- 대한치과턱관절기능교합학회지 23권 1호, 2007 -

임플란트 보철물의 연결 여부에 따른 유한요소응력분석

조선대학교 치과대학 보철학교실

강재석·정제옥·이승훈

Ⅰ. 서 론

여러 개의 임플란트를 인접하여 매식한 경우 보철물을 연결하여야 하는 가에 대해 개개로 수복하는 경우는 보철물의 수동적 적합에 유리하지만 인접한 임플란트의 접촉면을 조정하는 데에는 세심한 주의가 요구된다고 하였다[1].

임플란트 보철물의 적합 후 수동적인 적합이 이뤄지지 않아 보철물의 부적합도가 발생하는 경우 정적 변위에 따른 직접적인 골반응이 유발되지는 않으나, 비수동적 수복물에 적용된 교합력은 증대되고 이러한 교합력 하중의 확대는 골소실을 초래할 수 있다고 하였다[2,3,4]. 따라서 다수치 임플란트를 식립한 경우 수동적인 보철물의 적합은 임상적으로 중요하다.

그러나 외부연결구조에 의해 지지되는 단일치 수복의 경우, 수동적 적합성에 유리하며 하악운동 중 수복물이나 하악에 휨이 발생하는 동안 치조골에 더 적은 응력을 전달하고 구강관리 측면에서도 보다 손쉽다고 하였지만[5,6,7,8], 나사 풀림이 지속적인 문제점으로 대두되고 있는 실정이다[9,10,11].

하악의 휨 현상이나 뒤틀림에 대한 보고로는 Korioth [8]등은 치아의 clenching 시에 0.46~1.06 mm의 하악의 변형이 일어나게 된다고 하였고, Hobkirk[7] 등은 최대 개구 및 전방운동시에 420 ㎛에 이르는 하악체의 전방변위를 주장하였으며 이러한 현상은 상부구조물이 견고히 연결되면 잠재적인 유해한 힘이 임플란트와 골 계면에 작용하게 된다고 하였다[5].

개개 수복물로 제작하여 얻어지는 장점에도 불구하고, 다수의 지대치를 연결하여 수복물을 제작하는 경우 교합력을 보다 넓게 분산하며[12] 지지하는 임플란트에 보다 유해한 힘의 전달을 예방하여 지지골의 흡수나 구성성분의 파절 및 실패를 막을 수 있어[2,3,4,13] 다수 지대치나 지대주에 보철물을 제작하는 경우 견고한 연결을 추천하고 있다.

또한 다수 지대치의 연결에 따른 단점으로 나타나는 구조물의 부적합성을 최소화하기 위한 기술로는 인상채득 시 개개 고정체에 대한 정밀인상 채득법을 사용하거나 주조 후 발생하는 부적합성을 해소하기 위하여 절단후 레이져 용접법을 이용하거나 주조물 적합도를 증진시키기 위해 spark erosion 법 등을 사용하고 있다[14].

임플란트 수복물과는 달리 연결 고정된 보철물은 동요도가 존재하는 치아를 안정화시키고 무치악 부위를 수복하는데 사용되어져 왔다. 자연치의 연결고정은 보철물의 기능적인 면에서 보다 양호한 결과를 보이며 상부구조물의 응력 및 변위량이 보다 감소될 수 있다는 측면에서 유리하지만 연결고정한 지대치 수에 비례하여 치주인대에 응력이 감소되어 전달되지는 않는다고 하였다[15].

반면에 자연치의 지대치를 연결하는 것은 감소된 교합력을 치주인대로 전달하게 되며 인장력 및 전단력을 지대치의 연결부위로 집중시키게 된다고 하였다[15,16].

하악 구치부의 경우 계폐구 운동에 따라 발생하는 하악의 굴절성 차이와 하악의 연결 보철물에 가해지는 응력에 의해 임플란트-골계면에 발생하는 유해한 힘의 전달을 예방하여 지지골의 흡수나 구성성분의 파절 및 실패를 막을 수 있다는 점에서 구치부 임플란트 매식 후 연결하였거나 개개로 수복한 경우에 하중의 조건에 대한 연구는 미비하였다.

따라서 본 연구에서는 구치부에 다수 식립된 임플란트의 지대주에 대한 상부 수복물의 연결고정에 관한 생역학적 이해가 미흡하여 2개의 임플란트 고정체에 제작한 수복물에 대한 3차원 유한요소모델에서 연결고정의 여부에 따른 차이가 하중조건 및 하중위치에 따라 임플란트 구성성분 및 지지골에 어떠한 응력을 발생시키는 가를 분석하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하고자 한다.

Ⅱ. 연구재료 및 방법

1. 유한 요소 모델의 설계

1) 하악골 모형화

본 연구의 모델은 하악골의 제 1, 2 대구치 부위를 제거하고 서로 평행하게 임플란트를 식립하여 고정체와 골이 완전히 유착된 것으로 가정하였다.

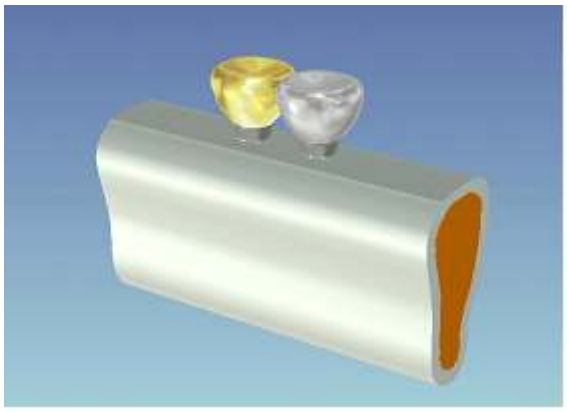


Fig. 1. The three dimensional geometry of the full body.

모델의 치밀골 두께는 2 mm로 하였으며, 그 내부는 모두 해면골로 처리하며 모델의 모서리 부분은 치밀골이 덮혀지지 않는 것으로 하였다 (Fig. 1). 실험군은 상부 보철물이 연결고정 된 경우(Model 1)와 연결 고정되지 않은 경우(Model 2)로 나누었으며 연결부위는 2 mm의 접촉점으로 설계하였고 연결되지 않는 인접 접촉부 거리는 8 ㎛으로 지정하였다.

2) 요소 모델 형성

2. 하중조건

하중조건으로 세 가지의 하중위치에 수직 점하중을 적용하였다. (Fig. 2)

하중조건 A는 치관의 중심부에 고정체의 장축에 평행한 200 N의 수직점하중, 하중조건 B는 중심부에서 협측으로 2 mm 떨어진 부위에 고정체의 장축에 평행한 200 N의 수직점하중, 하중조건 C는 중심부에서 협측으로 4 mm 떨어진 부위에 고정체에 평행하게 200 N의 수직 점하중을 적용시켰다 (Fig. 3).

3. 경계조건과 물성치

경계조건(Boundary condition)은 상·하악 치조골의 내부경계선은 움직임이 전혀 발생하지 않도록 하기 위해 상·하악골의 양쪽 모서리 부분의 절단면 부분을 Ux, Uy, Uz 방향을 모두 구속하였으며 임플란트 구성성분 및 지지 골조직에서 변형이 허용되도록 하였다. 위와 같이 모델설계 과정이 완료된 전체모형은 형상이나 물성(Table 1)에 따라 각각의 요소별로 분할하였다.

4. 응력분석

본 논문에 사용한 3차원 유한요소분석 프로그램은 NISA / DISPLAY Ⅳ Version 10.0, EMRC (Engineering Mechanics Research Corporation, USA)를 이용하여 해석 (solving)과 post processing 작업을 수행하였고 나타난 여러 가지 응력값 중

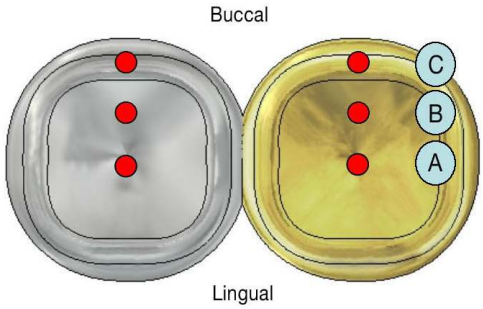


Fig. 2. Loading condition A, B, C.

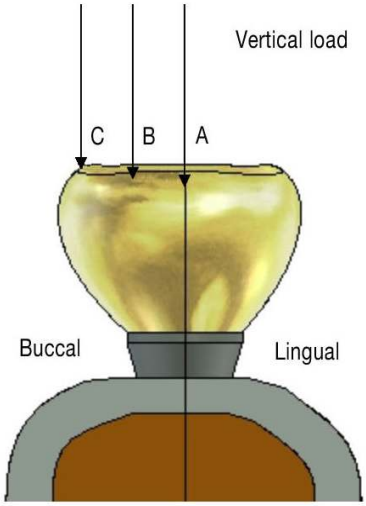


Fig. 3. Vertical Loading direction.

에서 유효응력 (von Mises stress)을 취하여 각 모형에서 응력 분포도에 따라 응력분포 및 최대응력 집중부를 비교 분석하였다.

Ⅲ. 연구성적

1. 협-설 절단면을 통해서 본 모형 전체의 응력분석 (Fig. 4, Table 2)

Model 1과 2에서 하중조건이 주어진 부위에서 협설로 절단하여 전체 구성성분에서 발생한 응력을 분석하였다.

Table 1. Material properties used in this study

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

연결고정 여부에 상관없이 200 N의 수직하중이 중심부에 가해진 하중조건 (Fig. 4)에서는 임플란트 장축에 응력이 고르게 분산되는 양상을 보였으며, 수직하중이 중심와에서 2 mm 협측으로 떨어진 부위 및 중심와에서 4 mm 협측으로 떨어진 부위에 가해지는 하중조건(Fig. 4)에서는 협측으로 치우쳐 치경부에 응력이 집중되는 양상을 보이며, 특히 4 mm 협측 하중이 가해지는 경우에는 설측 치경부에도 유효 응력이 집중되는 양상을 보였다.

전체적인 최대 von Mises 응력수치를 비교해 본 결과 연결고정 여부에는 상관없이 중심부에 가해진 경우나 4 mm offset이 주어진 경우보다 2 mm offset이 주어진 경우에서 보다 높은 응력을 나타냈다.

2. 근원심 절단면의 응력분석 (Fig. 5, Table 2)

Fig. 5에서 보는 바와 같이 고정체의 근원심 절단면 및 지지골에서의 응력분포 양상의 경우, 중심부에 수직하중이 가해진 경우 (하중조건 A)는 고정체의 연결부위 바깥쪽으로 하부 해면골까지 응력이 고르게 분산되었으나 중심부에서 벗어난 지점에 하중이 가해지는 경우 (하중조건 B, C)에 고정체의 치경부 주위로 응력이 집중되는 양상을 보였으며 고정체 주위 지지골에는 응력이 거의 분산되지 않았다.

Table 2.의 지지골에 발생하는 최대 von Mises 응력의 경우 수직하중이 가해지는 위치가 중심부에서 벗어날수록 응력이 높게 나타났다.

3. 고정체-골 계면에서의 응력 분석 (Fig. 6, Table 2)

고정체와 지지골 계면은 하중조건에 상관없이 지지골 상부와 고정체 상부의 골 접촉부인 치밀골에 가장 높은 응력이 집중되고 있으며 그 하부 해면골에서는 그리 큰 응력은 걸리지 않았다. 즉 하중조건 A에서는 고정체 하부 해면골 까지 응력이 고르게 분포되는 반면에 빗금하중이 가해지는 하중조건 B, C에서는 해면골에 응력이 거의 분산되지 않고 있었다.

4. 고정체에서의 응력분석 (Fig. 7, Table 2)

하중조건에 관계없이 모두 치밀골과 접촉되는 고정체의 상단부에 응력이 집중되는 양상을 보였다. 빗김하중이 작용하는 경우 편측으로 더 높은 응력이 집중되는 양상을 보이면서 반대편측 상부에도 응력이 집중되고 있었다.

5. 최대 von Mises 응력

피질골 상부에 가해지는 최대 von Mises 응력은 수직하중에서 연결고정한 경우에 가장 낮은 응력 집중 현상을 보였다. (Table. 2)

연결고정 여부에 상관없이 4 mm 협측 빗김 하중이 가해지는 경우 최대 von Mises 응력이 가장 크게 나타났다.

Table 2. Maximum von Mises stress in bone, fixture, abutment, and crown in each model under loading condition A, B, C. (unit ; MPa)

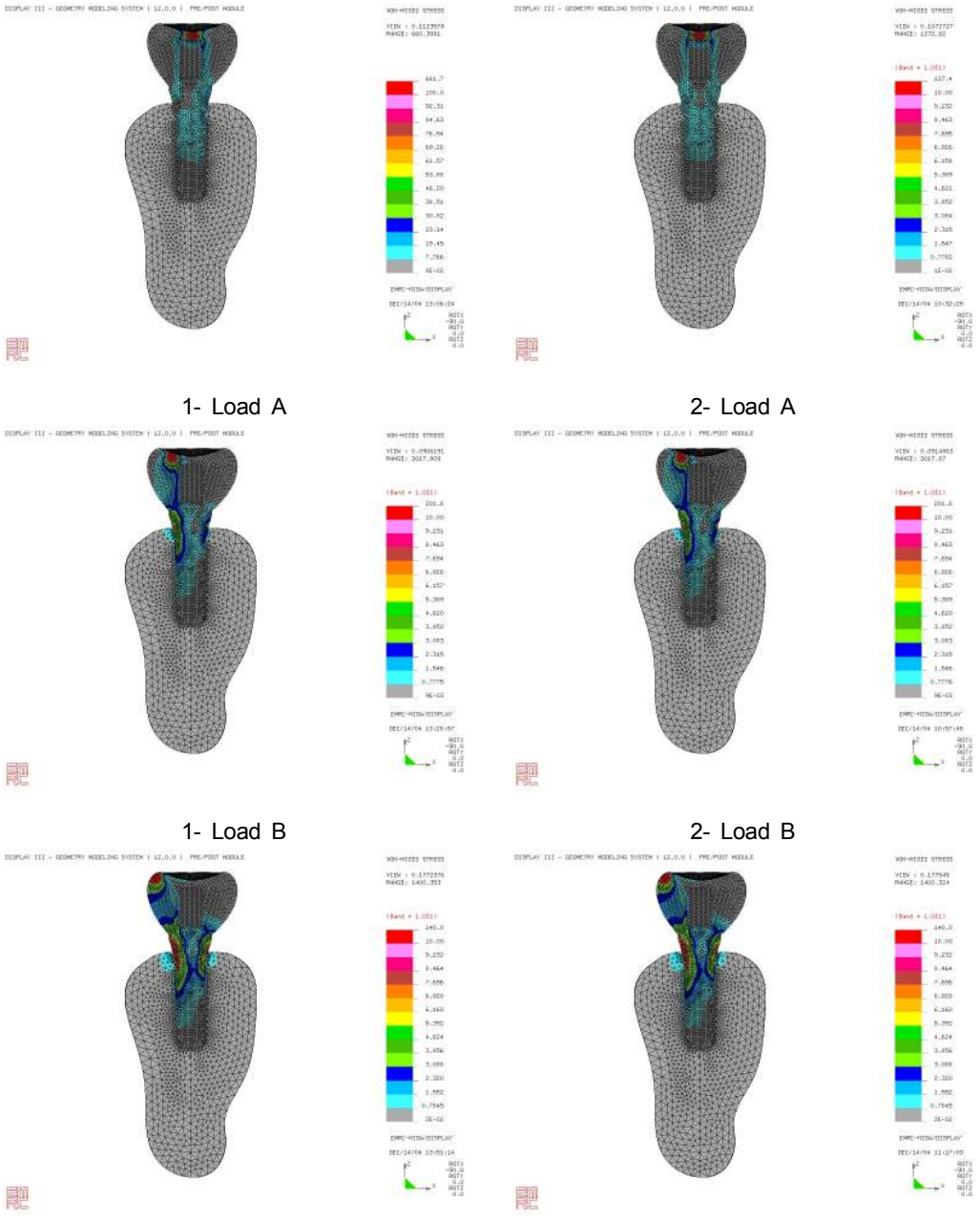
Model location / loading condition	Bone-fixture interface		Fixture		All	
	1	2	1	2	1	2
Load 1	23.01	25.05	22.47	20.35	682.7	1274
Load 2	70.43	70.21	71.23	68.57	2028	2028
Load 3	119.2	118.6	123.6	119.9	1400	1400

Ⅳ. 총괄 및 고안

임플란트 지지 보철물의 하중에 영향을 미치는 요인으로 임플란트의 경사, 임플란트의 수와 위치, 보철물의 연결 설계 구조, 교합면 형태 및 구조, 보철물의 재료적 특성 등이 보고되고 있다[17,18]. 그러나 골 유착 후 임플란트의 성공과 실패 여부는 무엇보다도 골-임플란트 계면에 전달되는 응력에 의해 골 유착이 파괴될 수 있는가 이며 그러한 사항을 이해하기 위하여 이갈이나 이악물기와 같은 골 및 임플란트의 잠재적 손상을 유발하는 주요 하중 요소에 의한 정적 유한요소 분석법을 활용해 왔다.

다수의 고정체가 매식하여 장착된 지대주에 보철물을 제작하는 경우 교합력 분산을 위해 일반적으로 견고한 연결을 추천하고 있다[18,19,20]. 그러나 구치부의 경우 개폐구 운동에 따라 발생하는 하악골의 굴절성 차이에 의해 저작운동 시 연결 보철물 자체에 뒤틀린 힘이 발생하고 이러한 힘은 임플란트-골계면을 따라 유해한 힘을 유발하여 골유착 파괴를 유도할 수 있다는 점에서 다수 임플란트 보철물의 고정 연결에 대해 논란이 있어왔다. 따라서 본 연구에서 구치부 임플란트 매식 후 연결하였거나 개개로 수복한 경우에 하중 조건에 따라 어떠한 차이가 있는 가를 분석하고자 하였다

본 연구에서 수직하중이 중심와에 가해진 하중조건 A에서는 연결고정의 유무에 상관없이 임플란트 보철의 치관부, 고정체, 치조골, 지대주 및 지대나사의 장축을 따라 대칭으로 고르게 분산되는 양상을 보였으나, 협측으로 벗어난 위치에 수직하중이 가해지는 하중조건 B, C의 경우에는 보다 응력이 편측 치경부 측으로 집중되는 결과를 보였다. 이는 Rangert 등[3]이 협설방향으로의 빗김 수직 교합력은 임플란트에 굴힘을 야



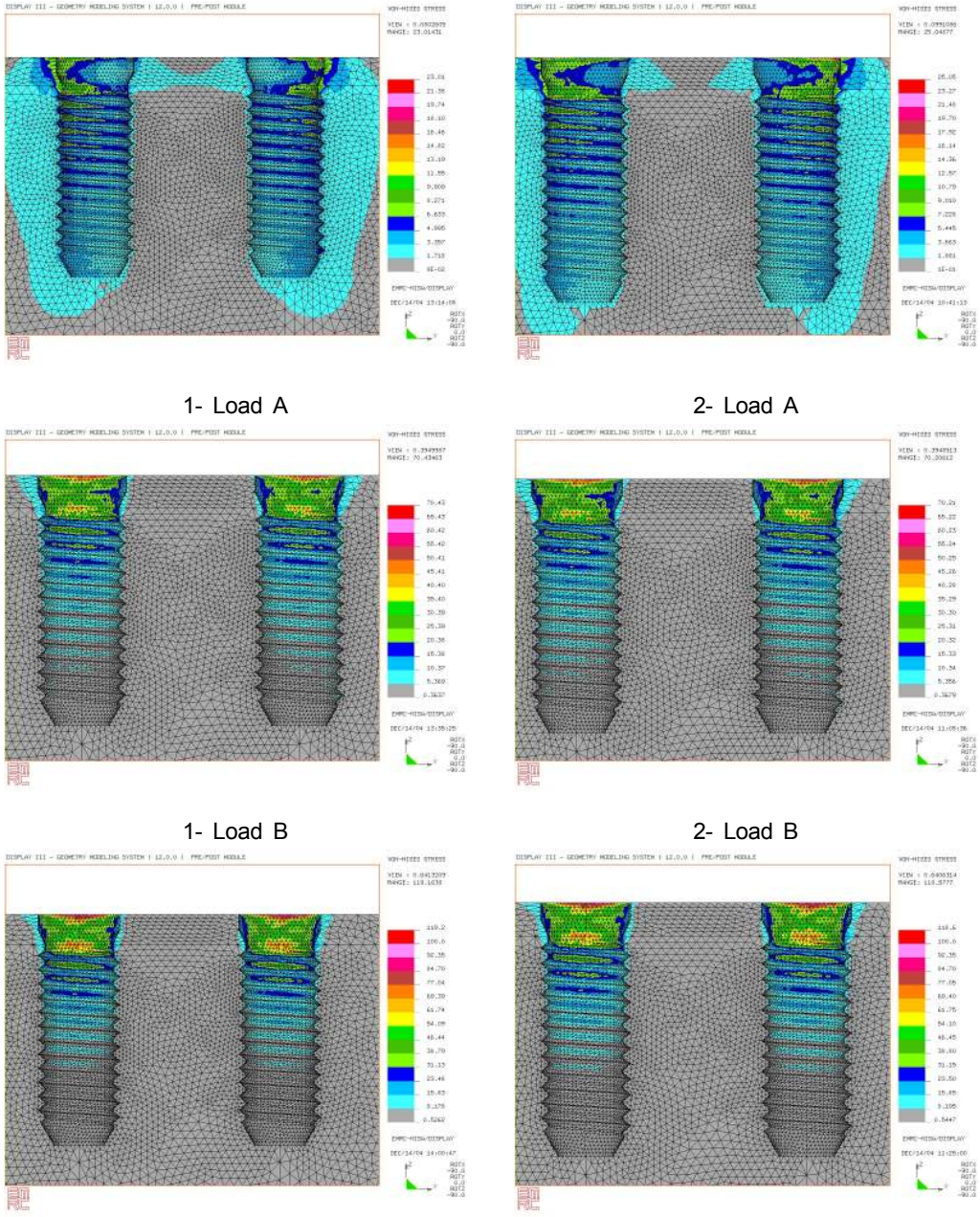
1- Load A　　2- Load A

1- Load B　　2- Load B

1- Load C　　2- Load C

Model 1- splinting　　Model 2- non splinting

Fig. 4. The von Mises stress value on the bucco-lingual section under vertical loading condition A, B, C (1st molar).



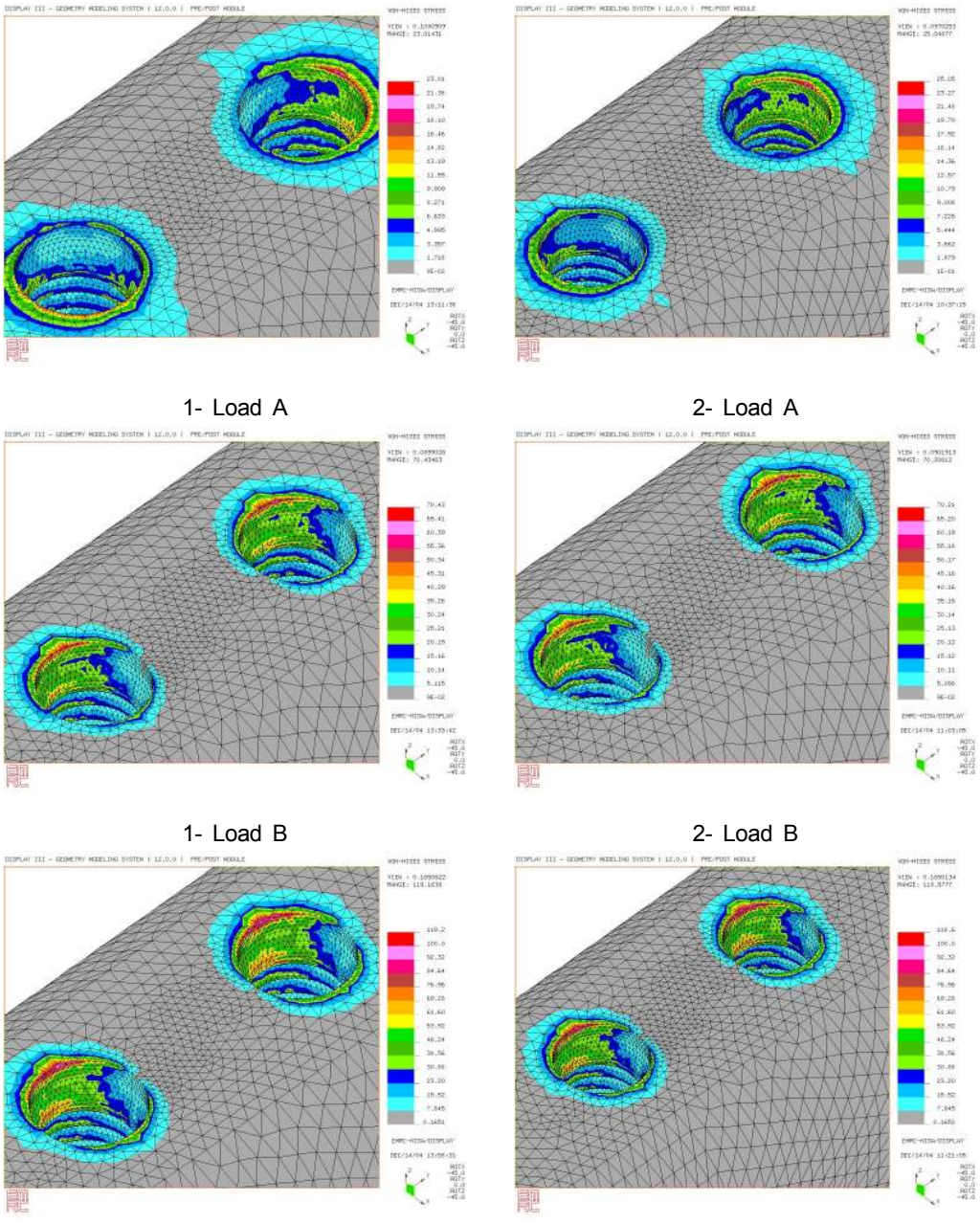
1- Load A　　2- Load A

1- Load B　　2- Load B

1- Load C　　2- Load C

Model 1- splinting　　Model 2- non splinting

Fig. 5. The von Mises stress value on the mesio-distal section under vertical loading condition A, B, C.



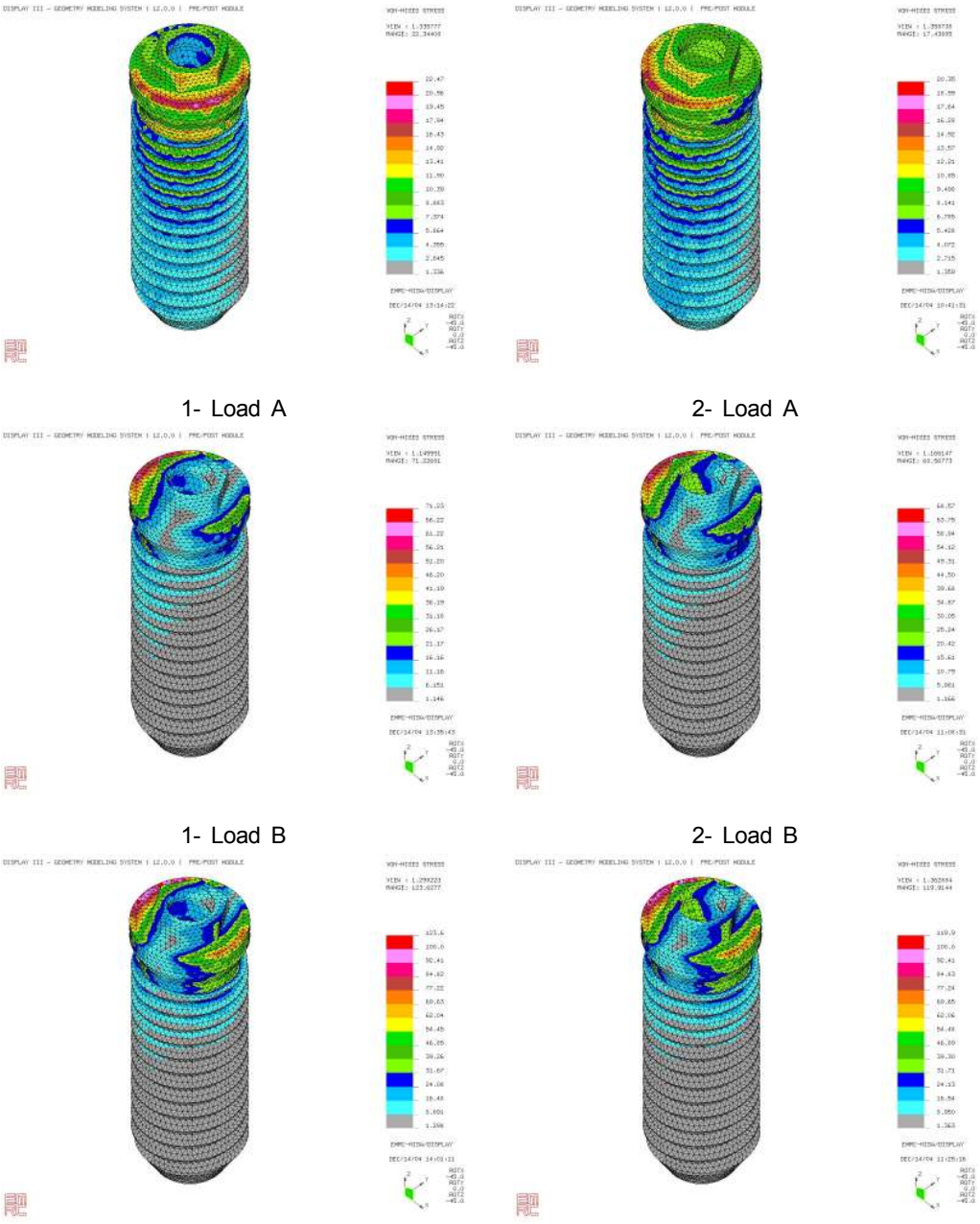
1- Load A　　2- Load A

1- Load B　　2- Load B

1- Load C　　2- Load C

Model 1- splinting　　Model 2- non splinting

Fig. 6. The von Mises stress value on the bone fixture interface under vertical loading condition A, B,



1- Load A　　2- Load A

1- Load B　　2- Load B

1- Load C　　2- Load C

Model 1- splinting　　Model 2- non splinting

Fig. 7. The von Mises stress value on the fixture under vertical loading condition A, B, C (1st molar).

기한다고 보고한 바와 같이 2 mm, 4 mm 위치에 가해지는 하중은 굽힘운동을 야기하여 응력이 편측 및 치경부 측으로 집중되는 것으로 추정되어진다.

그러므로 나사-유지형 임플란트 보철에서 치관 중심부에 해당하는 부위에 교합력이 가해지는 것을 피하기 위해 중심에서 벗어난 위치에 교합점이 위치하도록 설정하는 것 보다는 시멘트-유지형 임플란트 보철을 제작하여 치관 중심와에 교합접촉점을 만들어주는 것이 매식된 고정체의 장축을 통한 교합력 분산에 있어 생역학적으로 바람직하다고 사료되었다.

임플란트 보철물의 장기간의 성공여부는 고정체와 지지골 간의 건강한 계면과 임플란트 주위의 좋은 골질의 보존에 의존하게 된다. 본 연구에서 임플란트와의 계면에 해당하는 지지골에 발생하는 응력은 연결구조에 따른 조건과 관계없이 주로 치경부에 높은 응력이 집중됨을 알 수 있다.

Clift 등[21]은 하중을 가하기 전 9-18 MPa 범위에서 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 Weinberg 등[22,23]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 골 유착되면 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.

상부 보철물의 설계에 따른 응력분산에 대해 Guichet 등[14]은 비연결고정 보철물은 구강 내 접근이 용이하고 치관의 형태조절이 쉬운 장점을 지니긴 하나 저작력에 대해 개별적으로 부하를 견뎌내야 하며 높은 응력이 부하를 받은 임플란트에 각각 집중되게 되어 인접한 임플란트에 거의 응력을 전달할 수 없게 된다고 하였고 또한 접촉점을 강하게 하는 경우에는 응력이 더욱 집중된다고 보고하였다.

Quirynen 등[13]은 임프란트지지 보철물의 연결고정을 통해서 교합력 분산을 이룰 수 있으며 이는 결과적으로 임플란트에 가해지게 될 골흡수 양상이나 임플란트 구성성분의 실패 등의 유해한 힘을 전달하는 것을 예방하게 된다고 하였다.

또한 자연치의 경우에도 다수의 지대치가 연결고정 되어지면 전달되는 교합력은 보철물 내에 흡수되어 인장력과 전단력이 연결부위에 집중되게 되며 이는 치주조직에 전이되는 하중을 감소시키게 된다[15,16].

그러나 본 연구에서 접촉부위의 연결여부에 따른 응력분포 양상을 평가해 보면 임플란트 보철물의 중심부에 가해지는 수직하중의 경우 연결고정을 한 경우가 연결하지 않는 부위에 비해 최대 von Mises 응력의 분포 및 수치에서 다소간의 차이가 있으나 연결고정된 경우가 고정되지 않는 경우에 비해 응력분산효과가 유리하다고 평가할 수 없으며 중심에서 벗어난 빗김 하중이 가해지는 경우에도 두 실험 모델 간의 차이는 미비하였다.

이러한 점은 본 연구에서 해면골과 치밀골의 탄성계수를 1:10으로 설계하였던 기존의 연구와는 달리 Rho[24]가 보고한 해면골의 여러 조건 중 type 1을 선택하여 치밀골과 해면골의 탄성계수를 13,000과 9,500으로 한 최적의 골질조건인 유한요소모델을 설계하였고 또한 골유착 정도를 100 % 하였던 바 보철물의 연결 여부는 골질의 특성과 골유착 정도에 비해 크게 영향을 미치지 못하는 것으로 사료되었다. 따라서 본 연구의 결과에 따라 임플란트와 치밀골계면의 골 유착이 양호하다면 개개 수복물로 제작하여 얻을 수 있는 장점을 고려하여 볼때 다수 고정체의 개개 수복물 제작도 임상적으로 유용한 것으로 사료되었다.

본 연구에서 중심와에서 벗어난 수직하중이

가해진 경우에도 보철물간의 연결여부 보다는 하중이 적용되는 위치가 임플란트 보철물의 응력분포에 보다 크게 영향을 미치는 것으로 나타났다.

따라서 다양한 저작력의 크기와 방향이 가해지는 임상적 상황에서 보철물의 연결여부에 따른 수복방법은 골질의 특성과 골량에 따라 차이를 나타낼 것으로 사료된 바 향 후 연결 여부와 다양한 골질의 차이에 따른 골유착정도, 하중조건에 따른 연구가 향후에 진행되어야 할 것으로 사료되었다.

V. 결 론

하악 제 1, 2 대구치 부위에 임플란트 고정체를 매식한 모델에서 보철물을 연결한 모델과 인접 접촉부 거리를 8 ㎛로 하여 개별로 보철물을 제작한 2종의 3차원 유한 요소 모델에 대해 200 N의 수직하중을 교합면의 중심, 협측 2 mm, 4 mm 부위에 부여한 후 임플란트 지지골에 발생하는 응력을 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 수직하중이 가해지는 경우 연결고정한 모델은 연결고정 하지 않는 모델에 비해 고정체-지지골 계면에서 von Mises 응력의 분포에는 차이가 있지만 최대 von Mises 응력에서는 의의있는 차이를 보이지 못했다.
2. 연결고정한 모델의 지대나사에 비해 연결고정하지 않은 모델의 지대나사에 보다 높은 응력이 집중되었으며 하중이 중심부에서 벗어날수록 최대 von Mises 응력의 차이가 크게 나타났다.
3. 보철물의 연결 방식과 관계없이 하중이 중심부에서 벗어날수록, 치경부 및 주위 치밀골에서 보다 높은 응력집중이 야기되었다.

결론적으로 본 연구에서 3가지 하중 위치의 수직하중을 적용시킨 경우, 중심부에서 최대 von Mises 응력의 분포에 차이를 나타내는 경우를 제외 하고는 보철물의 연결방식에 따른 응력분포 차이가 크지 않아 100% 골유착의 경우 보철물 연결방법은 지지골의 응력발생에 영향을 미치는 요소로 나타나지 않았다.

참 고 문 헌

1. Solnit, GS. Schneither, RL.. “An alternative to splinting multiple implants: use of the ITI system.” *J Prothodont 7*:114-9, 1998.
2. Hoshaw, SJ. Brunski, JB. Cochran, GV.. “Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling.” *Int. J Oral Maxillofac Implants 9*:345-60, 1994.
3. Rangert, B. Jemt, T. Jorneus, L.. “Forces and moments on Branemark implants.” *Int. J. Oral Maxillofac Implants 4*:241-7, 1989.
4. Rangert, B. Krogh, PH. Langer, B. Van Roekel, N.. “Bending overload and implant fracture; a retrospective clinical analysis.” *Int. J. Oral Maxillofac Implants 10*:326-34, 1995.
5. English, CE.. “Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implants.” *Implant Dent 2*:221-42, 1993.
6. Fischman, B.. “The rotational aspect of mandibular flexure.” *J Prosthet Dent 64*:483-5, 1990.
7. Hobkirk, JA. Schwab, J.. “Mandibular deformation in subjects with osseo-integrated implants.” *Int J Oral Maxillofac Implants 6*:319-28, 1991.
8. Korioth, TW. Hannam, AG.. “Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching.” *J Dent Res 73*:56-66, 1994.
9. Henrry, PJ. Laney, WR. Jemt, T. Herris, D. Krogh, PH. Polizzi, G. et el.. “Osseointergrated implants for single-tooth replacement: a prospctive 5-year multicenter study.” *Int J Oral Maxillofac implants 11*:450-5, 1996.
10. Laney, WR. Jemt, T. Harris, D. Henry, PJ. Krogh, PH. Polizzi, G. et el.. “Osseointergrated implants for single tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years.” *Int J Oral maxillifac implants 9*:49-54, 1994.
11. Scheller, H. Urgell, JP. Kultije, C. Klineberg, I. Goldberg, PV. StevensonMoore, P. et el.. “A 5-years multicenter study on implant-supported single crown restorations.” *Int J Oral Maxillofac implants 13*:212-

8, 1998.
12. Skalak, R.. “Biomechanical consideration I osseointergrated prostheses.” *J Prosthet Dent 49*:843-8, 1983.
13. Quirynen, M. Naert, I. van Steenberghe, D.. “Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system.” *Clin Oral Implants Res 3*:104-11, 1992.
14. Guichet, DL. Yoshinobu, D. Caputo, AA.. “Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations.” *J. Prosthet Dent 87*:528-35, 2002.
15. Hong, SY. Lisa, AL. David, AF.. “Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures.” *J Prosthet Dent 81*:721-8, 1999.
16. Ebrashi, MK. Craig, RG. Peyton, FA.. “Experimental stress analysis of fixed partial dentures.” *J. Prosthet Dent 23*:177-86, 1970.
17. Kregzde, M.. “A method of selecting the best implant prosthesis design option using three-dimensional finite element analysis.” *Int J Oral Maxillofac Implants 8*:662-73, 1993.
18. Landry, KE. Johnson, PF. Parks, VJ. Pelleu, GB.. “A photoelastic study to determine the location of the nonrigid connector in a five-unit intermediate abutment prosthesis.” *J Prosthet Dent 57*:454-7 1987.
19. Davidoff, SR.. “Restorative-based treatment planning: determining adequate support for implant-retained fixed restorations.” *Implant Dent 5*:179-84, 1996.
20. Stegaroiu, R. Sato, T. Kuskari, J. Miyakawa, O.. “Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis.” *Int J Oral Maxillofac Implants 13*:82-90, 1987.
21. 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.
22. Weinberg, LA.. “Force distribution in splinted anterior teeth.” *Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 10*:484-94, 1957.
23. Weinberg, LA.. “Force distribution in splinted posterior teeth.” *Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 10*:1268-76, 1957.
24. Rho, JY. Ashman, RB. Turner, CH.. “Young's modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile measurements.” *J Biomech 26*:111-9, 1993.

Correspondence to: Dr. Jae-Seok Kang
Center for high-tech dental engineering HRD, 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 -

Finite Element Analysis on the Supporting Bone According to the Connection Condition of Implant Prosthesis

Jae-Seok Kang, D.D.S.,M.S.D.Ph.D., Jei-Ok Jeung, D.D.S.,M.S.D.,
Seung-Hoon Lee, D.D.S.,M.S.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University

The purpose of this study was to compare the stress distribution according to the splinting condition and non-splinting conditions on the finite element models of the two units implant prostheses.

The finite element model was designed with the parallel placement
of two fixtures (4.0 mm × 11.5 mm) on the mandibular 1st and 2nd molars.

A cemented abutment and gold screw were used for superstructures.

A FEA models assumed a state of optimal osseointegration, as the bone quality, inner cancellous bone and outer 2 mm compact bone was designed. This concluded that the cortical and trabecular bone were assumed to be perfectly bonded to the implant.

Splinting condition had 2 mm contact surface and non-splinting condition had 8 ㎛ gap between two implant prosthesis.

Two group (Splinting and non-splinting) were loaded with 200 N magnitude in vertical axis direction and were divided with subdivision group. Subdivision group was composed of three loading point; Center of central fossa, the 2 mm and 4 mm buccal offset point from the central fossa.

Von Mises stress value were recorded and compared in the fixture-bone interface and bucco-lingual sections.

The results were as follows;

1. In the vertical loading condition of central fossa, splinting condition had shown a different von Mises stress pattern compared to the non-splinting condition, while the maximum von Mises stress was similar.
2. Stresses around abutment screw were more concentrated in the splinting condition than the non-splinting condition. As the distance from central fossa increased, the stress concentration increased around abutment screw.
3. The magnitude of the stress in the cortical bone, fixture, abutment and gold screw were greater with the 4 mm buccal offset loading of the vertical axis than with the central loading.

Key word: finite element model, connection condition, von Mises stress pattern