

# 하악구치부에서 Bicon 임플란트에 의해 지지되는 고정성 국소의치의 광탄성 응력분석

원광대학교 치과대학 치과보철학교실

강종운 · 김난영 · 김유리 · 조혜원

## I. 서 론

임플란트지지 고정성 보철물을 제작하기 위해 고려해야 할 사항은 고정체의 종류, 식립위치, 지대주의 종류와 연결 방식, 보철물의 종류, 저작압의 크기와 방향 등 여러 가지 요인이 있다. 임플란트가 실패하는 원인 중 한 가지는 임플란트-골 계면에 비정상적으로 전달되는 응력이다. 응력이 과도하거나 한 곳에 집중되어 분산되지 못하면 결국 임플란트 지지조직이나 구성요소들을 약화시켜 임플란트의 예후가 불량해진다. Hoshaw 등<sup>1)</sup>과 Rangert 등<sup>2,3)</sup>은 임플란트에 대한 과부하가 지지골 소실을 유발한다고 보고하였으며, Miyata 등<sup>4,5)</sup>은 동물 연구에서 180  $\mu\text{m}$  이상의 과도한 교합 과부하상태를 만들면, 구강 청결이 유지되는 조건에서도 임플란트 주위 지지골에 골 소실이 증가한다고 보고한 바 있다.

Skalak<sup>6)</sup>은 골유착성 임플란트가 섬유성 조직의 개재 없이 악골과 직접 연결되어 있어 기능시 외력이 악골에 직접 전달되면서 많은 문제가 발생할 수 있다고 하였다. 임플란트 수복물과 같은 복합적인 구조에 부하가 가해지면 발생하는 응력은 각 구성부의 생역학적인 특성과 공간의 기하학적인 형태에 따라 달라지며, 보철물이 부적합(misfit)되면, 임플란트 구성부를 약화시킬 것이라고 하였다.

치과 임플란트는 티타늄이나 그 합금으로 만들어지며, 티타늄의 탄성계수는 피질골보다 더 낮다. 따라서 서로 다른 탄성계수에 의해 부하를 받는 하부 골조직과 금속상부구조물, 티타늄 임플란트 등은 다

양한 응력 편향을 야기할 것이다. Rieger 등<sup>7,8)</sup>은 골유착성 임플란트의 장기적, 생역학적 성공을 위해서는 파괴 응력이 지지골에 골고루 분산되도록 보철물에 가해진 응력을 넓게 분산시킬 수 있는 임플란트를 설계해야 한다고 하였다.

상부 보철물의 설계에 있어 연결고정은 응력을 분산시키는 하나의 방법으로 사용된다. 자연치의 연결고정(splinting)은 동요가 있는 치아에서 인접치를 이용해 안정성의 회복과 응력 분산을 목적으로 시술되어 왔다.<sup>9)</sup> 임플란트 지지 수복물에서도 인접 임플란트가 있는 경우에는 적절한 하중점과 하중 방향을 설정하고 교합압을 분산시키기 위하여 서로 연결 고정하도록 권고해 왔다.<sup>10-13)</sup> 반면 연결 고정된 수복물이 수동적으로 적합(passive fit)되지 못하면 치경부 골소실을 야기하며, 지대주 나사와 임플란트의 파절까지 일으킬 수 있다.<sup>1-3,14)</sup> Assif 등<sup>15,16)</sup>은 금속 구조물에서의 응력 분산과 임플란트 주위 지지구조물에서 발생한 응력 사이에 직접적인 비례관계가 있으며, 임플란트 보철은 수동적 적합(passive fit)이 되지 않는다면 나사를 조일 때의 응력이 임플란트와 골 사이의 골계면에 집중되어 불편감을 일으키고 보철물과 임플란트 고정체의 파절을 유발하거나 나아가서는 골유착을 파괴할 수도 있으므로 임플란트 보철물은 정밀하게 제작되어야 한다고 하였다. 이러한 문제를 해결하기 위해 다수의 임플란트를 연결해 제작한 보철물의 적합도를 증진하기 위한 여러 가지 기법을 사용할 수 있으나, 아직도 정확한 보철물을 제작하기는 매우 어려운 실정이다. 그래서 부정확하게

연결된 다수 임플란트 보철물 대신 인접한 임플란트를 개별적으로 수복하는 방법을 제안하는 임플란트 시스템이 증가하고 있으며,<sup>17)</sup> Fischman<sup>18)</sup>은 임플란트로 수복할 경우, 연결 고정된 전악 보철물을 제작하는 대신 개별적으로 수복된 보철물을 추천하였다. 그러나 그 효용성에 대해서는 논란이 많으며 아직도 연구자들의 견해가 다양하게 전개되고 있다. Guichet 등<sup>19)</sup>은 인접면 접촉 긴밀도가 증가할수록 개별 수복금관에서 인접구조물에 응력을 발생시킨다고 했다.

Bicon 임플란트는 고정체가 fin형태로 표면적을 증가시키며 측방압에 대한 저항력이 높다. 또한 나사가 아닌 locking taper에 의해 지대주가 결합되고 연결 시 작은 망치(mallet)로 지대주를 고정체에 두드려(tapping) 결합시켜 매우 단순하다. 본연구는 형태와 연결방식이 독특한 Bicon 임플란트 시스템을 이용하여 개별 수복하는 경우(non-splinting)와 연결 고정한 경우(splinting)에서 지지조직에 발생하는 응력의 분포와 정도 및 임플란트의 개별적 수복 시 인접면 접촉 긴밀도에 따른 응력의 크기와 분포 양상에 대해 광탄성 방법으로 연구하고 이를 보고하는 바이다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 하악 구치부 광탄성 모형의 제작

하악 좌측 구치부에서 견치 후방에 무치악 부위를 가진 광탄성 모형을 제작하기 위해, 하악골 형태를 재현한 석고모형을 먼저 제작하였다. 써베이어를 이용하여 3 개의 고정체(4.0×11 mm, 260-140-011, Bicon Inc., Boston, USA)를 무치악 부위에 위치시켰다. 제조자의 지시에 따라 치조정 하방 2 mm에, 인접치에서 2 mm 그리고 각각의 임플란트는 서로 3 mm 간격으로 위치시키고 왁스로 고정하였다. 임플란트 매식부 전방의 견치는 치근모양의 소켓을 형성하였다. 고정체에 인상용 포스트(260-100-193, Bicon Inc., Boston, USA)를 연결하고, 복제용 실리콘(KE1300, Shin-Etsu, Japan)을 이용하여 주형을 제작하였다. 실리콘 주형에 인상용 포스트와 고정체를 다시 위치시킨 후, 해면골을 재현하기 위해 광

탄성 레진(PL-2, Measurement Group Inc, Raleigh, USA)을 부어 모형을 제작하였다. 견치를 복제할 실리콘 주형을 제작하고 광탄성 레진(PLM-1, Measurements Group, Raleigh, USA)을 주입하여 제작한 후 광탄성 모형의 소켓에 접착제로 접착하였다.

### 2. 지대주 연결과 금관 제작 및 연결고정

인상용 포스트를 고정체에 연결하고 실리콘 인상재(Exafine, GC Co., Tokyo Japan)로 인상을 채득한 뒤 2 mm 임플란트 아날로그(260-100-190, Bicon Inc., Boston, USA)를 인상용 포스트에 연결하고, 주위 연조직을 재현하기 위하여 실리콘(Gi Mask, GC America Inc., Alsip, USA)을 첨가하였다. 인상체에 진공상태에서 혼합한 초경석고(MG Crystal Rock, Maruishi Gypsum Co., Japan)를 부어 작업모형을 제작했다. 아날로그에 지대주(4.0×6.5 mm 0°, 2.0 mm post, 260-140-002, Bicon Inc., Boston, USA)를 망치로 두드려 결합시킨 뒤 분리제를 도포하고, 즉시중합형 레진(Pattern resin, GC Inc., Japan)을 이용하여 코핑을 제작하고 그 위에 납형을 제작하였다. 금관의 높이는 9 mm로 제작하였고, 모든 납형의 교합면은 하중점을 설정하기 위해 바닥에 평행하게 milling machine(PF-200, CM., Biel-Bienne, Switzerland)으로 밀링하였다. 매물하기 전에 완성한 납형을 광탄성 모형에 위치시키고, 적합도와 인접면 사이의 관계를 확인하였다. 소환 후에 제 3 형 금합금(Cast-2, Alphadent, Seoul, Korea)으로 주조하였으며, 산화알루미늄 연마제(50 μm)를 분사하고, 산 처리하였다. 10 배율의 기공실 현미경으로 주조체 내면을 검사하고, 실리콘 조정재(Fit-Checker, GC Co., Japan)를 사용하여, 금관의 최적 적합이 이루어질 때까지 내부 조정을 실시하였다.

개별 수복용 금관에 대한 광탄성 분석을 시행한 후 납착하여 연결 고정한 3-unit 고정성 국소의치를 제작하였다. 고정성 국소의치를 적합시켜 잔류응력이 발생하는지를 확인하고 과도한 응력이 발생하면 다시 절단해 납착하였다.

### 3. 인접면 접촉 긴밀도의 조절

개별 수복용 금관의 인접면 접촉 긴밀도를 조절하기 위해서 인접면 공간에 8  $\mu\text{m}$ 의 metallic shim (Shim stock, Almore International Inc., Beaverton, USA)을 사용하여 인접면을 조심스럽게 조절하였다. 수복물은 ZOE 임시 시멘트(Cavitec, Kerr Co., Romulus, USA)로 접착시켰고 여분의 시멘트는 실험 전에 제거하였다.

지대주만 연결할 때 광탄성 모형은 잔류 응력이 없는 상태였으며 모형은 표면 장력을 최소화하기 위해 광물유에 담겨 circular polariscope에 위치시켰다. 개별 수복용 금관은 아래와 같은 다양한 접촉 긴밀도를 가진 상태에서 응력 분포에 대하여 실험하였다.

- ① open contact : 두 금관 사이의 인접면이 완전히 뜨게 함.
- ② ideal contact : 두 금관 사이에서 8  $\mu\text{m}$  두께의 metallic shim이 찢기지 않고 접촉면을 통과할 수 있는 정도
- ③ medium contact(40  $\mu\text{m}$ ) : 두 금관 사이에 5 겹(40 $\mu\text{m}$ )의 metallic shim을 위치시킴.
- ④ heavy contact(80  $\mu\text{m}$ ) : 두 금관 사이에 10 겹(80  $\mu\text{m}$ )의 metallic shim을 위치시킴.

### 4. 하중 부여

다양한 인접면 접촉 긴밀도에 따라 임플란트 주위 조직에 생성된 응력을 관찰하고 각 임플란트의 중심 외에 형성된 하중부에 7.5, 15, 30 lb의 하중을 각기 가하여 광탄성 분석을 시행하였다. 하중이 증가되면서 나타나는 응력을 관찰하여 모형 내에 발생하는 응력의 분포와 경향을 더 명확하게 알기 위해서이다. 하중점을 정확하게 하기 위해 금관과 고정체 중심선상의 교합면에 #4 round bur를 이용하여 하중점을 형성하였으며, 하중점 위에 작은 쇠구슬을 놓고 하중을 가하였다. 각 하중을 가한 후에는 5 분간의 휴지기를 두어 잔류응력이 사라지게 한 후 다시 하중을 가했다. 개별 수복된 금관에 대한 분석이 완료된 후, 연결고정 국소의치를 연결하고 교합면상의 하중점에 쇠구슬을 놓고 하중을 가하여 광탄성 분석을 시행하였다.

### 5. 광탄성 분석

하중을 가했을 때 발생하는 응력은 디지털 카메라 (S2 Pro, Fuji FinePix, Japan)를 사용하여 촬영하였다. 사진 상에 나타나는 광탄성 무늬를 관찰하고, 각 임플란트에서 경부와 근단부로 나누어 무늬차수 (fringe order)를 참조하여 측정, 비교하였다.

## Ⅲ. 연구 성적

### 1. 개별 수복 금관에서 접촉 긴밀도와 하중을 변화시킨 경우

#### 1) 하중을 가하지 않은 경우

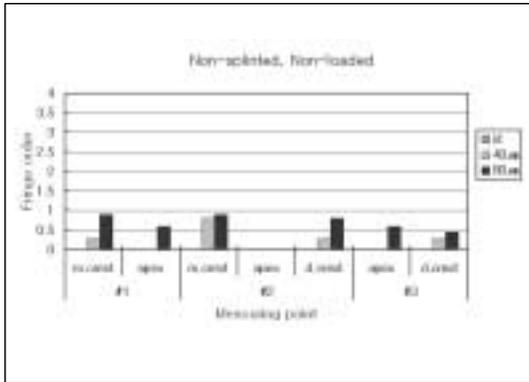
Open contact을 갖는 개별 수복 금관에서는 응력이 관찰되지 않았다. Ideal contact에서는 임플란트 지지조직에 open contact 시와 같이 유의할만한 응력이 관찰되지 않았다. medium contact(40  $\mu\text{m}$ )에서는 첫 번째, 두 번째, 세 번째 임플란트의 경부에 응력이 발생했다. 이러한 응력은 heavy contact(80  $\mu\text{m}$ )에서 더욱 명확하게 나타났다(Fig. 1). 또한 80  $\mu\text{m}$ 에서 응력은 고정체 표면의 fin을 따라 근단부로 이동하였다.

#### 2) 첫 번째 임플란트에 하중을 가한 경우

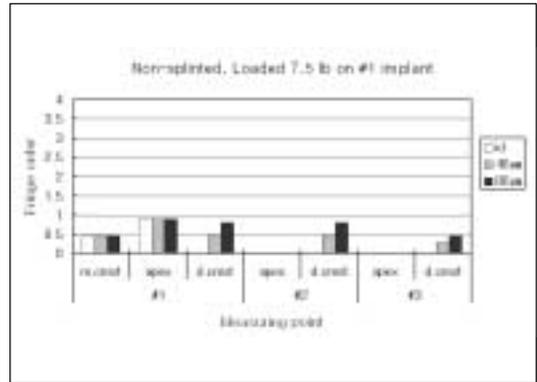
Open contact과 ideal contact 사이에는 차이가 거의 없었다. 첫 번째 임플란트는 경부와 근단부에 두 번째 세 번째 임플란트에 비해 큰 응력을 나타내었으며, 접촉 긴밀도가 증가할수록 응력은 증가하였다. 두 번째, 세 번째 임플란트는 하중 증가에 관계없이 접촉 긴밀도의 증가에 따라 경부에서 응력이 증가하였다(Fig. 2~4).

#### 3) 두 번째 임플란트에 하중을 가한 경우

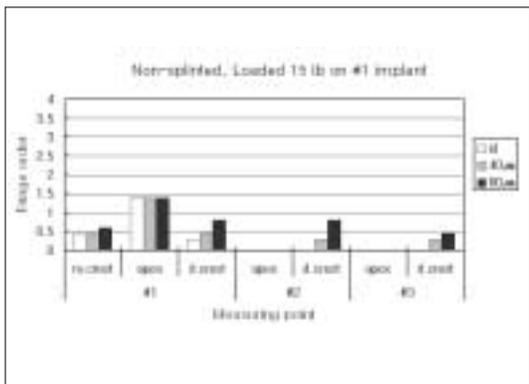
경부와 근단부에서 응력의 분포가 나타났으며 접촉 긴밀도가 증가할 때 임플란트 경부에서의 응력증가는 적었으며 근단부에서는 응력이 감소하였다. 인접 임플란트의 근단부와 경부에서 응력이 나타났으며, 하중의 증가에 따른 응력은 큰 변화를 보이지 않았고, 접촉 긴밀도가 증가할수록 임플란트의 경부에서 응력이 증가하였다(Fig. 4~7).



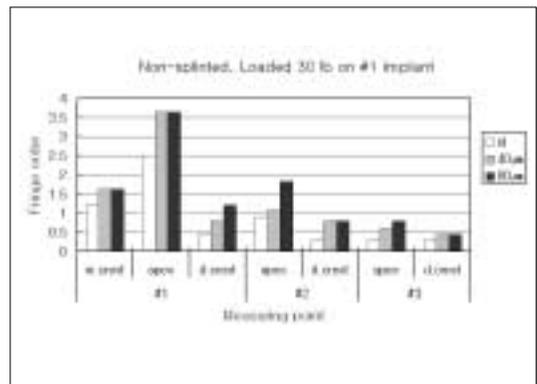
**Fig. 1.** Fringe order at non-splinted, non-loaded model.



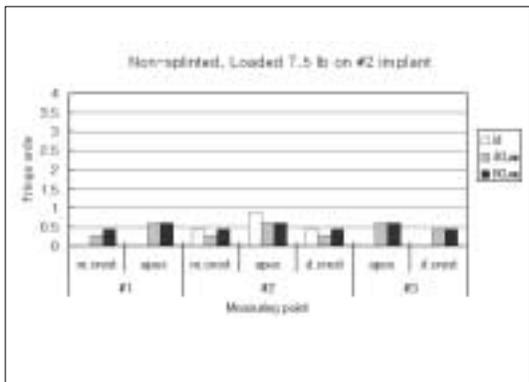
**Fig. 2.** Fringe order at non-splinted, 7.5 lb loaded on #1 implant.



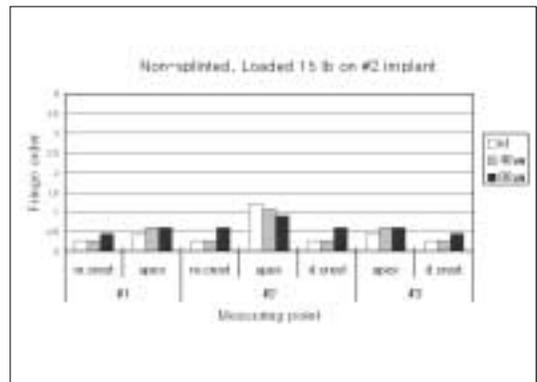
**Fig. 3.** Fringe order at non-splinted, 15 lb loaded on #1 implant.



**Fig. 4.** Fringe order at non-splinted, 30 lb loaded on #1 implant.



**Fig. 5.** Fringe order at non-splinted, 7.5 lb loaded on #2 implant.



**Fig. 6.** Fringe order at non-splinted, 15 lb loaded on #2 implant.

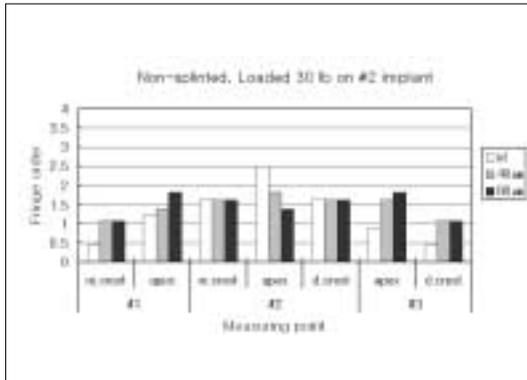


Fig. 7. Fringe order at non-splinted, 30 lb loaded on #2 implant.

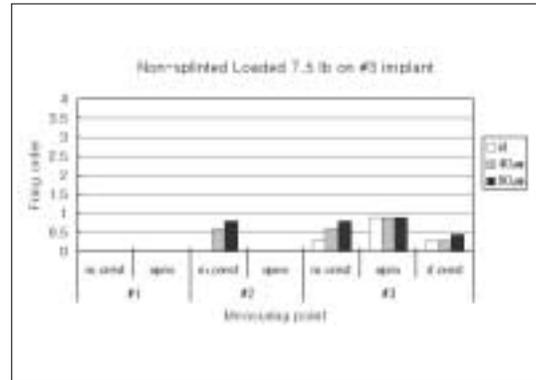


Fig. 8. Fringe order at non-splinted, 7.5 lb loaded on #3 implant.

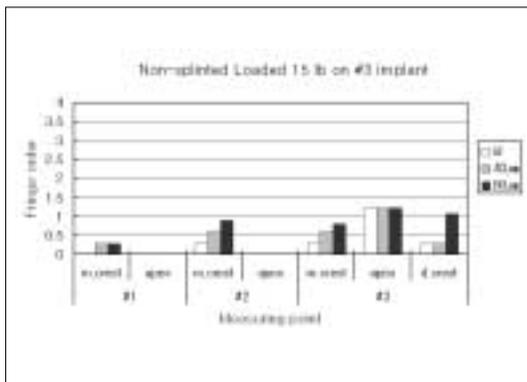


Fig. 9. Fringe order at non-splinted, 15 lb loaded on #3 implant.

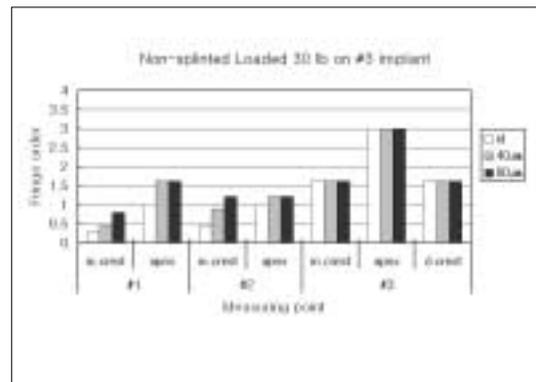


Fig. 10. Fringe order at non-splinted, 30 lb loaded on #3 implant.

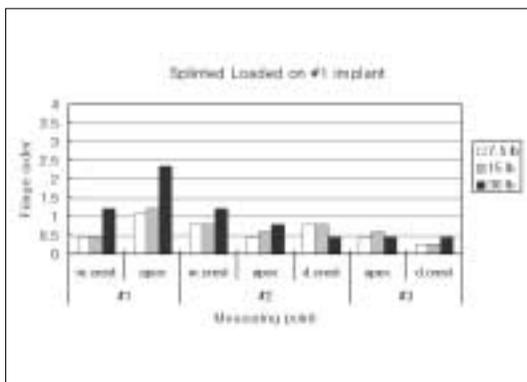


Fig. 11. Fringe order at splinted, loaded on #1 implant.

4) 세 번째 임플란트에 하중을 가한 경우  
하중과 접촉 긴밀도가 증가할수록 응력이 증가하였고, 인접 임플란트에 대한 영향은 첫 번째 임플란트와 유사한 경향을 가지며, 임플란트 자체의 응력은 첫 번째 임플란트보다는 낮게 나타났다(Fig. 8~10).

## 2. 연결 고정한 고정성 국소의치에 하중을 가한 경우

연결 고정한 금관은 하중점에 관계없이 첫 번째, 두 번째, 세 번째 임플란트 모두에 응력이 분포되었다. 응력의 최고치는 개별 수복 금관에서보다 낮게 나타나며 또한 인접 임플란트의 근단부와 인접한 구조물의 치조정에 응력의 분포가 나타났다.

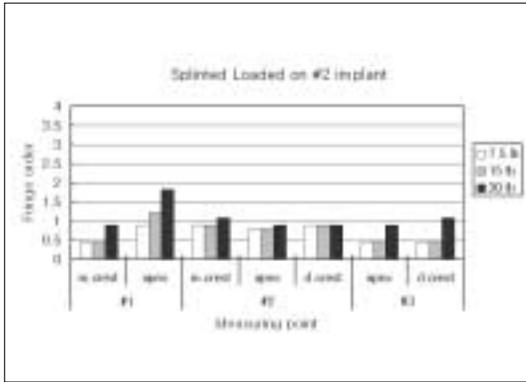


Fig. 12. Fringe order at splinted, loaded on #2 implant.

두 번째 임플란트는 전반적으로 응력의 고른 분산을 나타냈으나 양쪽 끝의 임플란트는 두 번째 임플란트에서처럼 응력을 균일하게 분산시키는 못하였다(Fig. 11~13).

### 3. 응력분포의 경향

Open contact과 ideal contact에서 7.5, 15 lb의 하중을 가할 때 인접 임플란트에는 별다른 영향을 주지 않았으며 40  $\mu\text{m}$ , 80  $\mu\text{m}$ 에서 인접한 임플란트의 경부에 영향을 주었다.

30 lb의 하중을 가할 때 ideal contact부터 하중받은 임플란트에 응력이 증가하며 인접한 임플란트 경부에 응력이 발생하였다.

첫 번째 두 번째 임플란트는 인접 임플란트에 대한 영향에서 실험에서 거의 유사한 응력의 분포를 따른다. 가운데 위치한 임플란트는 하중에 따라 나타나는 응력이 증가하나 접촉 긴밀도에 따라서는 응력에 변화에 큰 차이가 나타나지 않았다.

각각의 임플란트에서 하중의 증가와 접촉 긴밀도에 따른 응력변화에 대해, 압력 최고치는 하중을 가한 임플란트에서 분명히 나타난다. 임플란트 고정체 자체의 응력 분산은 30 lb의 하중을 가할 때 잘 관찰할 수 있다. 응력의 시작은 임플란트의 경부에서 시작하여 고정체를 따라 넓게 퍼지는 형태이다. 또한 고정체 표면의 각각의 fin에 응력이 나타났다.

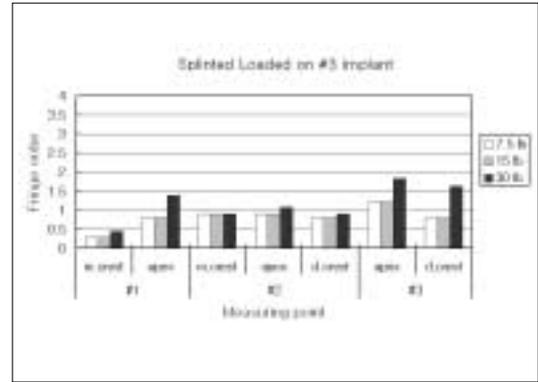


Fig. 13. Fringe order at splinted, loaded on #3 implant.

## IV. 총괄 및 고찰

물체가 하중을 받으면, 그 내부에는 응력이 발생하는데, 이는 각각의 분자들의 상대적 위치의 변화에 관계된다. 투과성이 있는 물체의 경우에는 분자 배열의 변화가 굴절율의 차를 일으키게 되고 이로써 복굴절이 생기게 되며 이런 현상을 광탄성(photoelasticity)라 한다. 편광된 빛(polarized light)이 하중을 받는 투명한 물체를 지나면, 두 개의 선형 편광된 직교하는 빛은 주응력 차에 의하여 굴절율에 차이가 나타난다. Analyzer(검광기)를 통하여 투과된 빛을 보면 굴절율 차에 따라서 투과된 빛의 색깔이 다르게 나타나며 색깔의 분석을 통하여 주응력차를 알 수 있다. 그리고 polarizer와 analyzer를 서로 직교하도록 놓은 편광기를 사용하여 등경사선(isoclinic line)이라는 검은 영역을 만드는데 이를 이용해 주응력의 방향을 파악할 수 있다.

본 연구에서 하중이 증가할수록 하중을 받은 임플란트의 무늬가 광범위하게 분포되어 인접한 구조물과 표면에서 왜곡되어 정확한 분석을 어렵게 하였다. 첫 번째 임플란트에서 응력이 대체로 높게 나타나는 원인이 인접해 있는 치아의 소켓에 응력이 집중, 편향되어 나타난 결과일 수도 있다. 그래서 하중을 다양하게 하여 임플란트 주위에서 명확하게 드러나는 응력의 변화를 중심으로 측정하였다.

단단한 구성성분으로 이루어진 시스템에 부하가 가해지면, 더 견고한 부분은 뒤틀림 없이 큰 힘에 저

항할 수 있다. 부하가 계속되면 하중은 덜 견고한 구성부로 전달되고 뒤틀림을 야기할 수 있다.<sup>20)</sup> 임플란트에 하중을 가하면, 견고하지 못한 골로 하중이 집중되며 골의 뒤틀림과 응력은 임플란트의 근단부로 전달된다. 계수가 다른 두 물질이 처음 접촉하는 부위에 응력이 관찰되고 이 응력의 외형은 V자나 U자 형태이며 처음 접촉점 가까이에서 가장 큰 수치를 보인다.

임플란트 지지 수복물은 교합 하중을 분산시키기 위하여 견고하게 연결 고정되어야 한다고 제안되어 왔다.<sup>10-13)</sup> 그러나 연결 고정된 다수의 금관을 수동적으로 적합 시키는 것이 어려우며, 이를 해결하기 위한 여러 가지 방법들도 한계가 있다. 이 문제를 피할 수 있는 한 가지 방법은 임플란트를 개별적으로 수복하는 것이다. 여러 개의 인접한 임플란트의 개별 수복은 하악이 기능 중 휨과 뒤틀림이 발생할 때, 나사의 헐거움이나 파절을 최소화시킬 수 있다. 하악골의 유한요소 모델에서 Koriath와 Hannam<sup>21)</sup>이 저작하는 동안의 하악골의 변형률을 조사하여 변형율이 0.46-1.06 mm였다고 보고했다. Hobkirk와 Schwab<sup>22)</sup>이 활동적인 개구 시와 전방운동 시에 하악 중앙부의 편위가 40  $\mu$ m에 이르는 것을 관찰하였다. 따라서 연결고정 되어있는 구조물은 하악의 휨에 영향을 받아 연결부가 부러지거나 헐거워지는 문제점이 나타날 수 있다. 그러나 개별적으로 수복된 임플란트는 구강위생 향상에도 유리하며 인접면에서도 더 나은 형태를 제공한다.<sup>23)</sup>

다수의 개별 수복 금관은 각각 저작압에 저항할 수 있어야 한다. 본 연구의 결과에서도 저작압은 하중을 받은 임플란트에 집중되는 경향이 있는데 이때 발생하는 응력은 open contact이나 ideal contact에서는 비슷한 경향을 보였다. 또한 접촉 긴밀도가 증가하면, 응력은 그 임플란트 경부에서 응력이 증가하였다.

일반적으로 치실과 교합지를 사용하여 인접면 접촉을 조절할 수 있다 본 연구의 결과 이러한 술식을 사용해서 적절한 접촉 긴밀도를 조절하는 것이 어렵고 이에 대한 주의가 부족했음을 알게 되었다. 특히 임플란트는 치주인대가 없어서 적절한 인접 접촉관계를 형성하는 것이 더욱 중요하다.

인접하는 보철물의 수가 많아질수록 인접면 접촉의 조절은 더 어려워지고 균일한 응력의 전달과 분산이 어려워질 것이다. 또한 접촉 긴밀도 외에도 접

촉점의 형태와 위치, 및 금관의 외형 등이 응력의 전달과 분산에 영향을 줄 수 있다. 개별 수복물과 비교해 연결 고정된 수복물은 다른 연구 결과<sup>1-3,14,24,25)</sup>에서와 같이 응력을 비교적 균일하게 분산시켰다. 임플란트 수복물은 골의 흡수와 구성부의 파절이나 헐거움을 야기할 수 있는 교합력의 분산과 유해한 힘이 지지하는 임플란트에 전달되지 않도록 하기 위해 연결된다.<sup>1-3,14)</sup> 특히 연결 고정은 좋지 않은 골질이나 불리한 경사도를 보이는 임플란트 수복물에서 응력 분산에 효과적이다.<sup>24,25)</sup>

인접면 긴밀도가 ideal contact에서 heavy contact으로 바뀌면 경부에서 시작해 임플란트 fin 부위를 따라 점차적으로 응력이 전이되었다. 하중을 가했을 때 이런 한 현상은 더 명확해 졌으며, 특히 고정체 전반에 걸쳐 응력이 분산되었다. 물론 다른 임플란트도 표면을 따라 근단부까지 응력이 분포하지만 Bicon 임플란트가 가진 형태의 특성이나 나선형태의 임플란트보다 두드러진 표면의 fin 등에 의한 작용으로서 응력이 넓게 분포할 수도 있다.

Bicon 임플란트는 독특한 구조와 연결 형태를 가지고 있다. Sutter 등<sup>26)</sup>은 ITI 임플란트 시스템에서 내부 연결방식의 지대주가 지대주 나사 홈(screw thread)에 충격이 낮아, 임플란트 고정체에 교합 부하를 분산시킨다고 분석하였다. 몇몇 연구에서도 단일 치아 수복물을 위해 이러한 시스템을 사용하여 높은 성공률을 보고하고 있다. Bicon 임플란트도 내부연결 방식이며, 외형은 나선형태와 유사하지만 fin 구조에 의해 표면적은 더 크다. French 등<sup>27)</sup>은 외부 나사식 임플란트는 측면을 따라서 더 많은 응력을 받고 경부에서는 응력을 덜 받는다고 하였고, Skalak<sup>6)</sup>은 나선형태의 임플란트가 하중을 받을 때 나사의 사면에 압축됨으로써 원통형 임플란트보다 유리한 설계라고 주장하였다. 그러나 Bicon 임플란트는 연결기전이 locking taper를 이용한다는 점에서 다른 특성을 나타낼 수도 있다. Chapman 등<sup>28)</sup>은 locking taper의 신뢰도에 대한 임상연구에서 나사 유지 형은 교합과 부정확한 보철물이 지대주 파절의 원인이 될 수 있으며 3 명의 치과의사가 시술한 1,757 case의 Bicon 임플란트의 분석 결과 지대주의 유지력이나 파절에 관한 문제가 거의 없으나 약간의 지대주 탈락현상을 보고하였으며, 탈락한 지대주는 다시 연결할 수 있어 큰 문제가 없다고 하였다. 그러

나 이러한 구조가 고정체의 내부적으로 어떤 응력을 발생시키며 그 응력이 주위조직에 어떻게 작용하는 지에 대해서는 잘 알려진 바가 없다. 하지만 본연구의 제한적인 결과에서는 응력이 어느 한 곳에 집중되지 않고, 고정체 표면의 *fin*을 따라 광범위하게 분포되었다. 또한 하중이 증가함에 따라 하중을 받는 임플란트의 경부에서 응력이 시작되어 분산되었다. 이러한 응력의 분포가 임상에서 지지조직에 어떻게 작용할지는 확실히 알 수 없다. 이 부분에 대해서는 더 정밀한 연구와 임상적 가치와 관련지을 수 있는 연구가 필요하리라고 사료된다.

## V. 결 론

본 연구는 Bicon 임플란트를 이용하여 개별적으로 금관을 수복하고 인접면 접촉 긴밀도를 open, ideal, medium(40  $\mu$ m), heavy(80  $\mu$ m) contact으로 달리한 경우와 각 금관을 연결 고정한 두 가지 경우에서 임플란트 지지구조물에 응력이 분포하는 경향을 알기 위해 광탄성 분석법으로 실험하였다. 임플란트 지지조직에 발생한 응력의 정도와 분포를 광탄성 분석법으로 관찰 비교한 결과, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Bicon 임플란트는 하부 고정체의 핀 전반에 응력이 분포되어 나타났다.
2. 연결 고정한 금관은 세 개의 임플란트에 하중이 고르게 분포되었으며, 특히 하중이 높은 경우에 세 개의 임플란트의 응력이 비교적 균일하게 나타났다.
3. 개별적으로 수복한 임플란트는 인접면에서의 접촉 긴밀도가 증가할수록 임플란트 경부에서 응력이 증가하였으며, ideal contact을 가진 경우에는 open contact을 가진 경우와 같이 임플란트 지지조직에 거의 응력이 발생하지 않았다.

## 참고문헌

1. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GV. Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:345-60.
2. Rangert B, Jemt T, Joreneus L. Forces and

- moment on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-7.
3. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:326-34.
4. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Motomura, Y, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. A histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:677-83.
5. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part3: A histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:425-31.
6. Skalak R. Biomechanical considerations in Brånemark J *Prosthet Dent*. 1983;49(3):843-8.
7. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL. A finite element survey of eleven endosseous implants *J Prosthet Dent*. 1990 Apr;63(4):457-65.
8. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, Brose MO. Alternative materials for three endosseous implants *J Prosthet Dent* 1989 Jun;61(6):717-22.
9. Serio FG. Clinical rationale for tooth stabilization and splinting. *Dent Clin North Am* 1999;43:1-6,v.
10. Wright KW, Yettram AL. Reactive force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments. *J Prosthet Dent* 1979 Oct;42(4):411-6.
11. Stegaroiu R, Sato T, KusaKari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13:82-90.
12. Landry KE, Jonhson PF, Parks VJ, Pelleu GB Jr. A photoelastic study to determine

- the location of the nonrigid connector in a five-unit intermediate abutment prosthesis. *J Prosthet Dent* 1987;57:454-7.
13. Davidoff SR. Restorative-based treatment planing: determining adequate support for implant-retained fixed restoration. *Implant Dent* 1996;5:179-84.
  14. 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* 1992;3:104-11.
  15. Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1996 Mar;75(3):285-91.
  16. Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1992;12(2):112-21.
  17. Solnit GS, Schneider RL. An alternative to splinting multiple implants: use of the ITI system. *J Prosthodont* 1998 Jun;7(2):114-9.
  18. Fischman B. The rotational aspect of mandibular flexure. *J Prosthet Dent* 1990;64:483-5.
  19. Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *J Prosthet Dent*. 2002 May;87(5):528-35.
  20. Caputo AA, Sandlee JP. *Biomechanics in clinical dentistry*, 1st ed. Chicago: Quintessence Publishing Co 1987:134.
  21. Koriath TW, Hannam AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J Dent Res* 1994;73:56-66.
  22. Hobkirk JA, Schwab J. Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991 Fall;6(3):319-28.
  23. English CE. Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implants. *Implant Dent* 1993 Winter;2(4):221-42.
  24. Yang HS, Lang LA, Felton DA. Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1999 Jun;81(6):721-8.
  25. el-Ebrashi MK, Craig RG, Peyton FA. Experimental stress analysis of dental restorations. VII. Structural design and stress analysis of fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1970 Feb;23(2):177-86. No abstract available.
  26. Sutter F, Schroeder A, Buser DA. The new concept of ITI hollow cylinder and hollow-screw implants: Part 1. Engineering and design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988 Fall;3(3):161-72.
  27. French AA, Bowles CQ, Parham PL, Eick JD, Killoy WJ, Cobb CM. Comparison of peri-implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1989;9(3):221-30.
  28. Chapman RJ, Grippo W. The locking taper attachment for implant abutments: use and reliability. *Implant Dent* 1996 Winter;5(4):257-61.

---

**Reprint request to:**

**Hye-Won Cho**, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University  
344-2, Shinyong dong, Iksan, 570-749, Korea  
hwcho@wonkwang.ac.kr

## Photographic illustration

1. Non-splinted, Non-loaded implants with open contact tightness.
2. Non-splinted, Non-loaded implants with heavy contact tightness (80  $\mu\text{m}$ )
3. Non-splinted, Heavy contact tightness, 7.5 lb Loaded on #1 implant
4. Non-splinted, Open contact tightness, 15 lb Loaded on #1 implant
5. Non-splinted, Heavy contact tightness, 15 lb Loaded on #1 implant
6. Non-splinted, Open contact tightness, 30 lb Loaded on #1 implant
7. Non-splinted, Heavy contact tightness, 30 lb Loaded on #1 implant
8. Non-splinted, Heavy contact tightness, 7.5 lb Loaded on #2 implant
9. Non-splinted, Open contact tightness, 15 lb Loaded on #2 implant
10. Non-splinted, Heavy contact tightness, 15 lb Loaded on #2 implant
11. Non-splinted, Open contact tightness, 30 lb Loaded on #2 implant
12. Non-splinted, Heavy contact tightness, 30 lb Loaded on #2 implant
13. Non-splinted, Heavy contact tightness, 7.5 lb Loaded on #3 implant
14. Non-splinted, Open contact tightness, 15 lb Loaded on #3 implant
15. Non-splinted, Heavy contact tightness, 15 lb Loaded on #3 implant
16. Non-splinted, Open contact tightness, 30 lb Loaded on #3 implant
17. Non-splinted, Heavy contact tightness, 30 lb Loaded on #3 implant
18. Splinted, 30 lb Loaded on #1 implant
19. Splinted, 30 lb Loaded on #2 implant
20. Splinted, 30 lb Loaded on #3 implant

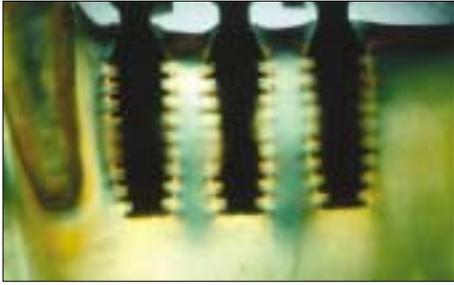


Photo. 1

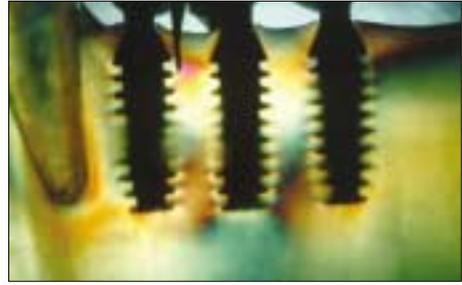


Photo. 2

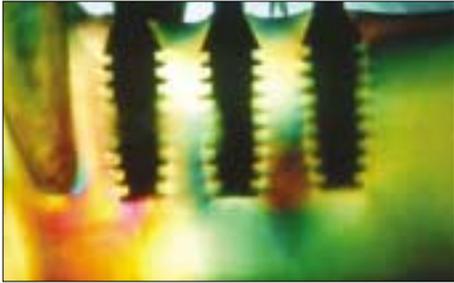


Photo. 3



Photo. 4

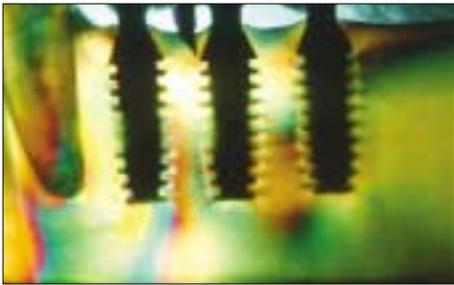


Photo. 5



Photo. 6



Photo. 7



Photo. 8



Photo. 9



Photo. 10



Photo. 11



Photo. 12

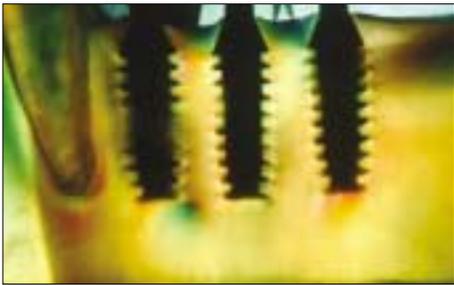


Photo. 13



Photo. 14



Photo. 15

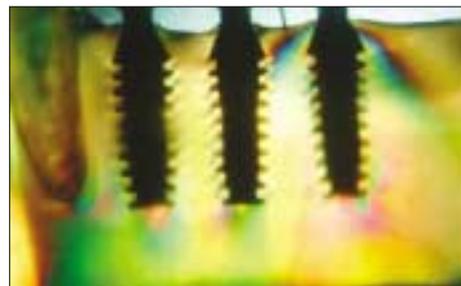


Photo. 16

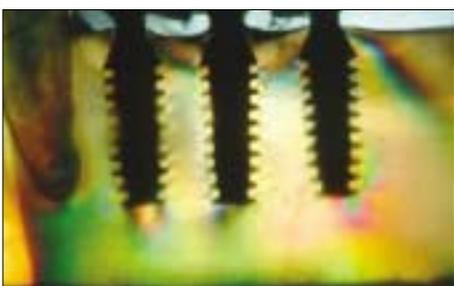


Photo. 17



Photo. 18



Photo. 19



Photo. 20

## ABSTRACT

# A PHOTOELASTIC STRESS ANALYSIS OF FIXED PARTIAL DENTURES WITH BICON IMPLANTS ON MANDIBULAR POSTERIOR AREA

Jong-Un Kang, D.D.S., Nan-Young Kim, D.D.S., M.S.D.,  
Yu-Lee Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Hye-Won Cho, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

*Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University*

**Statement of problem:** Several prosthetic options are available for the restoration of multiple adjacent implants. A passively fitting prosthesis has been considered a prerequisite for the success and maintenance of osseointegration. Passivity is a particular concern with multiple implants because of documented inaccuracies in the casting and soldering process. One way to avoid this problem is to restore the implants individually, however, the restorations of individual adjacent implants requires careful adjustment of interproximal contacts.

**Purpose:** The purpose of this study was to compare the stress distribution pattern and amount surrounding Bicon implants with individual crowns and splinted restorations.

**Material and method:** A photoelastic model of a human partially edentulous left mandible with 3 Bicon implants (4×11 mm) was fabricated. For non-splinted restorations, individual crowns were fabricated on 3 abutments (4.0×6.5 mm, 0°, 2.0 mm post, Bicon Inc., Boston, USA) After the units were cemented, 4 levels of interproximal contact tightness were evaluated: open, ideal (8 μm shim stock drags without tearing), medium (40 μm), and heavy (80 μm). Splinted 3-unit fixed partial dentures were fabricated and cemented to the model. Changes in stress distribution under simulated non-loaded and loaded conditions (7.5, 15, 30 lb) were analyzed with a circular polariscope.

### **Results:**

1. Stresses were distributed around the entire body of fin in Bicon implants.
2. Splinted restorations were useful for distribution of stress around implants especially with higher loads.
3. By increasing the contact tightness between the individually restored three implants, the stress increased in the coronal portion of implants.

**Conclusions:** Ideal adjustment of the contact tightness was important to reduce the stresses around individually restored Bicon implants.

---

**Key words :** Photoelastic stress analysis, Proximal contact tightness, Splinting effect, Bicon implant, Implant supported fixed prosthesis, Individualized crown