치조골 높이가 다른 2개 임플란트 금관의 고정연결 조건에 따른 응력분석

조선대학교 치과대학 보철학교실, 구강생물학연구소

전창식·정신영·강동완

Stress Analysis on the Splinted Conditions of the Two Implant Crowns with the Different Vertical Bone Level

Chang-Sik Jeon, D.D.S. Sin-Young Jeong, Dong-Wan Kang, D.D.S., M.S.D., Ph.D.,

Department of Prosthodontics & Institute of Oral Biology, Chosun University

The purpose of this study was to compare the stress distribution around the surrounding bone according to the splinted and non-splinted conditions on the finite element models of the two implant crowns with the different vertical bone level.

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

As the bone quality, the inner cancellous bone and the outer 2 mm cortical bone were designed, and the cortical and cancellous bone were assumed to be perfectly bonded to the implant fixture.

The splinted model(Model 1) had 2 mm contact surface and the non-splinted model(Model 2) had 8 ㎛ gap between two implant crowns.

Two group (Splinted and non-splinted) was loaded with 200 N magnitude in the vertical and oblique directions on the loading point position on the central position of the crown, the 2 mm and 4 mm buccal offset point from the central position.

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

The results were as follows;

1. In the vertical loading condition of central position, the stress was distributed on the cortical bone and the cancellous bone around the thread of the fixture in the splinted and non-splinted models. In the oblique loading condition, the stress was concentrated toward the cortical bone of the fixture neck, and the neck portion of 2nd molar in the non-splinted model was concentrated higher than that of 1st molar compared to the splinted model.
2. In the 2 mm buccal offset position of the vertical loading compared to the central vertical loading, stress pattern was shifted from apical third portion of the fixture to upper third portion of that. In the oblique loading condition, the stress was distributed over the fixture-bone interface.

3. In the 4 mm buccal offset position of the vertical loading, stress pattern was concentrated on the cortical bone around the buccal side of the fixture thread and shifted from apical third portion of the fixture to upper third portion of that in the splinted and non-splinted models. In the oblique loading, stresses pattern was distributed to the outer position of the neck portion of the fixture thread on the mesio-distal section in the splinted and non-splinted models.

Above the results, it was concluded that the direction of loading condition was a key factor to effect the pattern and magnitude of stress over the surrounding bone of the fixture under the vertical and oblique loading conditions, although the type with or without proximal contact did not effect to the stress distribution.

치조골 높이가 다른 2개 임플란트 금관의 고정연결 조건에 따른 응력분석

조선대학교 치과대학 보철학교실, 구강생물학연구소

전창식·정신영·강동완

Ⅰ. 서 론

다수의 임플란트를 식립한 후 수동적인 적합을 이뤄지지 않는 상태에서 장착된 수복물에 교합력이 작용하는 경우 수복물과 고정체 체결의 풀림과 고정체-골계면에 대한 응력 집중을 초래할 수 있어 다수의 수복물을 장착하는 경우 수동적 적합을 중요시 하였다 [1,2,3,4].

이러한 점에서 다수의 임플란트를 식립하고 수복물의 적합성을 어떻게 유도하고 식립될 부위의 치조골 높이가 다른 경우 수복물을 반드시 고정 연결해야 할 것인가에 대해 의문이 있어 왔다. 일반적으로 수복물을 연결하지 않고 개개로 장착하는 경우는 수복물의 수동적 적합에는 유리하지만 인접한 수복물의 접촉면을 조정하는 데에는 세심한 주의가 요구된다고 하였다[5].

따라서 개구 수복물의 인접면 형성 시 발생하는 기공의 어려움과 교합력을 보다 넓게 분산하며 고정체에 유리한 힘을 분산하고자 하는 목적으로 수복물 간 견고한 연결을 추천하고 있다[6,7,8].

그러나 상악과는 달리 하악 구치부의 경우 계폐구 운동시 발생하는 하악의 굴절성 차이가 고정연결 수복물에 뒤틀림 응력을 발생시켜 고정체-골계면 따라 유해한 힘을 전달할 수 있기 때문에 전치부와 구치부를 연결하지 않거나 후방 구치부에 개개 수복물의 제작을 추천하고 있다 [9].

따라서 치조골 높이가 다른 조건에서 다수의 구치부 임플란트를 매식한 후 수복물을 연결하였거나 비연결한 경우 하중의 조건에 따른 응력분석이 미비하며 [10,11] 수복물의 연결고정에 관한 생역학적 분석이 필요로 하였다. 본 연구에서는 2개의 임플란트 고정체의 육각형 상부에 장착한 수복물에 대한 3차원 유한요소모델에서 연결고정의 여부에 따른 차이가 하중조건에 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 연구를 위한 유한요소모델은 제 2대구치 부위의 치조골은 제1대구치에 비해 수직적으로 약간 낮게 하고 제1 대구치(M1) 및 제2 대구치(M2) 부위를 제거하고, 임플란트 고정체를 서로로 평행하게 식립하고 고정체와 골은 완전히 유착된 것으로 가정하였다.

모델의 치밀골 두께는 2 mm로 하였으며, 그 내부는 모두 해면골로 처리하며 모델의 모서리 부분은 치밀골이 덮혀지지 않는 것으로 하였다 (Fig. 1).

2) 모델 형성

하악골 제 1, 2 대구치 부위에 각각 직경 4 mm, 길이 11.5 mm의 역직각 삼각 나사산을 갖는 고정체의 첫 번째 나사산이 피질골과 해면골의 경계부 하부에 위치하도록 하였다 (Fig. 2).

그 위에 연결되는 지대주, 나사, 수복물 및 악골은 3차원 형상으로 제작하였다. 실험군은 상부 보철물이 연결고정 모델(Model 1)과 비연결고정 모델(Model 2)로 나누었으며 연결부위는 2 mm의 접촉점으로 설계하였고 연결되지 않는 모델의 인접 접촉부 거리는 8 ㎛으로 지정하였다 (Fig. 3).

보철물의 나사산 입구는 콤퍼지트 레진으로 수복하였으며 상부치관은 지대주에 고정시켰다. 모형화에 사용된 고정체 및 지대주 나사산은 수직축을 대칭으로 처리하였고 모든 경우에 대하여 동일한 지대나사를 사용하였다 (Fig. 4).

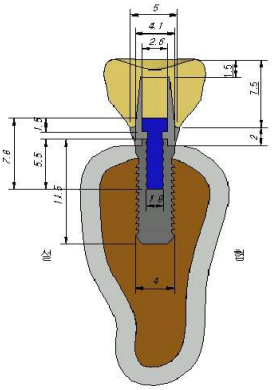


Fig. 2. The bucco-lingual section of the full body (unit: mm).

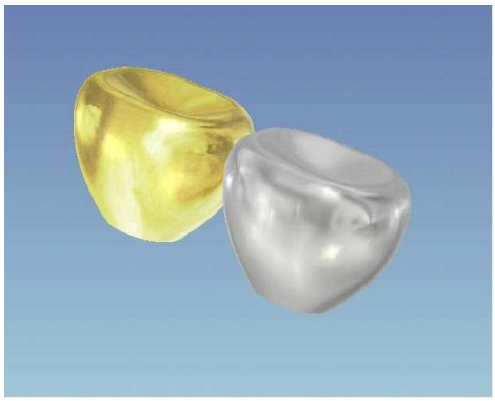


Fig. 3. Proximal Contact surface.

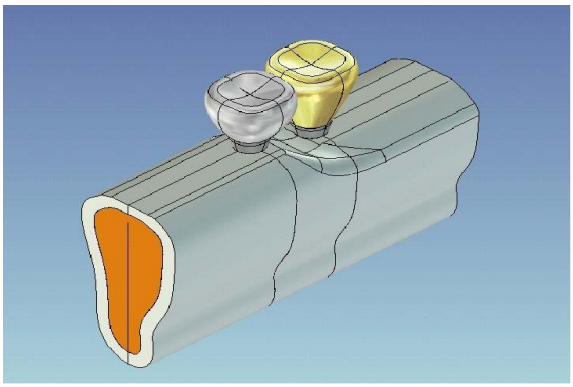


Fig. 1. The three dimensional geometry of the full body.

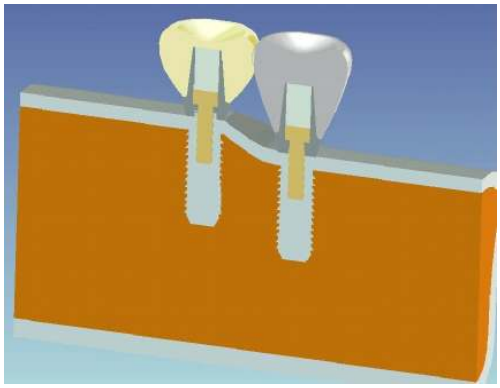


Fig. 4. The Mesio-distal Section of the full body.

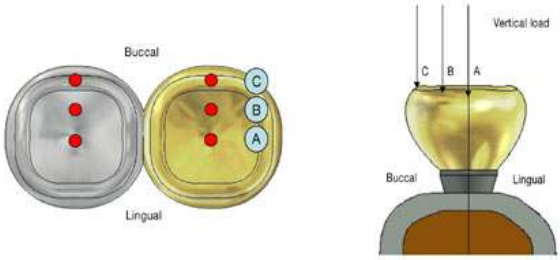


Fig. 5. Loading position A, B, C and Vertical Loading direction.

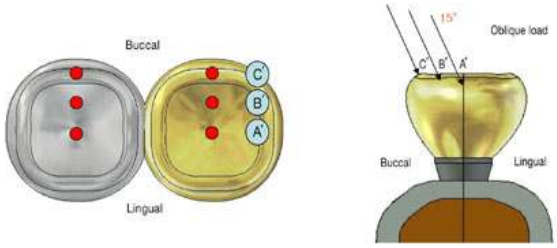


Fig. 6. Loading position A′, B′, C′ and oblique loading direction.

2. 하중조건

하중조건으로 제 1대구치 및 제2대구치의 교합면 3 부위에 수직 및 사선하중을 적용하였다 (Fig. 5 & 6). 하중조건 A는 치관의 중심부에 고정체의 장축에 평행한 200 N의 수직하중, 하중조건 B는 중심부에서 협측으로 2 mm 떨어진 부위에 고정체의 장축에 평행한 200 N의 수직하중, 하중조건 C는 중심부에서 협측으로 4 mm 떨어진 부위에 고정체에 평행하게 200 N의 수직하중을 적용시켰다 (Fig. 6). 또한 사선 하중의 경우에도 동일한 위치에서 장축에 15도 각도를 주어 A', B', C' 로 적용하였다.

3. 경계조건과 물성치

경계조건은 상·하악 치조골의 외부경계선은 움직임이 전혀 발생하지 않도록 하기 위해 상·하악골의 양쪽 모서리의 절단면 부분을 Ux, Uy, Uz 방향으로 모두 구속하였으며 임플란트 구성성분 및 지지 골조직에서 변형이 허용되도록 하였다.

유한요소모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해 모형의 물리적 특성은 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성, 재료의 특성은 3방향으로 동일하다는 등방성, 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위정도에는 무관하다는 선형탄성을 갖는 것으로 가정하였다.

위와 같이 설계에 따라 과정이 완료된 전체 모델은 형상이나 물성(Table 1)에 따라 각 요소별로 분할하였으며 적용된 하중이 작용하여 현저한 응력이 예상되는 부분과 세밀한 관찰을 요하는 부분의 요소는 가급적 작게 분할하였고 분할된 각 요소와 절점에 고유번호를 부여하였다.

요소는 4절점 (Node)의 삼각뿔 형태인 Tetra Heron 요소를 사용하였다.

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

4. 응력분석

본 논문에 사용한 3차원 유한요소분석 프로그램은 NISA / DISPLAY Ⅳ Version 10.0, EMRC (Engineering Mechanics Research Corporation, USA)를 이용하여 해석과 후처리 과정 작업을 수행하였고 얻어진 여러 가지 응력값 중에서 유효응력 (von Mises stress)을 취하여 각 모형에서 응력 분포도에 따라 응력분포 및 최대응력 집중부를 비교 분석하였다.

Ⅲ. 연구성적

1. 치관 중심에 하중 부여시 치조골 상 응력 분포

중심부위에 수직하중이 가해지는 경우(Fig. 7) 연결고정 모델이나 비연결고정 모델에 관계없이 협설

절단면에서 해면골과 치밀골에 분산되는 양상을 보이나 근원심 절단면의 경우 제1대구치 및 제2대구치의 나사산 주위 내측 해면골 보다는 외측 해면골로 넓게 분산되는 양상을 보이고 있었다.

연결고정 모델이나 비연결고정 모델를 비교하여 볼 때 응력분포의 차이는 없으나 제1, 2대구치의 치조골 높이 차이는 고정체 경부 치밀골 부위의 응력분포에 영향을 미치고 있었다.

사면하중이 작용하는 경우(Fig. 10)에도 연결고정 모델과 비연결고정 모델 간에는 응력분포 양상은 유사하나 수직하중에 비교하여 볼 때 제1대구치나 제2대구치 모두 고정체 경부 쪽으로 응력이 집중되고 최대하중은 하중의 작용방향에 따른 설측 부위에 집중되는 양상을 보이고 있었다. 또한 수직하중이 작용하는 2개의 모델 비해 사면하중이 작용시 비연결고정 모델에서 최대 응력이 다소 높았으며, 비연결고정 모델은 연결고정 모델과는 달리 치조골의 높이 차이가 영향을 미치는 요소로 나타났다. 근원심 절단 치조골에서 비연결고정 모델은 연결고정 모델에 비해 제2대구치의 고정체 경부는 제1대구치의 경부에 비해 높은 응력 집중을 보이고 있었다.

2. 치관 2 mm 협측 빗김 부위에 하중 부여시 치조골 상 응력 분포

중심부위에 힘이 작용하는 경우와 비교하여 2 mm 빗금 수직하중이 작용하는 경우(Fig. 8)는 연결고정 모델이나 비연결고정 모델 모두 치밀골 경부 협측을 중심으로 집중되고 해면골에 응력이 분산되지 않고 하부 나사산에서 상부 나사산으로 이동하는 양상을 보이며 최대 응력 지수가 3 배 이상 높았다.

수직하중이 작용하는 경우와 비교하여 사선하중이 작용하는 경우(Fig. 11) 고정체 경부의 치밀골에 대한 집중성이 완화되어 넓게 퍼지는 양상을 보이며 고정체 나사산 주위 협설측 보다는 외측 해면골에 넓게 분산되는 양상을 보이고 있었다. 특히 수직하중이 작용된 비연결고정 모델과 사면하중이 가해진 비연결고정 모델에서 해면골의 응력분포는 현저한 차이를 나타냈다. 최대 Von Mises 경우 수직하중 모델에 비해 사면하중 모델에서는 1/2 미만의 더 낮은 수치를 보이고 있었다.

연결고정 모델이나 비연결고정 모델과 관계없이 협설 절단면의 경우 제1, 2 대구치 모두 전나사산을 중심으로 분산되는 양상을 보이고 있으나 연결고정 모델의 치밀골에서 더 넓은 분산을 나타내고 있었다.

근원심 절단면의 경우 연결고정 모델과 비연결고정 모델 모두 전 나사산을 중심으로 외측 해면 치조골에 분산되는 양상을 보이고 최대 응력의 경우 차이를 보이고 있지 않으나 비연결고정 모델의 경우에는 나사산 내외측을 중심으로 분산되고 있었다.

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

4 mm 빗김 부위에 수직하중이 가해지는 경우(Fig. 9)에는 연결고정 모델이나 비연결고정 모델 모두 중심이나 2 mm 부위에 하중이 부여되는 경우에 비해 고정체의 협측 경부를 중심으로 집중되고 설측에도 일부의 응력이 집중되는 양상을 보이며 최대 Von Mises 응력은 3배 이상 높았다. 또한 2 mm 부위에 가해진 부하에 비해 하부 나사산에서 상부 나사산으로 약간 더 이동하는 양상을 보이고 있었다.

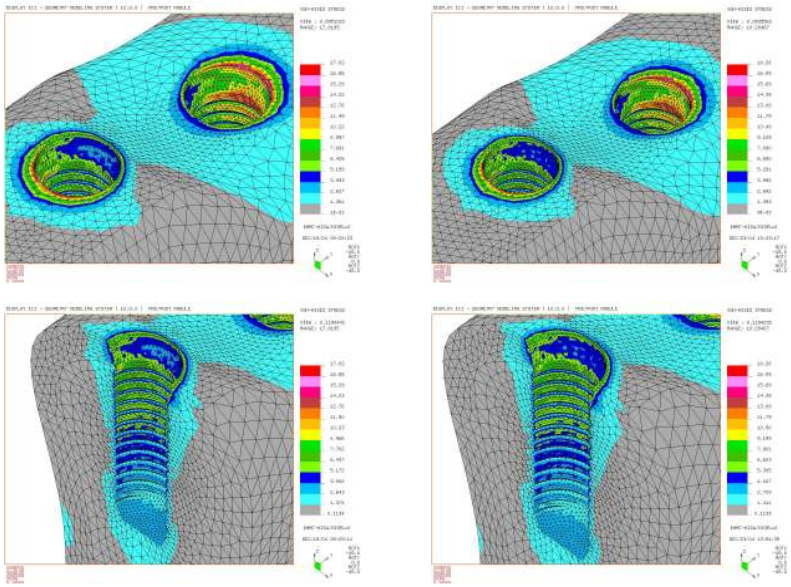
사선 하중이 가해지는 경우(Fig. 12) 협설 절단면에서 수직하중에 비해 치밀골 주위와 고정체 근단으로 현저하게 분산되며 모두 최대 Von Mises 응력은 1/2 이상 낮은 수치를 보이고 있었다.

연결고정 모델이나 비연결 모델에 관계없이 협설 절단면의 경우 제1대구치, 제2대구치에서서 수직하중에 비해 니사산 근단부까지 분산되지만 연결고정 모델의 치밀골에서 더 넓은 분산 양상을 보이고 있었다.

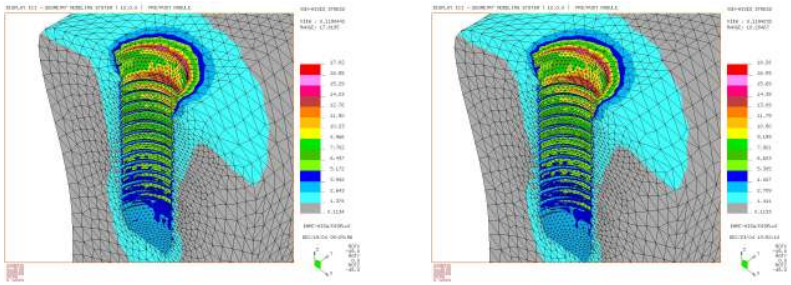
사선하중이 작용한 근원심 절단면의 경우 수직하중에 비해 경부 외측에 응력이 분포되었고 연결고정 모델과 비연결고정 모델의 차이는 영향을 미치는 요소로 작용하지 않았으나 부하의 작용 방향은 영향을 미치는 요소로 나타났다.

Ⅳ. 총괄 및 고안

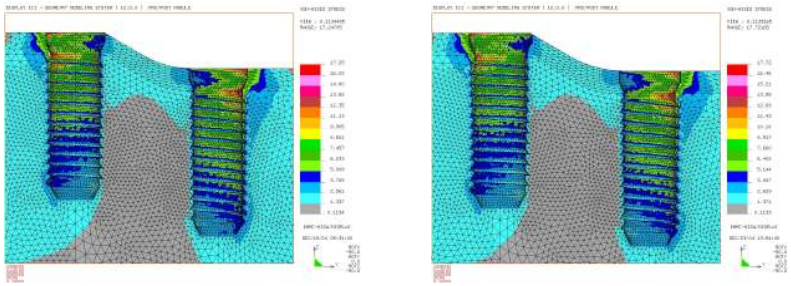
다수의 고정체를 매식하는 경우 장착된 지대주에 대한 수복물의 수동적 적합성을 위해 개개 금관의 제작을 추천하지만 [5] 교합력 분산을 위해 견고한



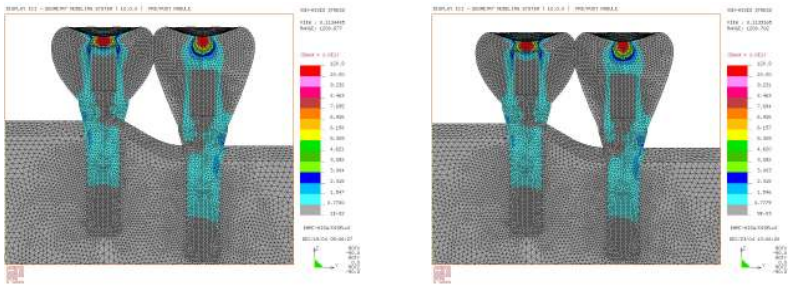
Bucco-lingual section of 1st Molar



Bucco-lingual section of 2nd Molar

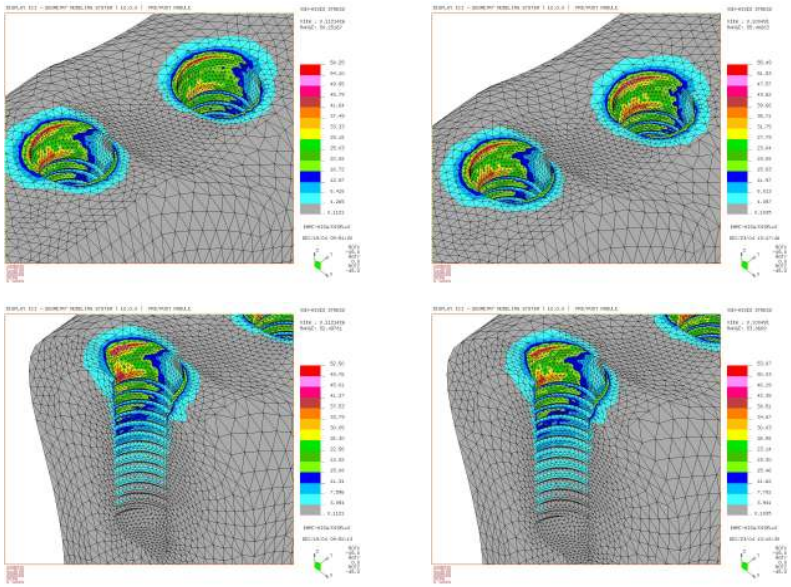


Mesio-distal section

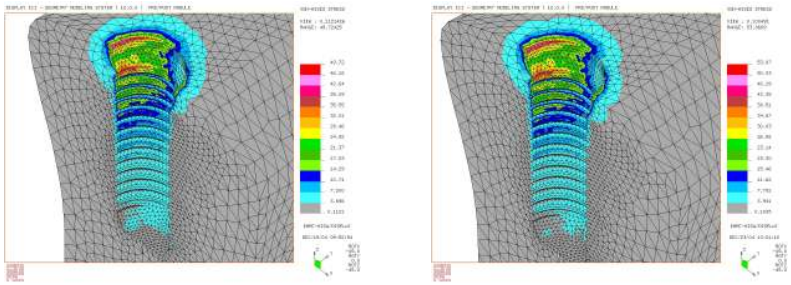


Mesio-distal section

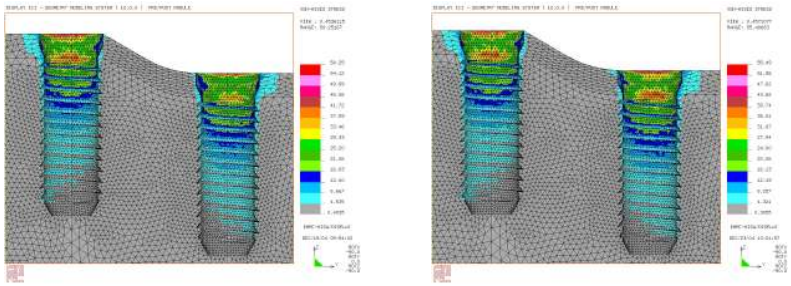
Fig. 7. The von Mises stress value on the bucco-lingual and mesio-distal sections under vertical loading condition A(Left side: Model 1, Right side: Model 2).



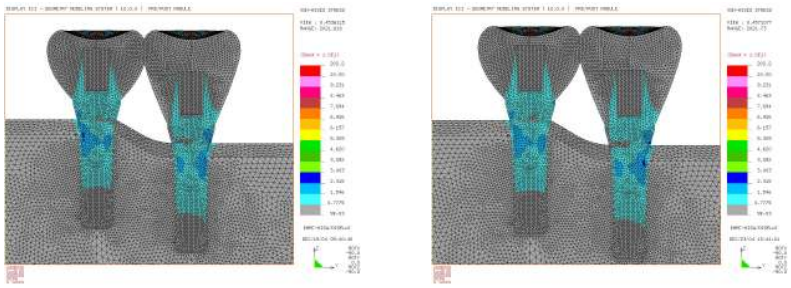
Bucco-lingual section of 1st Molar



Bucco-lingual section of 2nd Molar

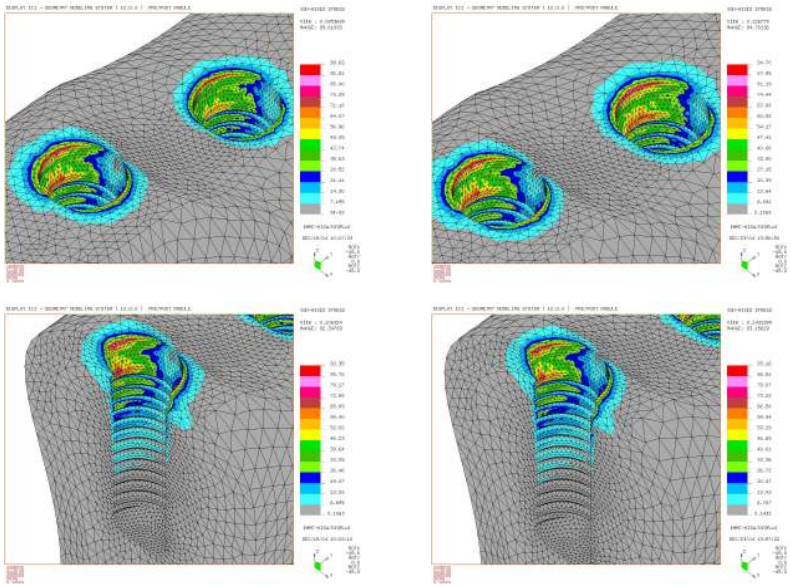


Mesio-distal section

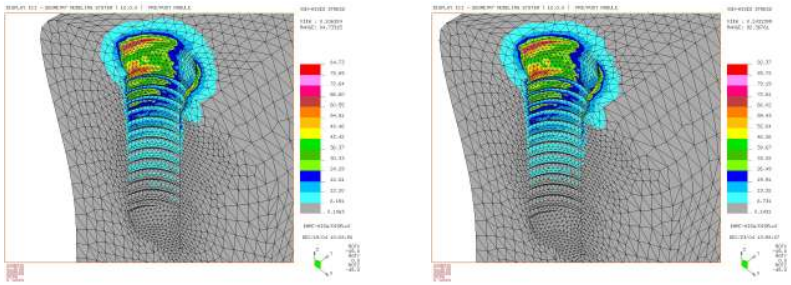


Mesio-distal section

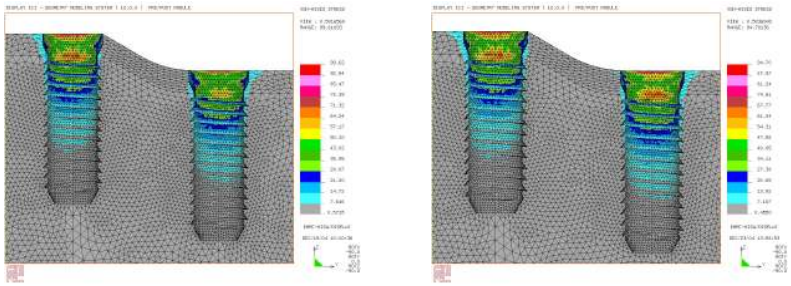
Fig. 8. The von Mises stress value on the bucco-lingual and mesio-distal sections under vertical loading condition B(Left side: Model 1, Right side: Model 2).



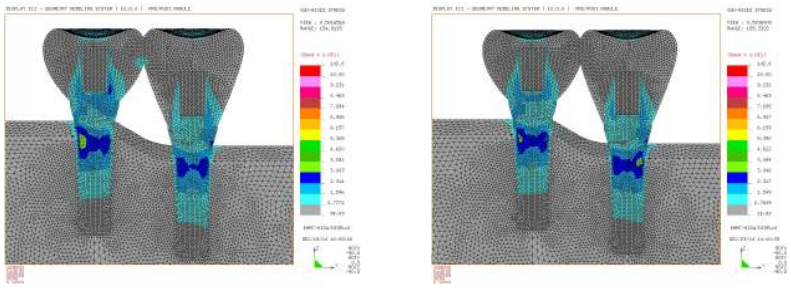
Bucco-lingual section of 1st Molar



Bucco-lingual section of 2nd Molar

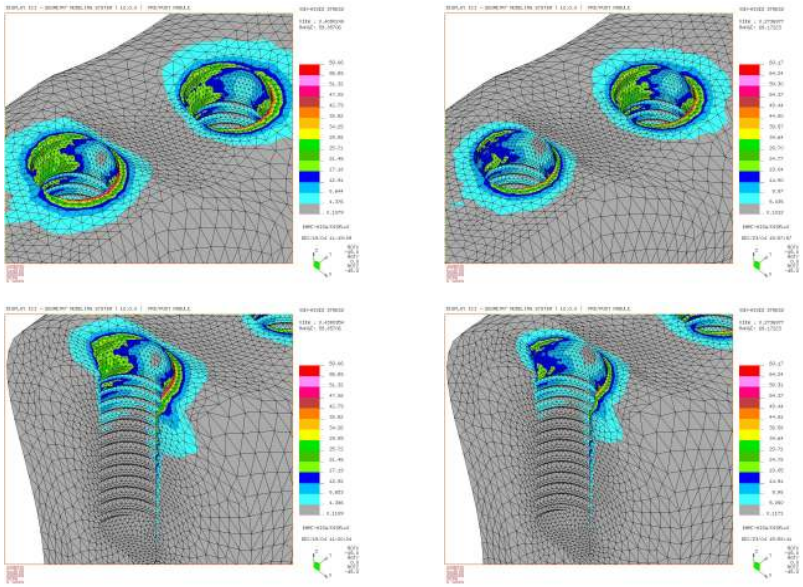


Mesio-distal section

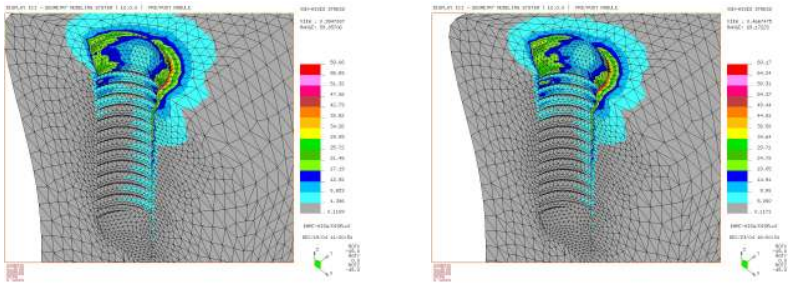


Mesio-distal section

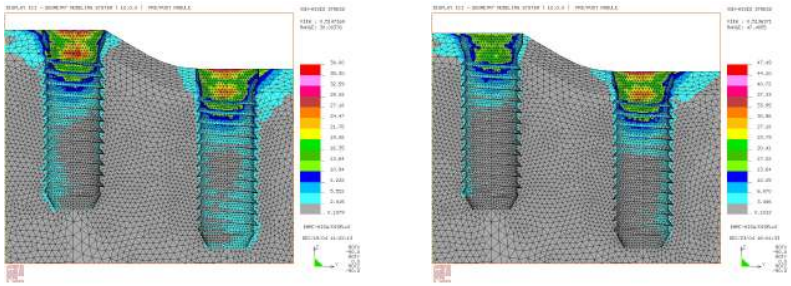
Fig. 9. The von Mises stress value on the bucco-lingual and mesio-distal sections under vertical loading condition C(Left side: Model 1, Right side: Model 2).



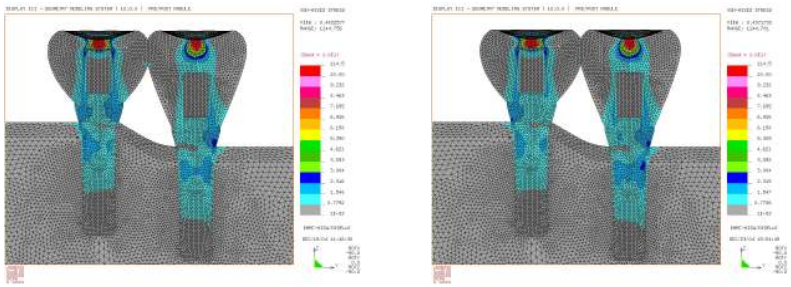
Bucco-lingual section of 1st Molar



Bucco-lingual section of 2nd Molar

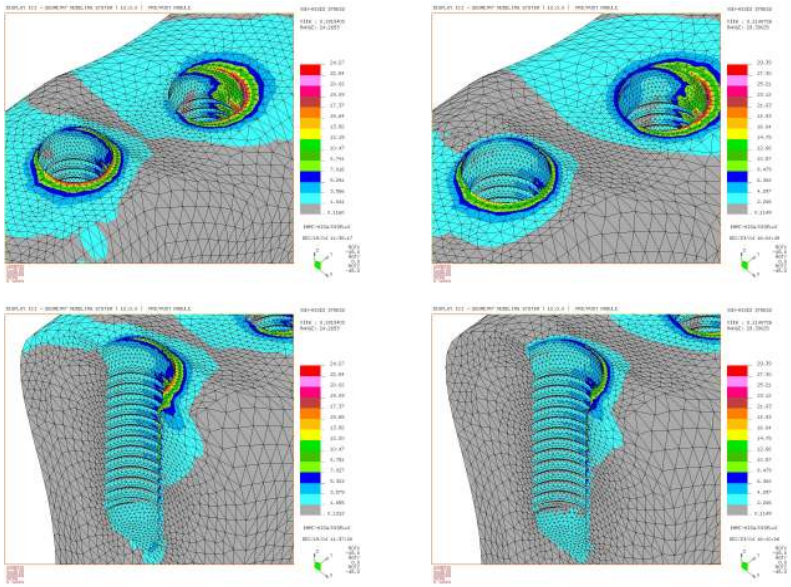


Mesio-distal section

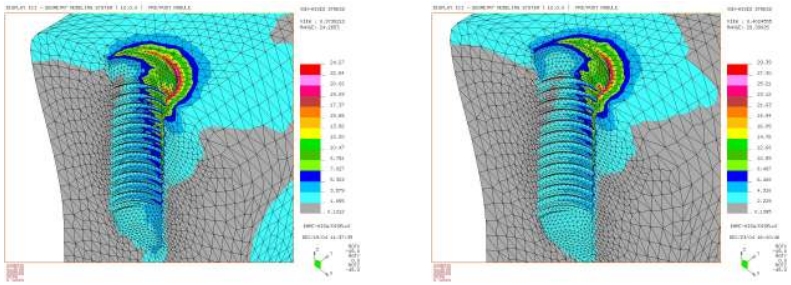


Mesio-distal section

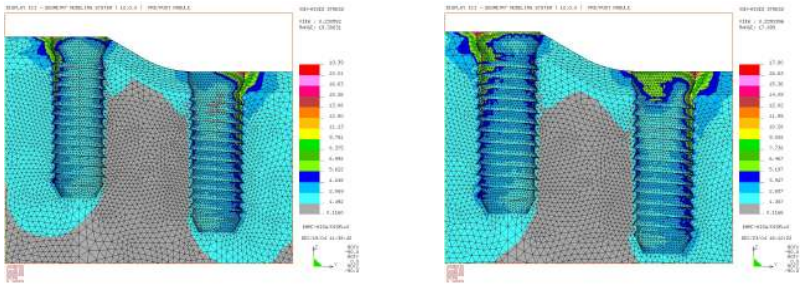
Fig. 10. The von Mises stress value on the bucco-lingual and mesio-distal sections under oblique loading condition A'(Left side: Model 1, Right side: Model 2).



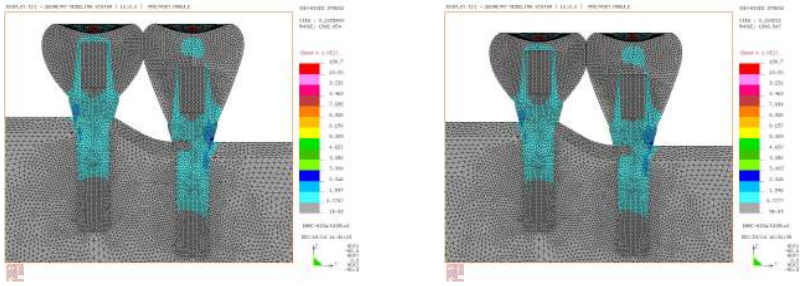
Bucco-lingual section of 1st Molar



Bucco-lingual section of 2nd Molar

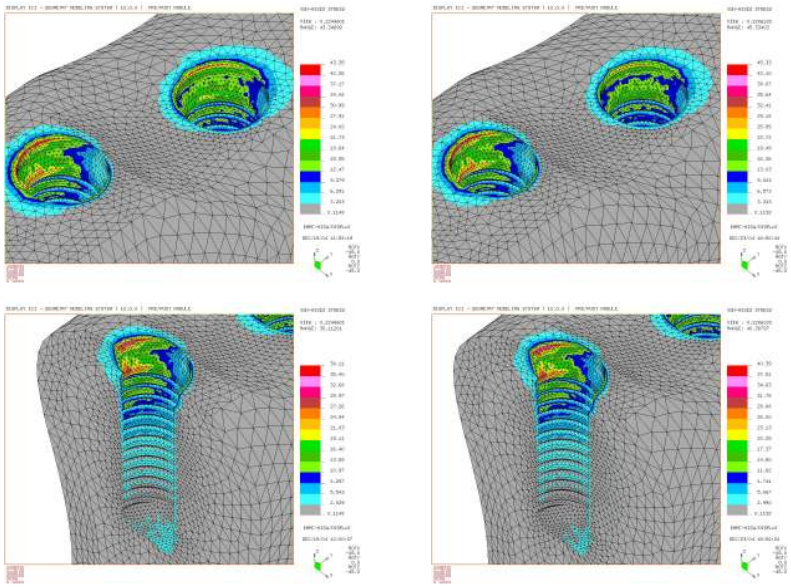


Mesio-distal section

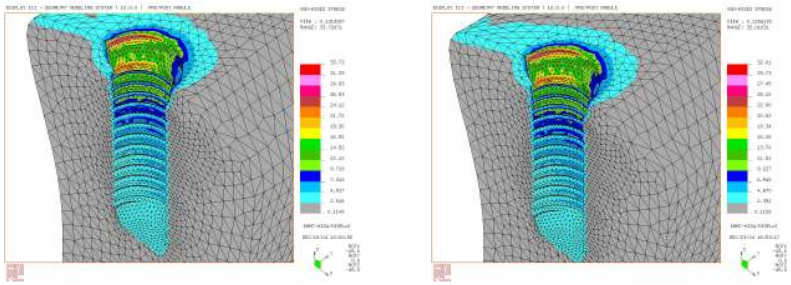


Mesio-distal section

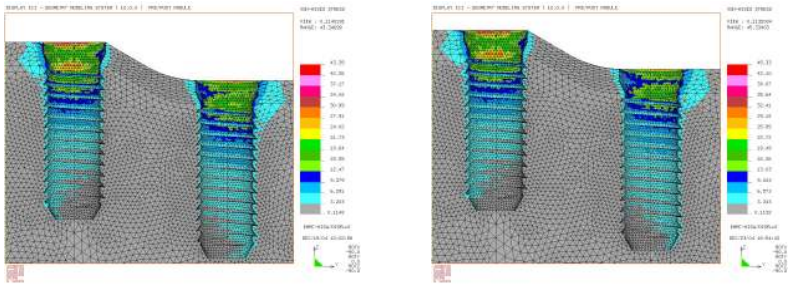
Fig. 11. The von Mises stress value on the bucco-lingual and mesio-distal sections under oblique loading condition B'(Left side: Model 1, Right side: Model 2).



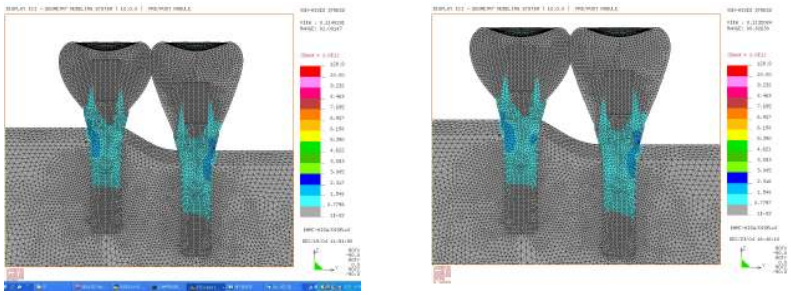
Bucco-lingual section of 1st Molar



Bucco-lingual section of 2nd Molar



Mesio-distal section



Mesio-distal section

Fig. 12. The von Mises stress value on the bucco-lingual and mesio-distal sections under oblique loading condition C'(Left side: Model1, Right side: Model 2).

연결을 추천하고 있다 [12,13,14]. 그러나 하악의 치조골 높이가 다른 조건에서 구치부에 다수의 임플란트를 매식하는 경우 개폐구 운동에 따라 발생하는 하악의 굴절성 차이에 의해 뒤틀린 힘이 발생하여 수복물이 영향을 미칠 수 있다[15,16]. 또한 그러한 힘은 고정체-골계면을 따라 유해한 힘을 유발할 수 있다는 점에서 다수 임플란트 보철물의 연결고정에 대해 논란이 있어 왔다. 따라서 본 연구에서 치조골 높이가 다른 경우 2개의 구치부 임플란트를 매식한 후 연결하였거나 8 ㎛ 간격을 부여하여 수복한 경우에 하중 조건에 따라 어떠한 응력 양상이 발생되는가를 분석하였다.

본 연구에서 수직하중이 중심에 가해진 경우 연결유무에 상관없이 협설절단면과 근원심 절단면에서 치밀골과 나사산 주위 외측 해면골로 넓게 분산되고 있으나 치조골 높이는 고정체 경부 치밀골 부위의 응력분포에 영향을 미치고 않고 있었다. 그러나 협측 2 mm 위치에 수직하중이 가해지는 경우에는 중심에 부여된 하중에 비해 연결고정 모델이나 비연결고정 모델 모두 고정체 경부 협측을 중심으로 집중되고 하부 나사산에서 상부 나사산로 이동하는 양상을 보이고 최대 응력 지수가 3 배 이상 높았다.

이러한 점에서 중심에 수직하중이 작용하는 경우 주요 응력이 대부분 치밀골을 중심으로 집중되고 고정체- 골계면 주위 해면골에 분산되므로서 생리적인 골대사 자극을 유발할 수 있는 것으로 사료되었다. 또한 하중이 작용되는 위치의 변화는 고정체-골계면에 작용되는 응력의 이동에 영향을 미치는 요소로 작용하고 있었다. Seong 등[17]이 교합력에 의한 모멘트의 증가는 임플란트에 굽힘 응력을 야기한다고 보고한 바와 같이 2 mm 위치에 가해지는 하중은 굽힘운동을 야기하여 응력이 편측 및 치경부 측으로 집중되는 것으로 추정되어진다.

이러한 점에서 치조골 내 고정체의 위치를 고려하여 교합접촉의 위치를 설정하는 것이 바람직하다. 특히 시멘트-유지형 임플란트 보철을 제작하는 경우 지대주 상부에 금관을 형성하기 때문에 교합접촉점의 부여 시 골내 매식된 고정체의 장축을 인지하는 것이 어려우나 나사-유지형 임플란트 보철의 경우 고정체에 대해 체결되는 나사의 방향을 고려하여 교합접촉을 설정하는 데 유용할 것으로 사료되었다.

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

본 연구에서 임플란트와의 계면에 해당하는 지지골에 발생하는 응력은 연결구조에 관계없이 1차적으로 고정체 경부 치밀골 중심으로 발생하나 하중의 작용방향과 작용 위치에 따라 해면골의 응력 분포가 달라지고 있었다. 응력발생 부위와 임플란트 형태의 영향에 대해 Stegaroiu 등[18] 은 임플란트 경부 주위에 응력이 집중된다 하였고, Tada 등[19]도 여러 가지 모델을 이용하여 분석한 결과 임플란트 경부의 형태와 크기가 같기 때문에 임플란트 형태 및 길이는 영향을 미치지는 못한다고 하였다. Lai 등[20] 또한 골유착 정도에 따른 수직 하중에 대한 3차원적 응력 분석에서 임플란트 골계면에서의 응력은 골유착 정도에 따라 달라지나 골 내에서의 응력은 임플란트 경부에 집중된다고 하였다.

이러한 점은 임플란트 골계면이 완전히 유착되는 경우 골계면에서 자연치의 치주인대와는 달리 미세운동이 존재하지 않아 치조정 높이에서 회전중심을 가지기 때문에 대부분의 힘은 임플란트의 치경부 치밀골에서 집중되고 나머지는 해면골에 분산되기 때문인 것으로 사료되었다.

상부 수복물의 설계에 따른 응력분산에 대해 Guichet 등[21]은 비연결 수복물은 수동적 장착, 치관의 형태조절, 그리고 치주조직의 위생성이 우수하나 저작력에 대해 개별적으로 부하를 견뎌야 하며 부여된 응력을 수복물과 고정체를 통하여 응력을 분산시킬 수 없다고 하였고 또한 접촉점을 강하게 하는 경우에는 응력이 더욱 집중된다고 보고하였다.

Davidoff 등[14] 도 임플란트 수복물의 고정연결에 의해 교합력을 분산할 수 있으며 이는 임플란트 주위 골흡수나 임플란트 구성성분의 파절 등을 야기할 있는 유해한 힘의 전달을 예방할 수 있다고 하였다.

그러나 본 연구에서 4 mm 빗김 부위에 수직하중이나 사선하중이 가해지는 경우 연결 여부가 영향을 미치는 요소로 작용하지 않았으나 부하의 작용방향은 영향을 미치는 요소로 나타났다. 본 연구에서 모든 모델에서 치밀골은 2 mm 두께로, 치밀골과

해면골의 탄성계수는 13,000과 9,500으로 한 최적의 골질 조건으로 설계하였고 또한 골유착 정도를 100 % 로 설정하였던바 이러한 조건에 비해 고정연결 조건은 응력 분산에 영향을 미치지 못한 것으로 사료되었다. 이러한 점에 대해 Clelland 등 [22]은 치밀골이 없이 해면골 만 존재한 경우 그리고 치밀골의 두께를 달리하여 설계한 유한요소분석에서 해면골만 존재하는 경우에는 고정체 근단부에 최대주응력이 분포한 반면 치밀골이 위치하는 경우에는 골질의 두께 및 골질 차이에 따라 응력 분포는 영향을 받게 된다고 하였으며 Tada 등 [19]도 해면골의 탄성율이 응력 분포에 영향을 미친다고 하였다.

본 연구의 모델 설계시 제1, 2 대구치 간 치조골 높이를 다르게 설계하였지만 치조골 높이가 낮은 부위 고정체 길이를 동일하게 하였기 때문에 중심에 사선하중이 작용한 경우 보철물의 연결 여부에 제2대구치의 치경부는 제1대구치에 비해 높은 응력 집중을 보이고 있으나 다른 조건에서는 하중의 방향과 위치가 치조골의 응력 분포 및 집중성에 크게 영향을 미치지 못하는 것으로 사료되었다.

이러한 점에서 하중의 위치나 보철물간의 연결여부 보다는 동일한 위치에서도 하중의 작용 방향이 주위골의 응력분포에 보다 크게 영향을 미치는 것으로 나타났다. 또한 고정체 지지골의 높이가 다르다 하여도 고정체-치밀골 계면의 골 유착이 양호하다면 개개 수복물을 제작에 따른 수동적 접합성과 하악 운동시 발생할 수 있는 뒤틀린 힘에 영향을 받지 않는 개개 수복물 제작도 임상적으로 유용한 것으로 사료되었다.

따라서 다양한 저작력의 크기와 방향이 가해지는 임상적 상황에서 보철물의 연결여부에 따른 수복방법은 골질의 특성과 골량에 따라서도 차이를 나타낼 것으로 보고된 바 [22, 23] 향후 연결 여부와 다양한 골질의 차이, 골유착 정도, 하중조건을 고려하는 연구가 진행되어야 할 것으로 사료되었다.

Ⅴ. 결 론

임플란트의 고정체를 지지하는 골의 양이 수평적으로 다르게 한 조건에서 고정체에 장착된 2개의 금관을 고정연결하거나 고정연결하지 않는 유한요소모델에 200 N의 수직과 사선하중을 중심, 2 mm 및 4 mm 빗김하중으로 부여한 후 치조골에 발생하는 응력을 3차원적으로 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 중심 부위에 수직하중이 가해지는 경우 연결고정 모델이나 비연결고정 모델에 관계없이 치밀골과 나사산 주위 해면골에 분산되는 양상을 보이나 사선하중이 가해지는 경우 치밀골 경부 쪽으로 응력이 집중되며 근원심절단면의 경우 비연결고정 모델은 연결고정 모델에 비해 제2대구치의 치밀골 경부는 제1대구치에 비해 높은 응력 집중을 보이고 있었다.
2. 2 mm 빗김 부위에 수직하중이 가해지는 경우 연결고정 모델이나 비연결고정 모델 모두 치밀골 경부 협측을 중심으로 응력이 집중되고 해면골에는 분산이 미약하면서 하부 나사산에서 상부 나사산으로 이동하는 양상을 보이지만 사선하중이 가해지는 경우에 고정체 전 나사산을 중심으로 응력이 분산되는 양상을 보이고 있었다.
3. 4 mm 빗김 부위에 수직하중이 가해지는 경우에는 연결고정 모델이나 비연결 고정 모델 모두 중심이나 2 mm 부위에 힘이 가해지는 경우에 비해 협측 치밀골을 중심으로 집중되고 해면골의 경우 하부 나사산에서 상부 나사산으로 약간 이동하는 양상을 보이나 사선하중이 작용하는 경우 근원심 절단면의 경우 수직하중에 비해 경부 외측에 응력이 분포되었다.

수평적 지지골이 다른 경우 치관을 연결할 것인가에 대한 의문이 있어 본 연구를 수행한 결과 인접 금관의 연결여부가 응력분포에 영향을 미치는 요소로 작용하지 않았으나 하중의 작용 방향은 영향을 미치는 요소로 작용하였다. 그러나 이러한 차이가 지지골로의 흡수를 유도하여 임플란트 실패를 야기할 것인 가에 대한 추가적인 연구가 필요할 것으로 사료되었다.

참 고 문 헌

1. Guichet, DL. Caputo, AA. Choi, H. Sorenson, JA.. “Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs.” *Int J Oral Maxillofac Implants 15*:239-46, 2000.

2. Moberg, LE. Kondell, PA. Kullman, L. Heimdahl, A. Gynther, GW.. “Evaluation of single-tooth restorations on ITI dental implants. A prospective study of 29 patients.” *Clin Oral Implants Res 10*:45-53, 1999.
3. Levine, RA. Clem, DS III. Wilson, TG. Jr, Higginbottom, F. Solnit, GS. “Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: results of loading for 2 or more years.” *Int J Oral Maxillofac Implants 14*:516-20, 1999.
4. Gomez-Roman, G. Schulte, W. d'Hoedt, B. Axman-Krcmar, D.. “The Frialit-2 implant system: five-year clinical experience in single-tooth and immediately postextraction applications.” *Int J Oral Maxillofac Implants 12*:299-309, 1997.
5. Solnit, GS. Schneider, RL.. “An alternative to splinting multiple implants: use of the ITI system.” *J Prothodont 7*:114-9, 1998.
6. 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.
7. 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.
8. 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.
9. Fischman, B.. “The rotational aspect of mandibular flexure.” *J Prosthet Dent 64*:483-5, 1990.
10. 최민호, 강재석, 부수붕, 오상호, 안옥주, 강동완: 임프란트 보철물의 점하중 및 면하중에 따른 유한요소법적 응력분석, 대한치과턱관절기능교합학회, 제 20권 2호, 83-94. 2004.
11. 김창현, 강재석, 부수붕, 오상호, 안옥주, 강동완: 경사진 임플란트 고정체의 응력분석, 대한치과턱관절기능교합학회, 제 20권 2호, 71-82. 2004.
12. 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.
13. 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.
14. Davidoff, SR.. “Restorative-based treatment planning determining adequate support for implant-retained fixed restoration.” *Implant Dent. 5*:179-184, 1996.
15. Korioth, TW. Hannam, AG.. “Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching.” *J Dent Res 73*:56-66, 1994.
16. Korioth, TW. Johann, AR.. “Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting.” *J Prosthet Dent 82*:67-72, 1999.
17. Seong, WJ. Korioth, TW. Hodges JS.. “Experimental induced abutment stress in three types of single-molar implant restorations.” *J Prosthet Dent. 84*:118-126, 2000.
18. Stegaroiu, R. Kusakari H, Nishiyama, S. Miyakawa, O.. “Influnence of prosthsis material on stress distribution in bone and implant: A 3 dimensional finite element analysis.” *Int Oral Maxillofac. Implant. 13*:781-790, 1998.
19. Tada, S. Stegaroiu, R. Kitamura, E, Miyakawa, O. Kusakari H.. “Influence of implant design and bone quality on stress/ strain distribution in bone around implants: A 3 dimensional finite element analysis.” *Int Oral Maxillofac. Implant. 18*:357-368, 2003.
20. Lai, H, Zhang F. Zhang, B. Yang, C. Xue M.. “Influence of percentage of osseointegration on stress distribution around dental implant.” *Clin J Dent Res., 1(3): 7-11*, 1998.
21. 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.
22. Clelland, NY. Lee, JK. Bimbenet OC. Gilat AG.. “Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variable for a loaded implant.” *J Prosthet Dent 2*:183-189, 1993.
23. Holmes, DC. Loftus, JT.. “Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants.” *J Oral Implantol 23*:104-11, 1997.

Reprint request to: Dong Wan Kang, Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University 421, Seosuk-Dong, Dong-Gu, Gwangju, 501-759, Korea, E-mail: jhajung@mail.chosun.ac.kr, Tel: 82-62-220-3820