P., Sarment, D.P.. Five-mm-diameter implants without a smooth surface collar: Report on 98 consecutive placements. *Int. J. Oral Maxillofac Implants* 14:101-107,1999.
9. Matsushita, Y., Kithoh, M., Mizuta, K., Ikeda, H., Suetsugu, T.. Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. *J. Oral Implantol* 16:6-11,1990.
10. 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* 13:387-401,1987.
11. Haraldson, T., Zarb, G.A.. A 10-year follow-up study of the masticatory system after treatment with osseointegrated implant bridges. *Scand J Dent Rec* 96: 243-252,1988.

12. Lum, L.B., Osier, J.F.. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: An analysis using statics. Part one: Horizontal loading. *J. Oral Implantol* 18:343-348,1992.
13. Holmes, D.C., Grigsby, W.R., Goel, V.K., Keller, J.C.. 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* 7:450-458,1992.
14. Kinni, M.E., Hokama, S.N., Caputo, A.A.. Force transfer by osseointegration implant devices. *Int. J. Oral Maxillofac Implants* 1:11-14,1987.
15. Rangert, B., Jemt, T., Jorneus, L.. Forces and moments on Branemak implants. *Int. J. Oral Maxillofac Implants* 4:241-247, 1989.
16. Rangert, B., Krogh, P.H.J., Langer, B., van Roekel, N.B.. Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis. *Int. J. Oral Maxillofac Implants* 10:326-334,1995.
17. Lum, L.B.. A biomechanical rationale for the use of short implants. *J. Oral Implantol* 17:126-131,1991.
18. Lum, L.B., Osier, J.F.. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: An analysis using statics. Part two: Axial loading. *J. Oral Implantol* 18:349-353,1992.
19. Borchers, L., Reichart, P.. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J. Dent Rec* 62: 155-159,1983.
20. Clelland, N.L., Lee, J.K., Bimbenet, O.C., Gilat, A.. Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant. *J. Prosthodont* 2:183-189,1993.
21. Langer, B., Langer, L., Herrmann, I., Jorneus, L.. The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. *Int. J. Oral Maxillofac Implants* 8:400-408,1993.
22. Boggan, R.S., Strong, J.T., Misch, C.E., Bidez, M.W.. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J. Prosthet Dent* 82:436-440,1999.
23. Lekholm, U., van, Steenberghe, D., Herrmann, I.. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: A prospective 5-year multicenter study. *Int. J. Oral Maxillofac Implants* 9:627-635,1994.
24. Ivanoff, C.J., Gröndahl, K., Sennerby, L., Bergström, C., Lekholm, U.. Influence of variations in implant diameters: A 3- to 5-year retrospective clinical report. *Int. J. Oral Maxillofac Implants* 14:173-180,1999.
25. Minsk, L., Polson, A.M., Weisgold, A., Rose, L.F., Baumgarten, H.. Outcome failures of endosseous implants from a clinical training center. *Compend Contin Educ Dent* 17(9): 848-856,1996.

Reprint request to:

Chae-Heon Chung, D.D.S., Ph.D.

Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University
 421, Seosuk-Dong, Dong-Gu, Kwangju, 501-825, Korea
 jhajung@mail.chosun.ac.kr

사진부도 ①

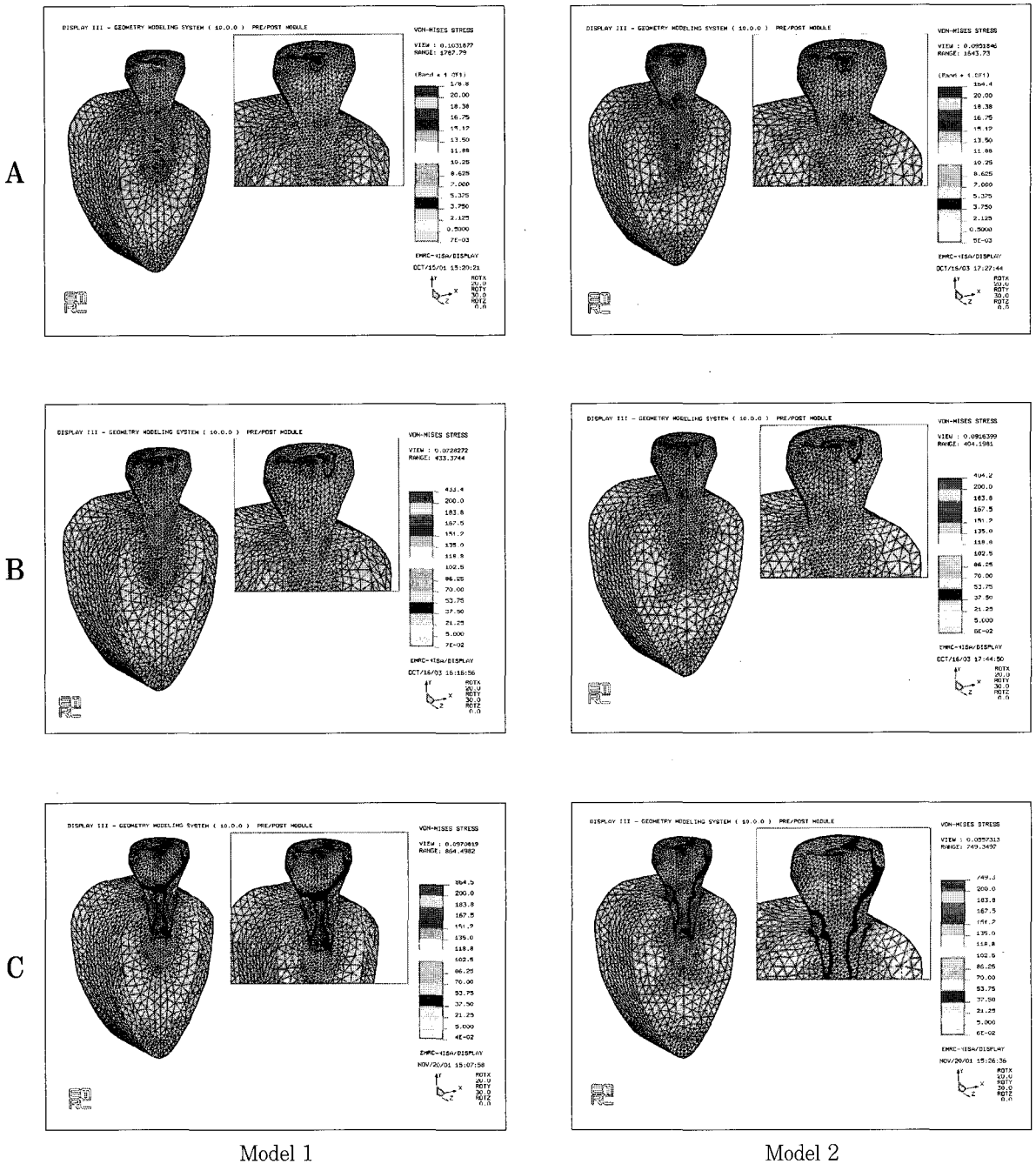


Fig. 9. The stress contours of Model 1, 2 under loading condition A, B, C.

사진부도 ②

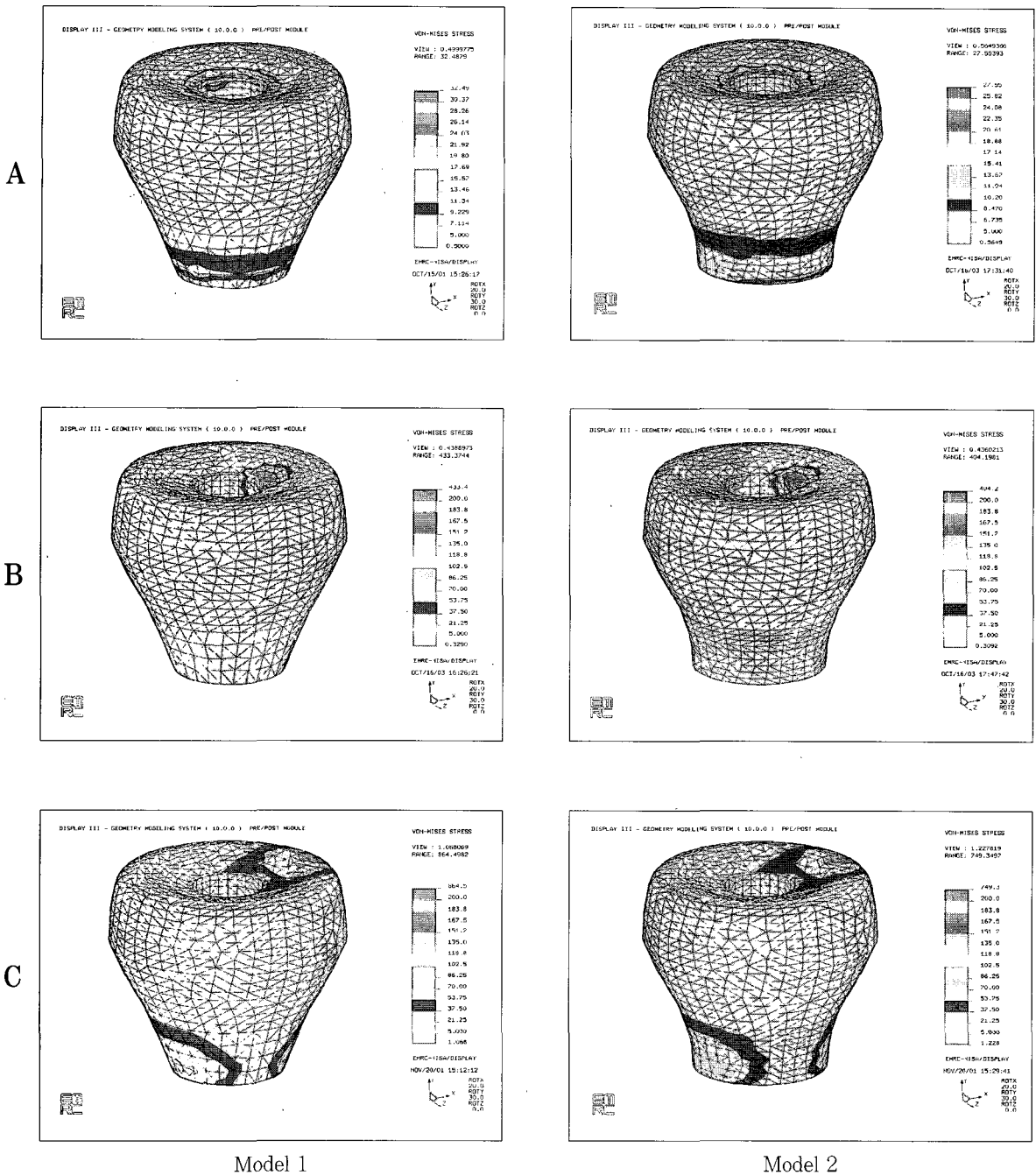


Fig. 10. The stress contour of the crown in Model 1, 2 under loading condition A, B, C.

사진부도 ③

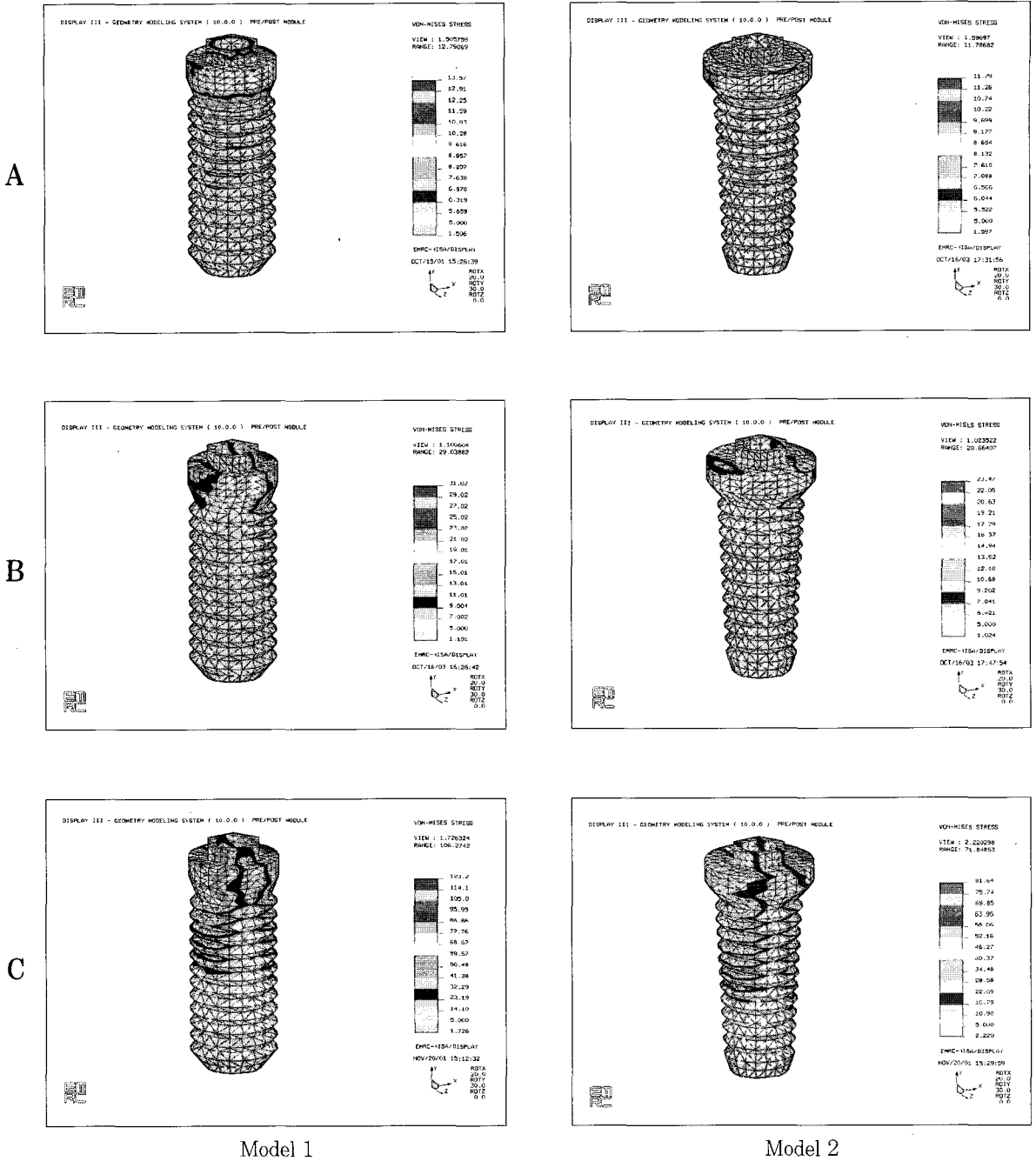


Fig. 11. The stress contour of the fixture in Model 1, 2 under loading condition A, B, C.

사진부도 ④

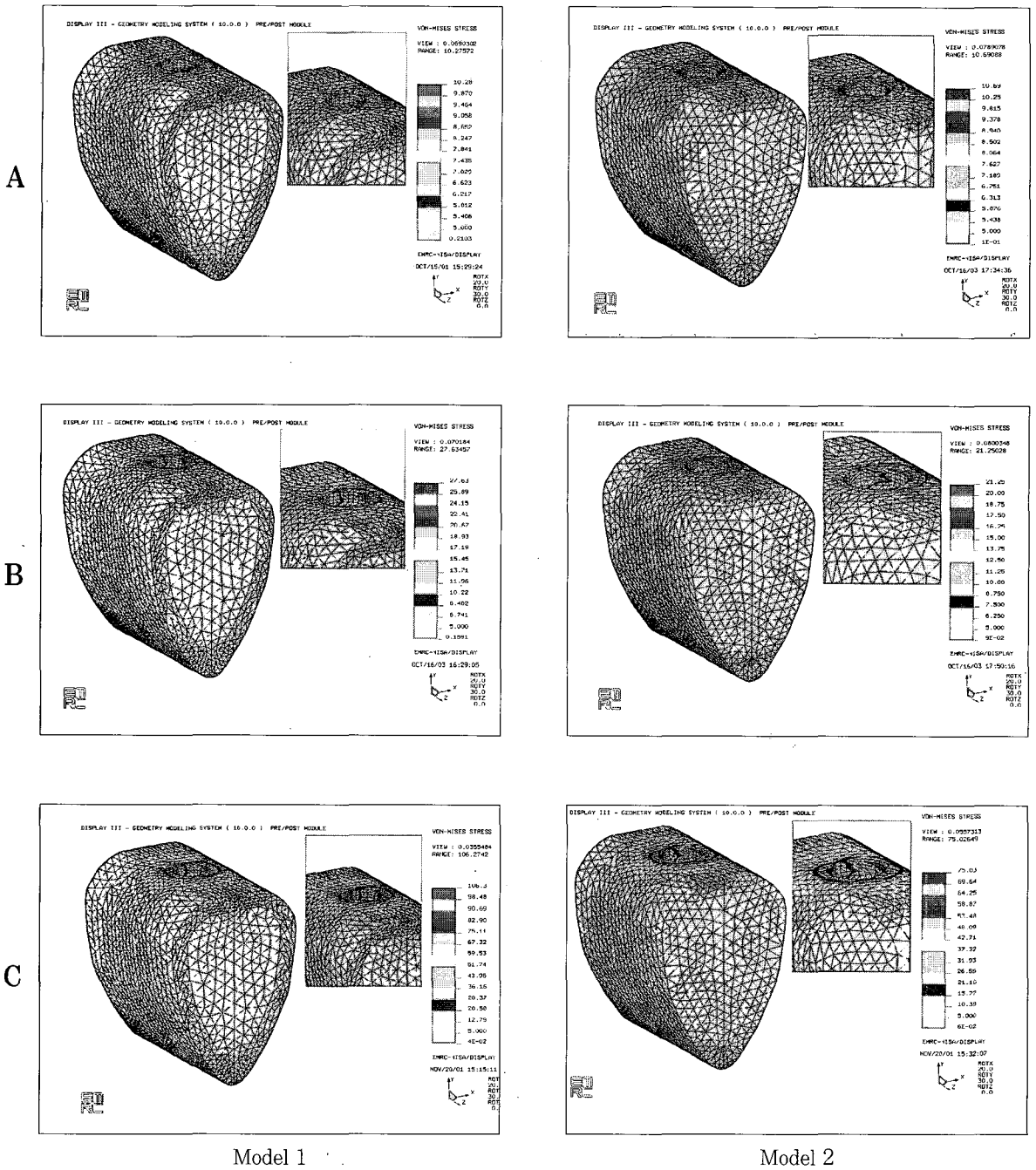


Fig. 12. The stress contour of the supporting bone in Model 1, 2 under loading condition A, B, C.

사진부도 ⑤

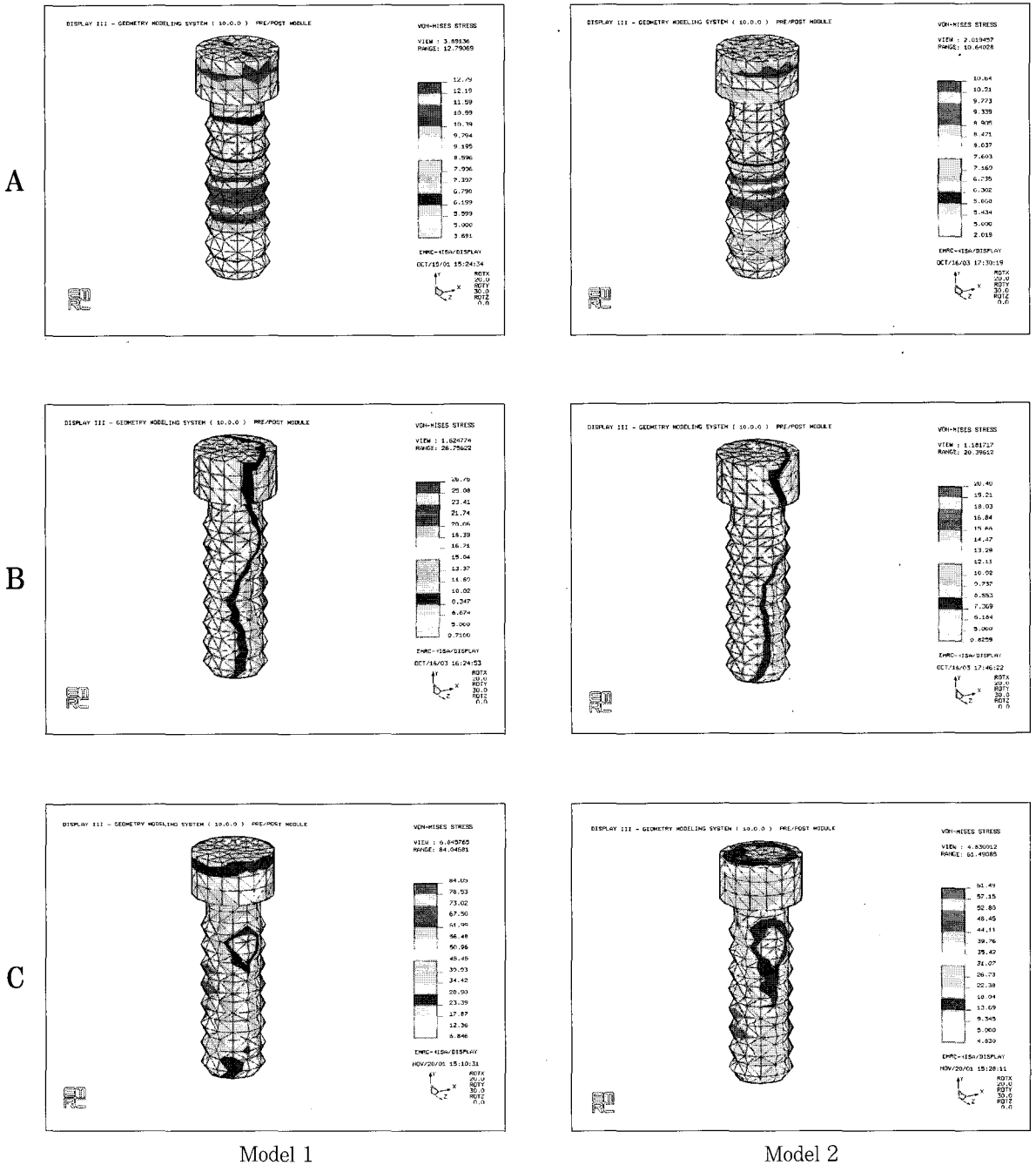


Fig. 13. The stress contour of the abutment screw in Model 1, 2 under loading condition A, B, C.

ABSTRACT

FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS OF IMPLANT PROSTHESIS ACCORDING TO PLATFORM WIDTH OF FIXTURE

Kyung-Min Chung, D.D.S., Chae-Heon Chung, D.D.S., M.S.D., Ph.D.,
Seung-Mi Jeong, D.D.S., Ph.D.*

Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University
*Dept. of Dentistry, College of Medicine, Ewha Womans University **

Statement of Problem : With increasing demand of the implant-supported prosthesis, it is advantageous to use the different platform width of the fixture according to bone quantity and quality of the patients.

Purpose : The purpose of this study was to assess the loading distributing characteristics of two implant designs according to each platform width of fixture, under vertical and inclined loading using finite element analysis.

Material and method : The two kinds of finite element models were designed according to each platform width of fixture (4.1mm restorative component x 11.5mm length, 5.0mm wide-diameter restorative component x 11.5mm length). The crown for mandibular first molar was made using UCLA abutment. Each three-dimensional finite element model was created with the physical properties of the implant and surrounding bone. This study simulated loads of 200N at the central fossa in a vertical direction, 200N at the outside point of the central fossa with resin filling into screw hole in a vertical direction and 200N at the buccal cusp in a 300 transverse direction individually. Von Mises stresses were recorded and compared in the supporting bone, fixture, and abutment screw.

Results : The stresses were concentrated mainly at the cortex in both vertical and oblique loading but the stresses in the cancellous bone were low in both vertical and oblique loading. Bending moments resulting from non-axial loading of dental implants caused stress concentrations on cortical bone. The magnitude of the stress was greater with the oblique loading. Increasing the platform width of the implant fixture decreased the stress in the supporting bone, fixture and abutment screw. Increased the platform width of fixture decreased the stress in the crown and platform.

Conclusion : Conclusively, this investigation provides evidence that the platform width of the implant fixture directly affects periimplant stress. By increasing the platform width of the implant fixture, it showed tendency to decreased the supporting bone, fixture and screw. But, further clinical studies are necessary to determine the ideal protocol for the successful placement of wide platform implants.

Key words : Platform width, Finite element analysis, Vertical loading, Oblique loading, Von Mises stresses