

임플란트 고정체의 형태에 따른 광탄성 응력분석

원광대학교 치과대학 치과보철학교실

문소희 · 김난영 · 김유리 · 조혜원

I. 서 론

임플란트는 1962년 Brånemark에 의해 골유착 개념이 도입되고 장기적인 성공이 보고된 이래 적용 범위가 점점 넓어지고 있다.¹⁾ 비록 골유착된 임플란트가 높은 생존율을 증명하였지만 생물학적인 합병증, 기계적인 과하중, 그리고 골다공증, 방사선 치료로 인한 전신적인 상태의 약화는 임플란트의 상실을 초래할 수 있다.²⁾

임플란트 보철물의 장기간의 고정과 안정에 영향을 미치는 중요한 요소 중의 하나는 상부 구조물과 임플란트를 통해 지지골과 임플란트 사이의 경계면으로 전달되는 교합력이다. 임플란트 주위에 분산되는 응력의 크기와 양상은 임플란트의 형태와 경계면의 구조적, 기계적 특성에 달려있다.³⁾ 응력이 과도하거나 한 곳에 집중되어 분산되지 못하면 결국 임플란트 지지조직이나 구성요소들을 약화시켜 임플란트의 예후가 불량해진다. Rieger 등⁴⁾ 골유착성 임플란트의 장기적 및 생역학적 성공을 위해서는 파괴 응력이 지지골에 전달되지 않도록 보철물에 가해진 응력을 넓게 분산시킬 수 있도록 설계된 임플란트가 필수적이나 아직 이와 관련된 명확한 규명은 부족하다 하였다. Brånemark 등⁵⁾은 임플란트의 외형자체가 임플란트로부터 주위조직으로 힘을 분산시키는 데 주된 요인이 된다고 하였다. 그러므로 임플란트 지지골에서 생리적인 한계 이내로 기능력을 분산시킬 수 있는 임플란트의 형태가 필수적이다. Borchers

와 Reichart⁶⁾는 임플란트의 형태가 임플란트 주위 변연골의 보존에 역할을 한다고 가정하였다. Rieger 등⁴⁾은 임플란트의 경부에 집중된 응력은 임플란트 경부의 골 흡수의 원인이 되므로 가급적 고정체의 하단으로 응력이 분산되도록 임플란트를 설계해야 한다고 하였다. Pillar 등¹⁰⁾은 생체내 실험에서 다양한 임플란트 형태 주변의 지지골에서 서로 다른 특성의 응력이 만들어진다고 보고하였다. Holmgren 등¹¹⁾은 계단 모양의 원통형 임플란트와 직선형 임플란트의 형태에 따른 응력을 분석하여 직선형 임플란트에 비해 계단 모양의 원통형 임플란트가 응력을 좀 더 고르게 분산시키는 것으로 보고하였다. 이러한 연구들은 임플란트의 형태가 주위조직으로의 응력분산 정도의 차이를 부여하는 중요한 인자임을 증명한다.

본 연구에서는 고정체의 형태에 따른 응력의 분포를 연구하기 위해 현재 널리 사용되고 있는 세 가지 임플란트 시스템을 선택하여 광탄성 모델을 제작한 다음 15 lb, 30 lb의 하중을 가했을 때 임플란트 지지 조직에 발생하는 응력의 양상과 크기를 분석 비교하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 하악 구치부 광탄성 모형의 제작

하악 좌측 구치부에서 견치 후방 무치악 부위에 세 개의 임플란트를 가진 모형을 제작하고 이를 복제하

* 이 논문은 2004년도 원광대학교의 교비지원에 의해서 수행됨.

Table I. Implant systems used in this study

| Implant system | Fixture | | | Abutment |
|----------------|--------------|------------|-------------------|-------------------------|
| | Diameter(mm) | Length(mm) | Material | |
| ITI | 4.1 | 10 | Titanium (grade4) | SynOcta |
| 3i | 4.0 | 10 | Titanium (grade1) | UCLA |
| Bicon | 4.0 | 11 | Titanium alloy | 2mm post Titanium alloy |

여 광탄성 레진(PL-2, Measurements, USA)으로 실험 모형을 제작하였다. PL-2 레진의 탄성계수는 0.21 GPa이며 Poisson's ratio는 0.42이다. 세 가지 임플란트 시스템을 선택하고, 각 제조회사가 권고하는 방법에 따라 3 mm의 간격으로 평행하게 배열하였다. 견치는 광탄성 레진(PLM-1, Measurements, USA)으로 제작한 후 광탄성 모형의 소켓에 접착재로 접착하였다.

2. 지대주 연결과 금관 제작 및 연결고정

광탄성 모형을 제작한 2 주 뒤에, 지대주를 연결하고 인상을 채득하여 작업모형을 제작했다. 즉시 중합형 레진을 이용하여 코핑을 제작하고 그 위에 납형을 제작하였다. 금관의 높이는 9 mm로 하였고, 모든 납형의 교합면은 하중점을 설정하기 위해 바닥에 평행하게 밀링하였다. 매물하기 전에 완성한 납형을 광탄성 모형에 위치시키고, 적합도와 인접면 사이의 관계를 확인하였다. 매물, 소환 후에 제 3형 금합금(Cast-2, Alphadent, Korea)으로 주조하였으며, 분사하고, 산 처리하였다. 10 배율의 기공실 현미경으로 주조체 내면을 검사하고, 실리콘 조정재로 금관의 최적 적합이 이루어질 때까지 내면을 조정하였다.

세 가지의 임플란트 시스템에서 개별 수복용 금관에 대한 광탄성 분석을 시행한 후 납착하여 연결고정한 3-unit 고정성 국소의치를 제작하였다. 고정성 국소의치를 적합시켜 잔류응력이 발생하는지를 확인하고 과도한 응력이 발생하면 절단해 납착하였다.

3. 하중 부여

임플란트 주위 조직에 생성된 응력을 관찰하고 각 임플란트의 중심외에 형성된 하중부에 하중이 증가되면서 나타나는 응력을 관찰하여 모형 내에 발생하는 응력의 분포와 경향을 더 명확하게 알기 위해 정하중기를 이용하여, 15 lb와 30 lb의 하중을 각기 가하여 광탄성 분석을 시행하였다. 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.

4. 광탄성 분석

응력의 분포상태를 가시화하기 위하여 편광기를 사용하였으며, 이는 광원, diffuser, polarizer, quarter-wave plates, analyser로 구성되어있다.

하중을 가했을 때 발생하는 응력은 디지털 카메라(S2 Pro, Fuji FinePix, Japan)를 사용하여 촬영하였다. 각 임플란트 주위 조직에 세 개의 계측점을 지정해 총 7개의 계측점에서 무늬차수(fringe order)를 참조하여 계측, 비교하였다.

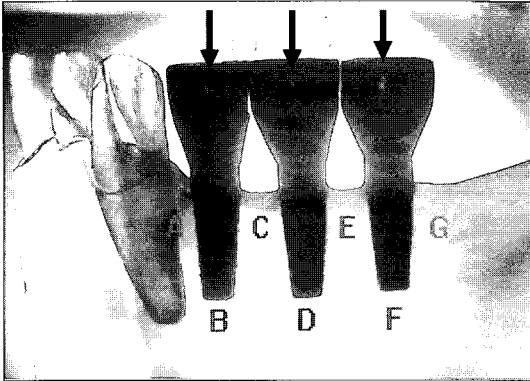


Fig. 1. Loading points(P1-P3) and measuring Points(A-G).

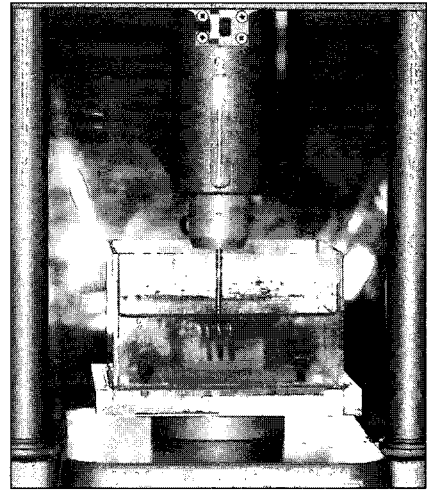


Fig. 2. Loading device.

Ⅲ. 연구 성적

1. ITI 임플란트 시스템

첫 번째 임플란트에 15 lb의 하중을 가했을 때 개별 수복 금관인 경우와 연결 고정한 경우 별다른 변화가 없었다. 그러나 30 lb의 하중을 가했을 때에는 개별 수복 금관인 경우 해당 임플란트에서 비교적 높은 2.4 차의 무늬차수가 나타났고, 연결 고정 후에는 감소하였다.

두 번째 임플란트에 하중을 가하면 하중을 가한 임플란트와 그렇지 않은 임플란트간의 차이가 적었으며 개별 수복 금관이나 연결 고정된 임플란트 모두 세 번째 임플란트에서 1.6 차수의 응력을 나타냈다. 연결 고정된 임플란트에서는 첫 번째, 세 번째 임플란트보다 1 차 이상 낮은 무늬차수를 나타냈다.

세 번째 임플란트에 하중을 가한 경우 개별 수복 금관에서는 첫 번째 임플란트로의 응력 분산은 나타나지 않았으며 연결 고정된 경우 0.6 차의 무늬차수가 나타났다.

2. 3i 임플란트 시스템

첫 번째 임플란트에 하중을 가한 경우 첫 번째 임플란트의 근단부에서 1.6 차의 응력이 발생하였으

며, 이는 세 임플란트 시스템 중 가장 높았으며 30 lb의 하중에서는 2.6 차의 응력이 나타났다. 연결고정된 경우에는 세 번째 임플란트로의 응력분산이 일어났으나 그 효과는 미미하였다.

두 번째 임플란트에 하중을 가한 경우 첫 번째, 세 번째 임플란트로의 응력 분산을 보였으며, 연결 고정된 경우에 그 효과가 분명하였다.

3i 임플란트 시스템에서는 15 lb와 30 lb의 하중을 가했을 때 하중의 증가에 따른 차이점이 거의 나타나지 않았다.

3. Bicon 임플란트 시스템

첫 번째 임플란트에 15 lb의 하중을 가한 경우 1.4 차의 응력이 발생하였고, 30 lb의 하중에는 2.5 차의 높은 응력이 근단부에 나타났다. 연결고정된 경우에는 다른 임플란트로 응력 분산이 일어났으나, 30 lb에서는 다시 첫 번째 임플란트에 응력이 집중되는 경향을 보였다.

두 번째 임플란트에 하중을 가한 경우, 역시 하중부 임플란트의 근단부에 2.5차의 높은 응력이 발생하였으나, 연결고정된 경우에는 상당한 감소를 보였다.

세 번째 임플란트에서는 30 lb에서 높은 응력이 근단부에 발생하였으며, 연결고정 시에는 약간의 감

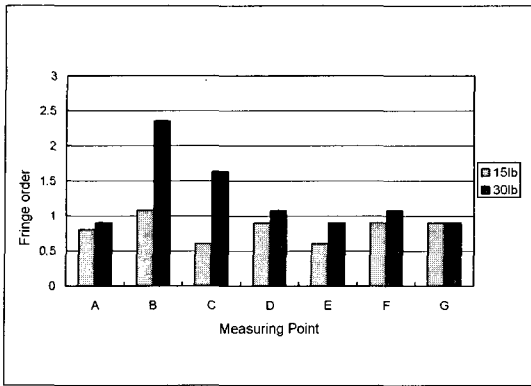


Fig. 3. Fringe order at the measuring point in non-splinted, loaded P1. (ITI)

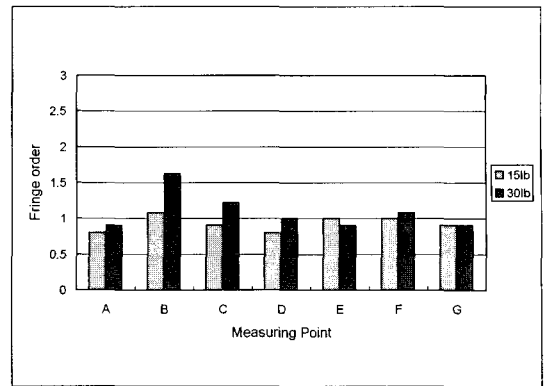


Fig. 4. Fringe order at the measuring point in splinted, loaded P1. (ITI)

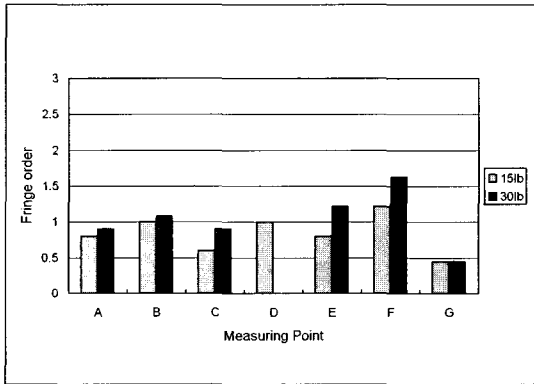


Fig. 5. Fringe order at the measuring point in non-splinted, loaded P2. (ITI)

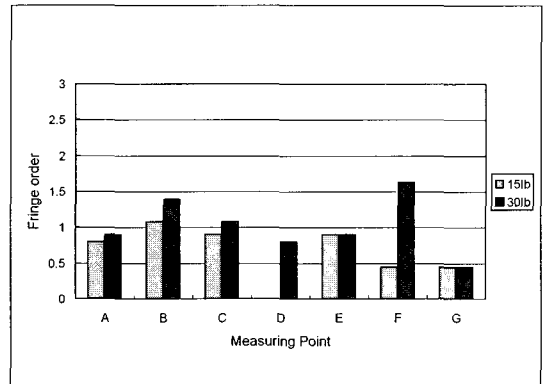


Fig. 6. Fringe order at the measuring point in splinted, loaded P2. (ITI)

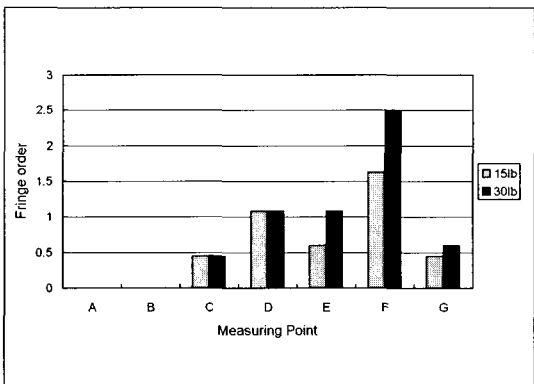


Fig. 7. Fringe order at the measuring point in non-splinted, loaded P3. (ITI)

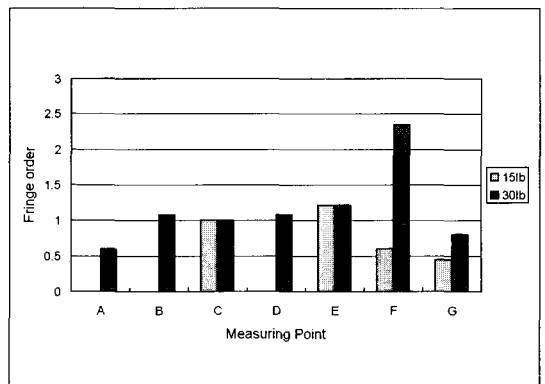


Fig. 8. Fringe order at the measuring point in splinted loaded, P3. (ITI)

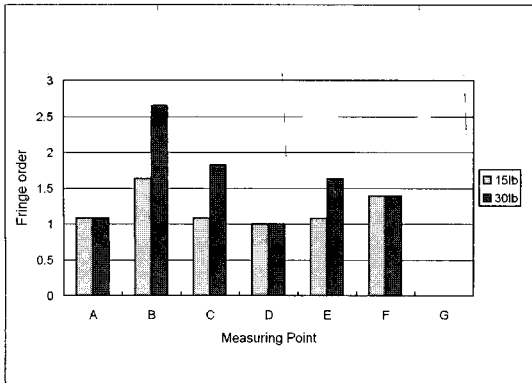


Fig. 9. Fringe order at the measuring point in non-splinted loaded P1. (3i)

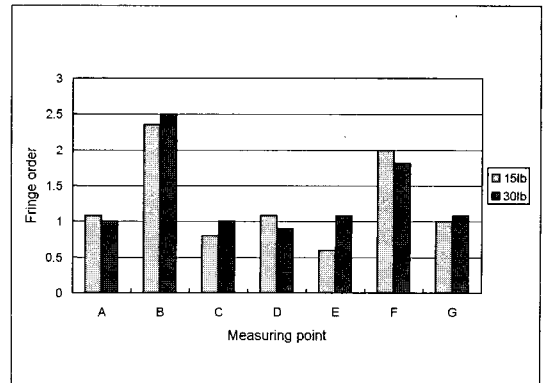


Fig. 10. Fringe order at the measuring point in splinted, loaded P1. (3i)

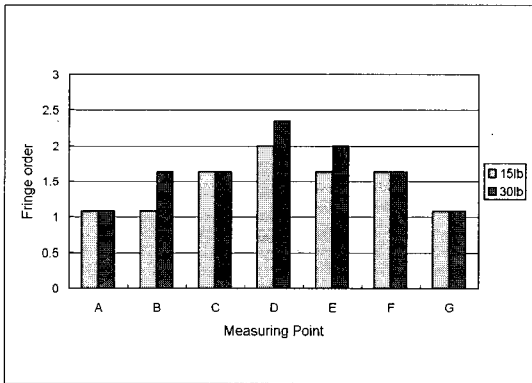


Fig. 11. Fringe order at the measuring point in non-splinted, loaded P2. (3i)

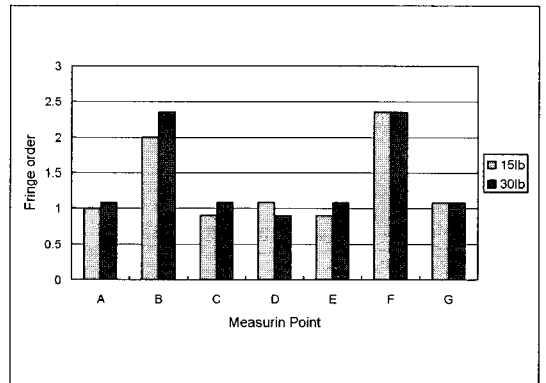


Fig. 12. Fringe order at the measuring point in splinted, loaded P2. (3i)

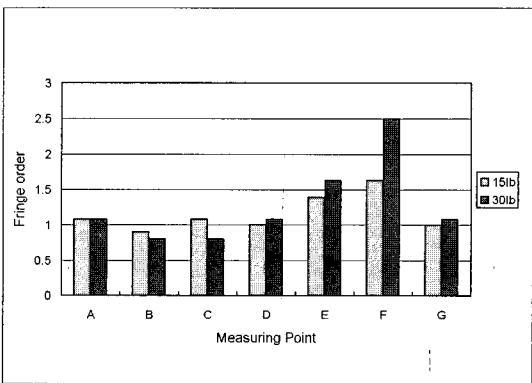


Fig. 13. Fringe order at the measuring point in non-splinted, loaded P3. (3i)

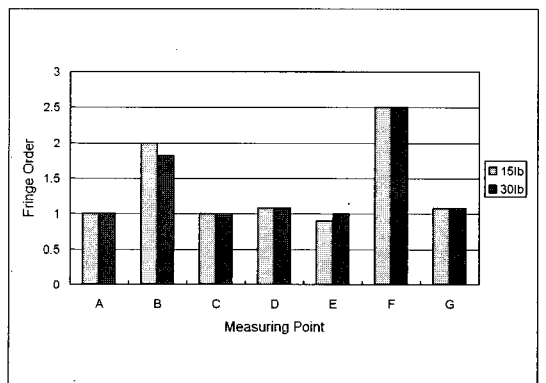


Fig. 14. Fringe order at the measuring point in splinted, loaded P3. (3i)

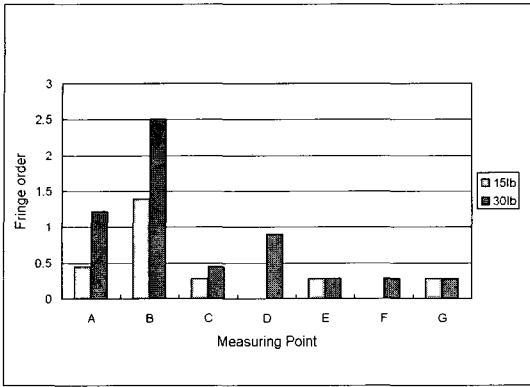


Fig. 15. Fringe order at the measuring point in non-splinted, loaded P1. (Bicon)

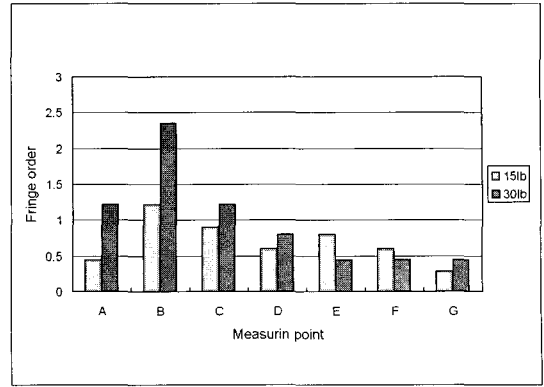


Fig. 16. Fringe order at the measuring point in splinted, loaded P1. (Bicon)

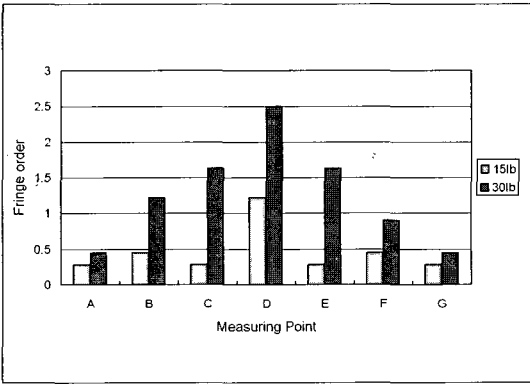


Fig. 17. Fringe order at the measuring point in non-splinted loaded P2. (Bicon)

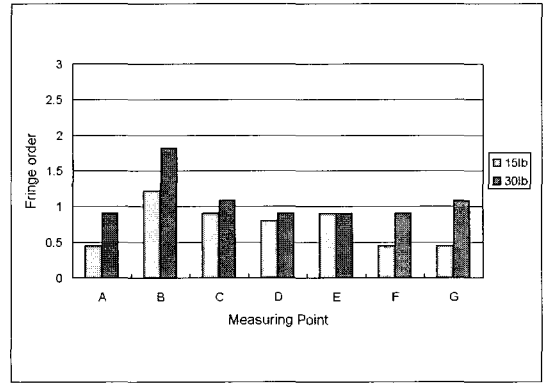


Fig. 18. Fringe order at the measuring point in splinted, loaded P2. (Bicon)

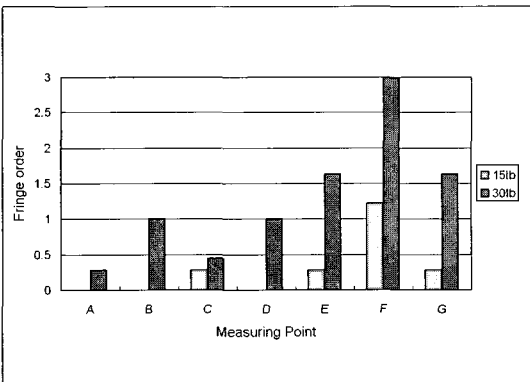


Fig. 19. Fringe order at the measuring point in non-splinted, loaded P3. (Bicon)

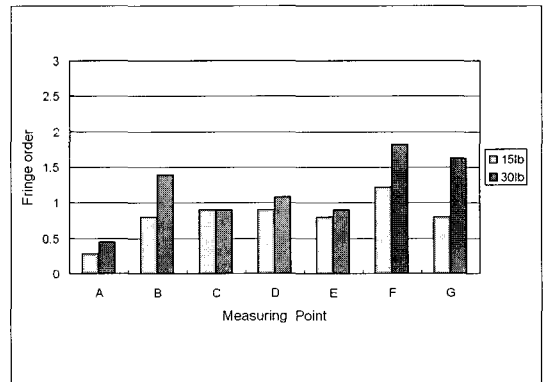


Fig. 20. Fringe order at the measuring point in splinted, loaded P3. (Bicon)

소를 보였으나 아직도 큰 응력이 근단부에 발생하였다.

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 복굴절이 생기게 되며 이런 현상을 광탄성(photoelasticity)라 한다. 편광된 빛(polarized light)이 하중을 받는 투명한 물체를 지나면, 편광된 두 가지 선형의 직교하는 빛은 주응력 차에 의하여 굴절율에 차이가 나타난다. 검광기(analyzer)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 등복각선(isoclinic line)이라는 검은 영역을 만드는데 이를 이용해 주응력의 방향을 파악할 수 있다.

본 연구에서 임플란트 고정체의 경부와 근단부에서 응력분석을 시행하였고 각 측정점의 무늬차수는 zero-order fringe(black colored fringe)부터 임플란트 경부와 근단부의 마지막 fringe까지 측정하였다. 각각의 무늬차수를 식별하는 동안 정교한 색의 연속, 즉 black, gray, white, pale yellow, orange, dull red, purple, green으로 점차 높은 무늬차수가 나타난다. 이러한 현상을 관찰하여 하중을 가한 임플란트 주변의 가장 높은 무늬 차수와 지지 조직으로 분산되는 응력의 양상을 알 수 있다.

Skalak 등¹²⁾은 고정체의 설계에 있어서 자연치아의 치주인대와 같이 압력을 분산할 수 있는 고정체는 교합력과 같은 외력을 감소시키지 못하기 때문에 상부 보철물에 충격 흡수체를 사용하는 것이 바람직하고 임플란트의 수와, 배열, 설계가 중요하다고 강조하였다. 또한 나사형 임플란트가 원주형 임플란트보다 전단력과 압축력에 더 잘 견디는 형태라고 보고하였다. French 등¹³⁾도 상용되고 있는 네 종류의 임플란트를 광탄성 방법으로 임플란트 주위의 응력을 상호 비교한 연구에서 나사형 임플란트보다 원주형의 임플란트가 고정체 경부에서 응력 집중이 크게

나타났다고 하였다.

Kinni 등¹⁴⁾은 같은 나사형 임플란트 중에서도 나사산이 전체적으로 존재하는 경우에 부분적으로 존재하는 경우보다 응력 분산에서 유리하다고 하였으며, 나사산의 거리가 짧을수록 응력분산이 더 우수하다고 하였다.

본 연구에서 ITI 임플란트는 다른 임플란트에 비해 근단부에서는 상대적으로 응력이 낮으나, 나사산 주변에서는 비교적 높은 응력의 분포가 관찰되었다. 이는 고정체 근단부의 둥근 형태로 인해 근단부 응력의 크기와 집중이 감소하고 다른 임플란트에 비해 나사산의 수가 적기 때문인 것으로 생각된다. 이러한 결과는 Skalak 등¹²⁾이 임플란트의 근단부가 예약일수록 이부위에 최대 응력이 집중되고 곡면으로 된 경우에는 나사산의 끝 부분에서 최대 응력이 집중되는 양상을 보이므로 끝 부분이 각진 경우보다 곡면인 하단부를 갖는 임플란트가 응력 분산에 유리하다고 한 견해와 일치하였다. Sutter 등¹⁵⁾은 ITI 임플란트 시스템은 내부 연결방식의 지대주로 이루어져 지대주 나사 홈(screw thread)에 대한 충격이 낮으며, 임플란트 고정체에 교합부하를 분산시킬 수 있다고 분석하였다. 본 연구에서도 비교적 낮고 안정적인 응력 분산이 이루어져 유리한 설계임을 알 수 있었다.

3i 임플란트는 ITI 임플란트나 Bicon 임플란트에 비해 측면보다는 근단부에 응력이 집중되는 현상을 보였다. 응력치는 크나, 근단부에 발생하는 응력은 경부의 응력에 비해 골조직의 저항력이 높은 장점이 있어 이에 대한 추후 연구가 필요할 것으로 생각된다.

Bicon 임플란트 고정체는 fin으로 구성된 계단형 고정체로 ITI 임플란트와 3i 임플란트에 비해 표면적이 크다. 응력 분포 양상 또한 경부와 근단부에 집중되기 보다는 고정체 표면의 fin을 따라 광범위하게 분포되었다. 그러나 Bicon 임플란트는 연결기전이 2°의 locking taper를 이용한다는 점에서 다른 특성을 나타낼 수도 있다. Chapman 등¹⁶⁾은 locking taper의 신뢰도에 대한 임상연구에서 나사 유지형은 교합과 부정확한 보철물이 지대주 파절의 원인이 될 수 있으며 3명의 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. 그러나 이러한 구조가 고정체 내부에 어떤 응력을 발생시키며 주위 조직에는 어떻게 작용하는지에 대해서는 잘 알려진 바가 없다. 하지만 본연구의 제한적인 결과에서는 응력이 어느 한 곳에 집중되지 않고, 고정체 표면의 *fin*을 따라 광범위하게 분포되었다. 그러나 하중이 15 lb에서 30 lb로 증가하면 하중을 받는 임플란트의 경부에서 응력의 급속한 증가가 나타나, 응력이 높은 부위에 사용할 때 주의가 필요한 것으로 생각된다.

V. 결 론

본 연구는 고정체의 형태가 다른 3i(Implant Innovations, Inc, Palm Beach Gardens, USA), ITI(Straumann Institut, Waldenburg, Switzerland), Bicon(Bicon Dental Implants, Boston, USA) 임플란트를 이용하여 개별적으로 금관을 수복한 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. 모든 시스템에서 개별 수복 금관에 하중을 가한 경우 해당 임플란트의 근단부에 응력이 집중되었으나, 연결 고정한 고정성 국소의치에 하중을 가한 경우 응력이 분산되었으며 특히 두 번째 임플란트에서 연결 고정 효과가 높았다.
2. Bicon 임플란트 시스템은 가장 응력이 낮게 나타났으며 연결 고정효과가 분명하였다. 그러나 하중이 증가할수록 지지 조직에 대한 응력이 가장 크게 증가하였다.
3. 지지조직으로의 응력 분산은 ITI 시스템이 가장 광범위하게 나타났으며 3i시스템은 근단부에 부분적으로 응력이 집중되는 경향을 보였다.

참고문헌

1. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral*

- and Maxillofac Implants 1988;3:85-97.
2. Frost HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage(SATMU): 1. redefining Wolff's law: the bone modelling problem. *Anat Rec* 1990;226:403-413.
3. Frost HM. Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod* 1994;64:175-188.
4. Rieger MR, Fareed K, Adams WK, Tanquist RA. Bone stress distribution for three endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989;61:223-228.
5. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL. A finite element survey of eleven endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:457-65.
6. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, Brose MO. Alternative materials for three endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989;61:717.
7. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants: A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991;25:889-902.
8. Brånemark R, Öhrnell L-O, Skalak R: Biomechanical characterization of osseointegration: an experimental in vivo investigation in the beagle dog. *J Orthop Res* 1998;16:61-69.
9. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983;62:155-159.
10. Pillar RM, Deporter DA, Watson PA, Valiquette N. Dental implant design-effect on bone remodeling. *J Biomed Mater Res* 1991;25:467-483.
11. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM,

- Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol* 1998;24:80-88.
12. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843-848.
 13. French AA, Bowlos CQ, Parham DL. Comparison of peri-implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants. *Int J Perio & Res* 1989;9:221-230.
 14. Kinni ME, Hokama SN, Caputo AA. Force transfer by osseointegration implants devices. *Int J Oral Maxillofac implants* 1987;2:11-14.
 15. 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* 1998;3:161-172.
 16. Chapman RJ, Grippo W. The locking taper attachment for implant abutments: use and reliability. *Implant Dent* 1996; 5:257-261.

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, Jeonbuk, 570-749, Korea

hwcho@wonkwang.ac.kr

사진부도 ①

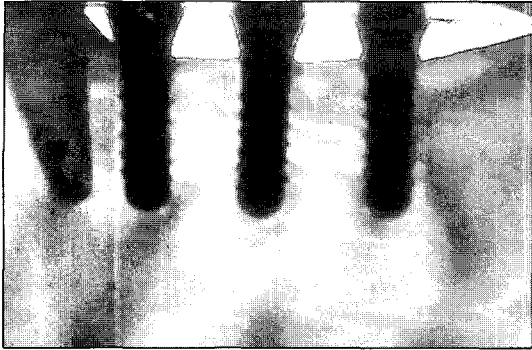


Photo. 1. Non-splinted, 30 lb loaded on #2 implant in ITI system.

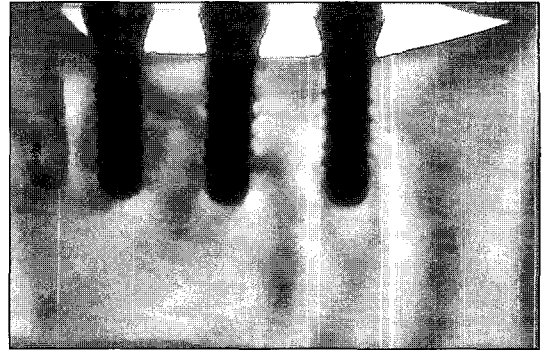


Photo. 2. Non-splinted, 30 lb loaded on #3 implant in ITI system.

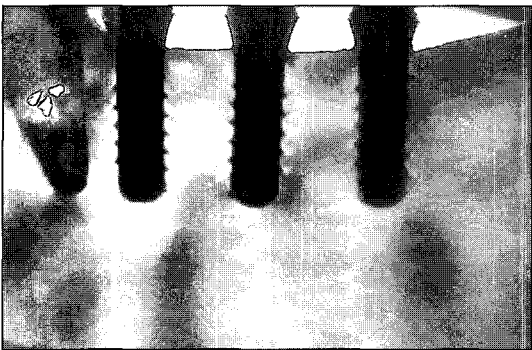


Photo. 3. Splinted, 30 lb loaded on #1 implant in ITI system.

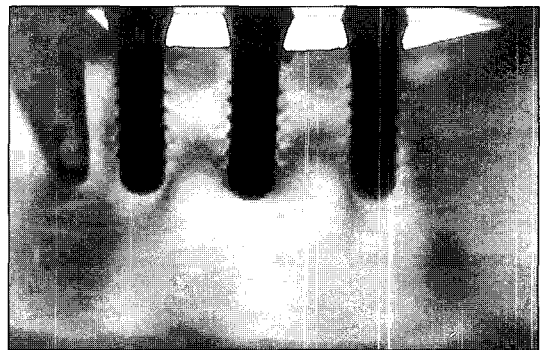


Photo. 4. Splinted, 30 lb loaded on #2 implant in ITI system.

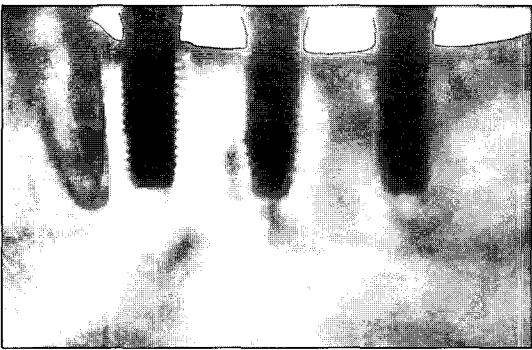


Photo. 5. Non-splinted, 30 lb loaded on #1 implant in 3i system.

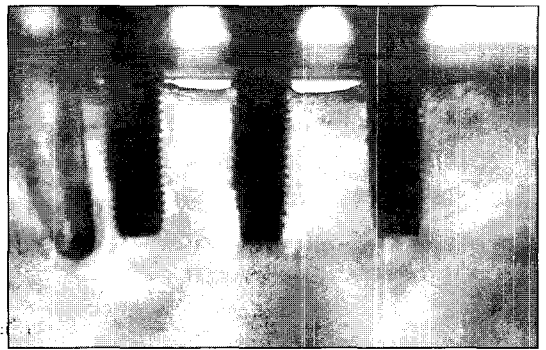


Photo. 6. Splinted, 30 lb loaded on #1 implant in 3i system.

사진부도 ②

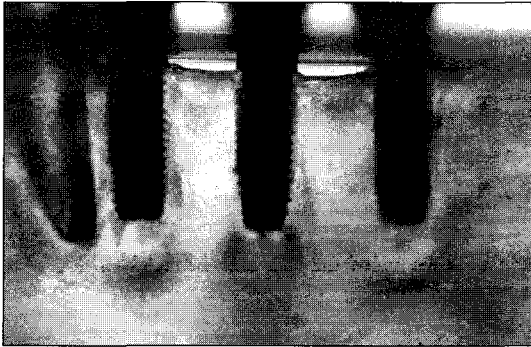


Photo. 7. Splinted, 30 lb loaded on #2 implant in 3i system.

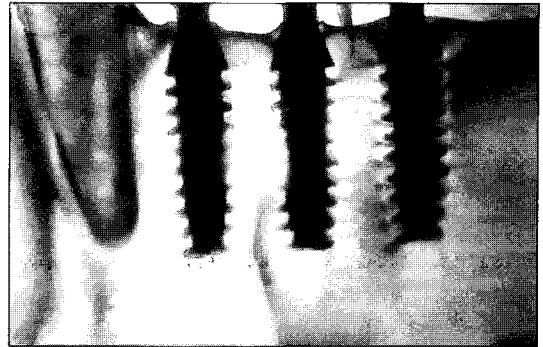


Photo. 8. Non-splinted, 30 lb loaded on #1 implant in Bicon system.

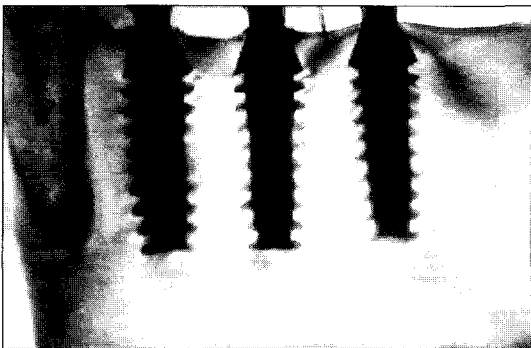


Photo. 9. Non-splinted, 30 lb loaded on #3 implant in Bicon system.

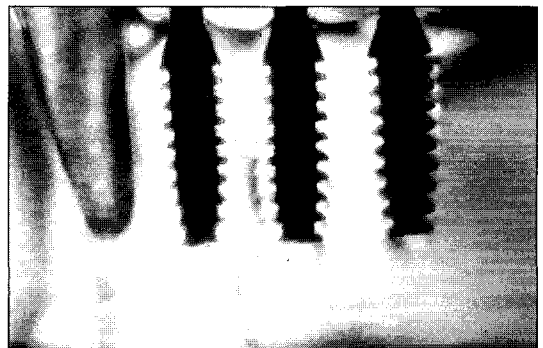


Photo. 10. Splinted, 30 lb loaded on #1 implant in Bicon system.

ABSTRACT

PHOTOELASTIC STRESS ANALYSIS OF IMPLANTS ACCORDING TO FIXTURE DESIGN

So-Hee Mun, 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 Dentistry, Graduate School, Wonkwang University

Purpose: The purpose of this study was to evaluate the pattern and the magnitude of stress distribution in the supporting tissues surrounding three different types of implants (ITI, 3i, and Bicon implant system).

Material and method: Photoelastic models were made with PL-2 resin (Measurements Group, Raleigh, USA) and three implants of each kind were placed in the mandibular posterior edentulous area distal to the canine. For non-splinted restorations, individual crowns were fabricated on three titanium abutments. For splinted restorations, 3-unit fixed partial dentures were fabricated. Photoelastic stress analyses were carried out to measure the fringe order around the implant supporting structure under simulated loaded conditions (15 lb, 30 lb).

Conclusion: The results were as follows:

1. Regardless of the implant design, stresses were increased in the apex region of loaded implant when non-splinted restorations were loaded. While relatively even stress distribution occurred with splinted restorations. Splinting was effective in the second implant.
2. Strain around Bicon implant were lower than those of other implants, which confirmed the splinting effect. The higher the load, the more the stress occurred in supporting tissue, which was most obvious in the Bicon system.
3. Stress distribution in the supporting tissue was favorable in the ITI system, while the other side of 3i system tended to concentrate the stress in some parts.

Key words : Photoelastic stress analysis, Implant fixture design, Splinting effect, Stress distribution, Supporting tissue