

하악 구치부에서 임플란트 배열방식에 따른 임플란트지지 고정성 국소의치의 광탄성 응력 분석

원광대학교 치과대학 보철학교실

조혜원 · 김난영 · 김유리

I. 서 론

부분 무치악 환자의 보철 수복을 위하여 최근 많이 이용되는 방법은 임플란트를 이용하여 인접 지지대를 손상하지 않고 수복하는 방법이다. 임플란트에 의한 수복은 특히 하악 구치부에서 임플란트의 수와 길이, 직경 등 치료 계획과 보철물 제작방법이 다양하게 제시되고 있으며 이에 따라 임플란트 지지조직에서의 응력 발생 양상과 분산에 대한 비교 분석이 필요하다.¹⁻³⁾

Lekholm 등¹⁾은 고정체의 수가 충분해야 골유착을 유지할 수 있고 구치부에서 두 개보다 세 개의 임플란트를 매식하는 것이 훨씬 유리하다고 하였고, Rangert 등²⁾은 수 뿐만 아니라 위치의 중요성을 강조하였다. 그들은 두 개의 임플란트가 가운데 인공치(pontic)로 연결되어 있는 경우의 응력 상태를 100%라고 가정하면, 같은 두 개라도 캔틸레버(cantilever)가 전방이나 후방에 있으면 200%로 증가하고, 세 개가 연결되어 있으면 66%로 감소하여 세 번째 임플란트의 존재가 매우 중요하다고 하였다. 또한 중간 임플란트를 2-3 mm 정도 협측으로 이동하는 삼각형 배열방식(tripod implant configuration)을 이용하여 지지조직에 대한 응력을 낮추라고 권고하였다.

보통 완전 무치악에 임플란트를 매식할 경우에는

악골의 형태에 따라 곡선 상의 배열을 보이는 경우가 많으나 하악 구치부의 부분 무치악은 보다 직선 상의 배열을 보이게 된다.³⁾ 임플란트의 위치가 직선 화될수록 레버 효과에 의한 휨 모멘트(bending moment)가 인장력이나 압축력보다 더 큰 영향을 미칠 수 있다. 따라서 완전무치악보다 부분 무치악의 구치부에서 과하중(overload)에 따른 임플란트 주위골의 소실 혹은 각 구성부의 파절이 발생할 확률이 높다. 그러나 하악 구치부에서 세 개의 임플란트를 삼각형으로 배열하기 위해서는 악골의 형태가 보다 풍용해야 하고 협설측 교합면을 형성할 때 주의할 필요가 있다.⁴⁾ 또한 잘 맞지 않는 보철물이나 설계가 잘못된 보철물에 의해 응력 분산 효과가 감소할 수 있다.⁵⁾

상부 보철물을 제작하는 과정에서 연결 고정(splinting)은 응력을 분산시키는 하나의 방법으로 사용되어 왔다. 자연치의 연결 고정은 동요가 있는 치아에서 인접치를 이용해 안정성의 회복과 응력 분산을 목적으로 시술되었다.⁶⁾ 임플란트 지지 수복물에서도 인접 임플란트가 있는 경우에는 적절한 하중점과 하중 방향을 설정하고 교합압을 분산시키기 위하여 서로 연결 고정하도록 권고해 왔다.^{7,8)} 반면 연결 고정된 수복물이 수동적으로 적합(passive fit)되지 못하면 치경부 골소실을 야기하며, 지지주 나사와

* 이 논문은 2003년도 원광대학교의 교비지원에 의해서 수행됨.

임플란트의 파절까지 일으킬 수 있다.^{1,2,9)} 이에 따라 부정확하게 연결된 다수 임플란트 보철물 대신 인접한 임플란트를 개별적으로 수복하는 방법을 제안하는 임플란트 시스템이 증가하고 있으며,¹⁰⁾ Fischman¹¹⁾은 임플란트로 수복할 경우, 연결 고정된 전악 보철물을 제작하는 대신 개별적으로 수복된 보철물을 추천하였다.

이상과 같이 하악 구치부에서 직선형 배열과 삼각형 배열에 대한 실제 응력 분산효과는 명확하게 검증되지 않고 있으며, 연결고정의 의미와 효과를 비교하는 것은 현재 혼란스러운 보철물 제작 유형의 확립에 일조할 수 있을 것이다. 본연구의 목적은 하악 구치부에서 두 가지 다른 배열 방식에 따라 매식했을 때 연결고정을 한 고정성 국소의치와 개별수복한 고정성 국소의치를 제작하고, 각 고정체에 가해지는 응력의 크기와 분산을 비교 분석하여 임플란트를 이용한 고정성 국소의치의 설계에 도움이 되고자 한다.

II. 연구재료 및 방법

1) 고정체 식립과 광탄성 모형의 제작

하악 부분무치악을 모사하기 위해 3 전치가 잔존한 우측 하악구치부의 모형을 왁스업해 제작하였다. 직선상 배열 모형과 삼각형 배열 모형을 만들기 위해 실리콘 몰드(KE-1300, Shin-Etsu, Japan)를 제작하고 두 개의 경석고 모형을 제작하였다.

두 모형 상에서 각각 써베이어를 이용 두 개의 4.0×13 mm 직경의 고정체 (Lifecore, USA)와 한 개의 5.0×10 mm 직경의 고정체 (Lifecore, USA)를 모형에 식립하였다. 이때 직선형 배열 방식에서는 세 개

의 고정체를 써베이어를 이용해 교합면에 수직으로 배열하였고, 삼각형 배열방식에서는 전방 임플란트는 0.5 mm 설측으로 위치시키고, 중간 임플란트는 1 mm 협측, 후방 임플란트는 1 mm 설측으로 경사시켰다.(Fig. 1, 2)

각 고정체에 인상용 코핑을 연결하고 복제하여 실리콘 몰드(KE-1300, Shin-Etsu, Japan)를 제작하였다. 인상용 코핑에 실제 고정체를 연결하고, 실리콘 몰드에 하악골과 유사한 탄성계수를 보이는 광탄성 레진(PL-2, Measurements group, USA)을 부어 광탄성모형을 제작하였다. 동시에 임플란트 고정체에 인접한 하악 전치의 실리콘 몰드를 만들어 치아와 비슷한 광탄성 레진(PLM-2, Measurements group, USA)을 부어 완성하였다. 각 치아와 광탄성 모형은 빛의 투과에 영향이 없을 정도로 표면을 연마하고 응력 상태를 점검하여 완성하였다.(Table I)

2) 나사 유지형 보철물의 제작

제작된 광탄성 모형에 인상용 코핑을 이용하여 인상을 채득하고 주모형을 경석고로 제작한 다음 모형 상에서 육각이 있는 UCLA 지대주(Lifecore, USA)를 이용한 3 개의 single crowns를 straight configuration 모형과 tripodding configuration 모형에서 각기 제작하였다.(Fig. 3, Table II) 보철물은 실리콘 인덱스를 이용해 두 가지 모두 외형이 같은 규격이 되도록 조정하고 고주파 주조기를 사용하여 금합금(Dongmyung co., Korea)으로 주조하였다. 보철물의 적합도는 20배의 기공용 현미경을 이용하여 검사하였다. 동시에 육각이 없는 UCLA 지대주를 이용하여 3-unit bridge(Dongmyung co., Korea)를 주조적

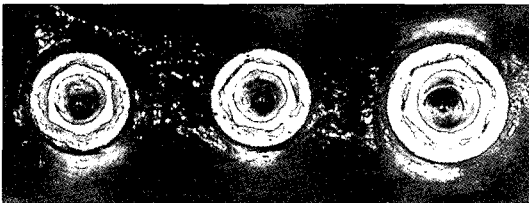


Fig. 1. Straight configuration.

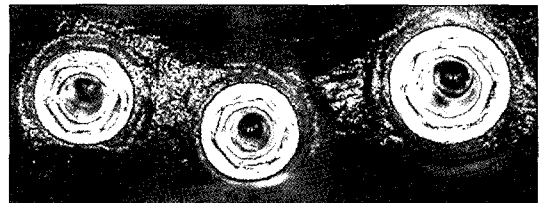


Fig. 2. Tripodding configuration.

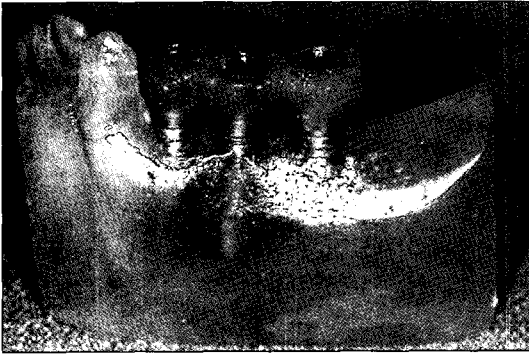


Fig. 3. Fabrication of implant supported FPD.

합하였으며, 수동 적합을 이루기 위해 주조 후 분리하고 납착하였다. 연결 후 20 Ncm의 토오크로 고정하였다.

3) 하중 장치

각 금관의 교합면에 중심와와 협설교두, 전방 임플란트의 근심와, 후방 임플란트의 원심와에 하중점을 # 6 round bur로 형성하고 정하중기와 하중구를 이용하여 각 하중점에 80 N의 정하중을 가하였다. (Fig. 4)

Table I. Materials used in this study

Mandible	PL-2	Measurements	USA
Teeth	PLM-1	Measurements	USA
Periodontal ligament	Solithane	Uniroyal Chemical	USA
Implant	4.0×13 mm 5.0×10 mm	Lifecore	USA

Table II. Experimental groups

Groups	Fixture arrangement	Restoration	Abutment
1	Straight	Individualized	Hexed
2	Straight	Splinted	Nonhexed
3	Tripod	Individualized	Hexed
4	Tripod	Splinted	Nonhexed

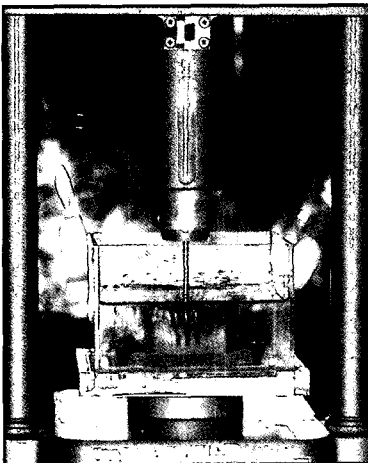


Fig. 4. Loading device.

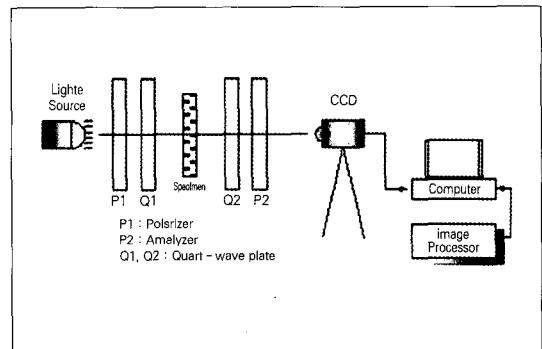


Fig. 5. Schematic representation of polariscope principle.

4) 광탄성 응력 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 isochromatic fringe characteristics를 참조, 무늬차수 (fringe order)를 계측 비교하였다.(Fig. 5)

Ⅲ. 연구성적

1) 전방 임플란트에 하중을 가한 경우

두 배열방식 모두 개별 수복한 경우에는 전방 임플란트에 대한 하중 시 후방으로는 하중이 전달되지 않고 전방 임플란트에만 응력이 발생하였다. 전방 임플란트의 중심와에 대한 하중 시, 직선형 배열에서는 개별 수복한 경우, 전방 임플란트의 근단부에서 2차의 응력이 발생하였다. 연결고정한 경우에는 0.5 차 이하의 낮은 응력이 근단부에 발생하였다.(Fig. 6, 7)

삼각형 배열에서는 개별 수복한 경우, 전방 임플란트의 근원심 치축을 따라 좀더 길게 응력이 나타났고 특히 근심측 치조정까지 길게 연장되었다. 연결고정한 경우에는 근단부에 1 차 이하의 낮은 응력이 발생하였다. 연결고정한 경우 배열방식에 상관없이 매우 약한 응력이 세 개의 고정체 주위에 걸쳐 나타났으며, 중간 임플란트의 근원심 치조정에서 미약한 응력 증가가 일어났다.(Fig. 8, 9) 이런 현상은 구조 과정의 오차로 생각되어 분리, 재납착의 과정을 시행했으나 크게 개선되지 않았으며, 수동 적합에 어려움이 있었던 것으로 생각된다.

전방 임플란트에 대한 근심와 하중 시 중심와에 대한 하중 시보다 개별 수복한 경우, 응력의 증가와 함께 근심부로의 이동이 나타났으며 이런 경향은 임플란트가 약간 설측으로 위치된 삼각형 배열방식에서 뚜렷하게 나타났으나, 연결고정한 경우에는 전방 임플란트 근단부에 미약한 응력 증가를 보인 것 이외에는 큰 변화는 없어 연결고정이 유리함을 나타내었다. 협설 교두에 대한 하중 시에는 중심와에 가한 경우와 큰 차이가 없었다.(Fig. 10-13)

2) 중간 임플란트에 하중을 가한 경우

중간 임플란트의 중심와에 하중을 가하면, 직선형 배열에서는 개별 수복한 경우 전후방 임플란트로의 응력 분산은 거의 보이지 않았으며, 중간 임플란트의 근단부에 1차 응력이 집중되었다. 동시에 근원심 치조정에도 1 차의 응력이 발생하였다. 연결고정한 경우에는 응력 집중이 없이 고르게 분산되었으며 협설교두에 대한 하중 시 미약한 응력 전달이 전방이나 후방 임플란트에 나타났다.(Fig. 14-17)

삼각형 배열에서는 중간 임플란트에 대한 중심와 하중과 설측교두 하중 시 몸체 전반에서 1.5 차 정도의 응력이 발생하며 특히 설측교두에 대한 하중 시 휨 모멘트를 보였다. 그러나 협설 교두 하중 시에는 오히려 감소하였으며, 이런 현상은 연결고정 시에는 거의 나타나지 않았으나 근원심 치조정에서 약간의 응력 증가를 나타냈다.(Fig. 18-21)

3) 후방 임플란트에 하중을 가한 경우

후방 임플란트의 중심와에 하중을 가하면, 직선형 배열에서는 개별 수복한 경우 근단부에 1 차, 근단부 근심측에 0.5 차의 응력을 발생하였다. 원심와에 하중을 가하면, 원심근단부의 응력 이동이 일어났으나 크게 치축방향을 벗어나지 않았다. 연결고정한 경우에는 0.5 차 정도의 미약한 응력이 후방 임플란트의 근단부에 나타났으나 응력 분산이 일어나 응력이 거의 나타나지 않았다.(Fig. 22-25)

삼각형 배열에서는 중심와에 하중을 가하면, 개별 수복한 경우 응력 발생이 근단부 원심측으로 1.5 차 정도 발생하였으나 후방 임플란트의 직경이 크기 때문에 전방이나 중간 임플란트보다 유리하였다. 원심변연에 하중을 가한 경우 2 차의 응력이 원심측으로 경사되 일어났다. 연결고정한 경우에는 근단부에 1.5 차의 응력이 나타났으나 개별수복한 경우보다 치축방향을 이루고 있으며, 협설교두와 원심변연에 하중 시에는 2차로 증가하나 개별수복한 경우보다 치축방향을 이루어 연결고정 효과가 있는 것으로 생각된다.(Fig. 26-29)

IV. 총괄 및 고찰

임플란트 수복을 필요로 하는 환자의 70% 이상이 부분 무치악 환자로 이들 환자를 위한 치료계획과 보철물 제작에 대해 다양한 치료 방법이 제안되고 있다. 특히 하악 구치부의 유리단에서는 교합압이 타 부위에 비해 크기 때문에 임플란트로 수복하기 위해서 그 수와 위치, 배열을 결정할 때 응력분산을 고려해 설계해야 한다. 하악구치부에서 세 개의 치아가 결손되었을 때 두 개의 임플란트로 수복하기도 하나 이같이와 같은 부기능이 있거나 교합압이 높을 것으로 예상되면 임플란트의 나사 풀림이나 파절이 일어날 확률이 높아진다.

Rangert 등²⁾은 임플란트를 매식할 때 직선상 배열(linear configuration)보다 삼각형 배열(tripod configuration)이 되어야 휨 모멘트(bending moment)에 대한 보상이 가능하다고 하였고, Rangert와 Sullivan³⁾도 협측이나 설측으로 치우치게 배열하는 방법(offset placement)이 휨을 축방향의 힘으로 변형시켜 응력을 감소할 수 있다고 하였다. Weinberg와 Kruger¹²⁾는 이차원에서 토크(torque value)를 계산하여 삼각형 배열방식의 효과를 입증하였다. 반면 Taylor 등⁴⁾은 한 개의 임플란트를 몸체 이동할 수 있을 정도로 하악골의 협설폭이 충분하기가 어렵고, 약간의 각도 변경만 해서 삼각형 배열방식을 모방하는 경우에는 바라는 효과를 얻기가 어렵다고 하였다. 또한 동물 실험 결과에서도 non-axial loading이 임플란트의 골유착에 유해하지 않음을 입증했다.¹³⁾

그러나 Akca 등¹⁴⁾은 유한요소법을 이용한 연구에서 직선형 배열과 삼각형 배열을 비교한 결과 삼각형 배열방식의 잇점이 없었고 세 개의 임플란트를 연결한 고정성 국소의치의 협측교두에 여러 개의 하중점을 두고 동시에 400 N을 30° 경사방향으로 가한 결과 모든 임플란트의 협측 지지골에서는 인장력이 발생하였고 설측 지지골에서는 압축력이 발생하였으며 최대 인장력은 전방 임플란트의 근심 협측, 최소 압축력은 후방 임플란트의 원심설측이었다고 보고했다. 본연구에서도 하중방법이 다르긴 하나 같은 부위에 응력이 나타났으며 연결고정한 경우에 두 가지 배열 방식의 비교 결과, 삼각형 배열 방식과 직선형 배열 방식 사이에 큰 차이가 없으나, 직선형 배

열방식이 오히려 몇가지 경우에 유리한 분산을 보였다.

Itoh 등¹⁵⁾도 두 배열방식 사이에 응력양상은 약간 다르나 삼각형 배열 방식이 명확하게 응력을 감소한다는 증거가 없다고 하였다. 특히 수직하중이나 협측하중 시 하중위치에 관계없이 삼각형 배열방식에서 중간 임플란트에 높은 응력을 발생하였으며, 하중조건에 따른 차이가 많고 그 차이도 0.5 fringe 이하로 매우 작아, 두 배열방식의 우열을 가리기가 어렵다고 하였다.

본 연구에서 개별수복한 경우에는 삼각형 배열에서는 전방 임플란트의 근원심 치축을 따라 좀더 길게 응력이 나타났는데, 직선형 배열에 비해 접촉점의 위치가 다르고 휨 모멘트가 발생하기 때문으로 생각된다. 삼각형 배열방식에서 하중부 임플란트의 축이 장축방향이 아니면 그에 따른 응력의 증가와 모멘트가 발생함을 알 수 있었다. 특히 협설 교두의 수직 하중 시에 배열방식에 따른 차이가 있었다. 전방 임플란트의 근심과 하중 시와 후방 임플란트의 원심과 하중 시에는 배열방식에 상관없이 큰 응력이 각 하중부의 근단부와 치조정에 나타났다. 하악골에서 협측이나 설측으로 임플란트를 배열하면 주위의 잔존골의 양이 얇아져 하중에 불리할 수 있다. 본연구에서도 삼각형 배열시 협측 위치된 중간 임플란트에서 과하중의 위험성이 증가하였다. 임상적 연구와 실험적 연구에 의해 과하중이 골유착을 소실하게 할 수 있다고 결론지어졌다. 어떤 연구에서는 응력 집중 부위에서 골흡수가 일어남을 입증할 수 있었지만, 실제로 골흡수나 골재형성과 같은 생물학적인 변화를 일으키는 응력치는 아직 알려져 있지 않다.^{9,13)} 다만 치밀골의 최대 인장강도(UTS)는 121 MPa이고, 최대 압축강도(UCS)는 167 MPa로 알려져 있으며, 본연구에서도 직경이 넓은 임플란트가 후방에서 응력 감소에 효과적임을 보여주었다.¹⁴⁾

본연구에서 후방 임플란트는 5.0 mm×10 mm로 전방과 중간 임플란트보다 직경이 크고 짧은 임플란트를 선택하였다. 이는 후방 구치부에서 하치조관 때문에 긴 임플란트를 매식하기 어려울 때가 많아 이를 반증하기 위한 것이었다. 후방 임플란트는 중심외에 대한 하중 시에는 전방과 중간 임플란트보다 응력 발생 부위는 감소하고 근단부에서 축방향으로

발생하여 길이가 짧아도 직경이 넓은 고정체가 유리함을 보여주었다. 그러나 원심과 하중 시에는 직선형 배열에 연결 고정된 경우를 제외하고 원심치조정과 원심축 근단부에 응력이 발생하였다. 특히 삼각형 배열방식에서 후방 임플란트는 약간 설측 경사되어 있으므로 원심으로의 응력이 높게 나타났는데, 연결고정한 경우에는 응력 발생부가 좀더 축방향으로 이동하였다. Acka 등¹⁴⁾은 3.75 mm와 4.0 mm의 임플란트를 비교한 결과 조금 더 넓은 4.0 mm 고정체에서 응력이 감소하고, 또 8 mm와 10 mm 고정체를 비교한 결과, 같은 직경에서 길이가 긴 것이 응력 감소에 유리하였다고 보고하였다. 임플란트의 직경이 작으면, 직경이 넓은 것보다 항복강도가 낮고 길이가 짧으면, 긴 임플란트보다 골지지도가 낮아 불리하다. 넓은 직경의 임플란트는 직경이 증가하면서 표면적과 질량이 증가한다. 면적이 증가하면서 하중이 일정하면 응력은 감소하며, 질량의 증가로 인접 임플란트에 휨모멘트를 유발하는 수평력에 대한 저항도 증가할 것이다.

세 개의 임플란트를 연결 고정된 경우에 고정하지 않고 개별 수복한 경우보다 하중을 가하지 않은 상태의 응력은 다소 크게 나타났다. 그러나 하중이 가해지면 하중점의 위치에 따른 차이가 크게 감소하면서 세 개의 임플란트에 보다 균등한 응력 분포를 나타냈다. 전방 임플란트에 대한 하중 시에는 전방 임플란트의 근심축과 치조정에 응력이 높았다. 중간 임플란트로의 하중 전달은 전방과 중간 임플란트 사이 치조정과 원심 치조정 및 근단부에 나타났다.

V. 결 론

하악 구치부에서 이상의 여러 변수에 따른 보철물을 제작하고 이를 연결했을 때 임플란트 주위에 발생하는 응력의 크기와 분포를 광탄성 응력분석법으로 비교하여 실제 임상에서 임플란트의 위치를 선택하고 수복물 제작 시 주의해야 할 점과 지속적으로 주의 관찰해야 할 점 등에 대한 정보를 제공하고자 하였다. 본연구의 결과는 아래와 같다.

1. 개별 수복한 경우 두 배열방식에서 하중위치와 방향에 따라 응력양상이 다르게 나타났으며 인접 임플란트로의 응력 전달은 일어나지 않았으나 연

결 고정된 경우 하중 임플란트에 대한 응력은 감소하면서 응력 분산이 일어났다.

2. 개별 수복한 경우, 삼각형 배열방식이 전방 임플란트와 중간 임플란트에 대한 하중 시 보다 불리하게 나타났다.
3. 연결고정 시에는 중심외에 대한 수직하중 시 삼각형 배열에서 후방 임플란트의 응력이 높았으나, 두 배열방식 간의 차이는 거의 없었다.

하악구치부 부분무치악에서 고정성 국소의치로 연결고정한 경우, 삼각형 배열방식은 직선형 배열방식에 비해 큰 차이가 없었다. 개별수복한 경우, offset이 길어지면서 중간 임플란트에서 오히려 삼각형 배열이 불리한 것으로 나타났다.

참고문헌

1. Lekholm U, van Steenberghe D, Herrmann I, Bolender C, Folmer T, Gunne J et al. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws. A prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:627-635.
2. Rangert B, Krogh P, Langer B, and Roedel N. Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:326-334.
3. Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:360-370.
4. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: Current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:66-75.
5. Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *J Prosthodont* 2002; 11:30-40.
6. Serio FG. Clinical rationale for tooth sta-

- bilization and splinting. *Dent Clin North Am* 1999;43:1-6.
7. 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.
 8. 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;57:454-457.
 9. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GV. Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:345-360.
 10. Fleming AE. The Endopore dental implant system: Implant treatment simplified. *J Can Dent Res* 1994;60:785-789.
 11. Fischman B. The rotational aspect of mandibular flexure. *J Prosthet Dent* 1990; 64:483-485.
 12. Weinberg LA, Kruger B. An evaluation of torque (moment) on implant/prosthesis with staggered buccal and lingual offset. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1996;16: 252-265.
 13. Celleti R, Pameijer CH, Bracchetti G, Konath K, Persichetti G, Visani I. Histologic evaluation of osseointegrated implants restored in nonaxial functional occlusion with preangled abutments. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1995;15:563-573.
 14. Akca K, Iplikcioglu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants.-5 *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:722-730.
 15. Itoh H, Caputo AA, Kuroe T, Nakahara H. Biomechanical comparison of straight and staggered implant placement configurations. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004; 24:47-55.

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

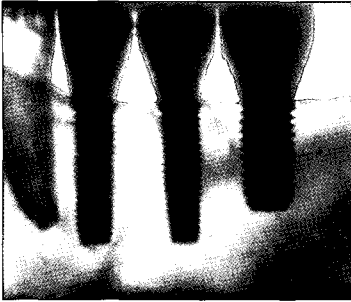


Fig. 6. Stresses produced by loading on central fossa of anterior implant in G1.

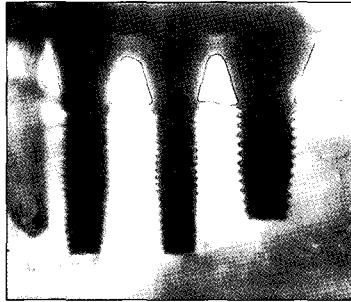


Fig. 7. Stresses produced by loading on central fossa of anterior implant in G2.

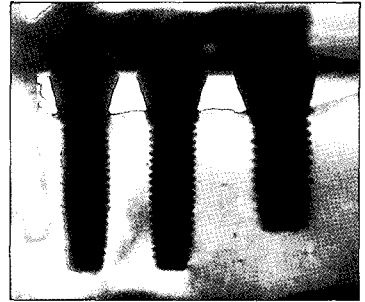


Fig. 8. Stresses produced by loading on central fossa of anterior implant in G3.

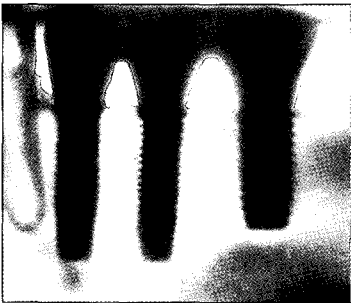


Fig. 9. Stresses produced by loading on central fossa of anterior implant in G4.



Fig. 10. Stresses produced by loading on mesial fossa of anterior implant in G1.

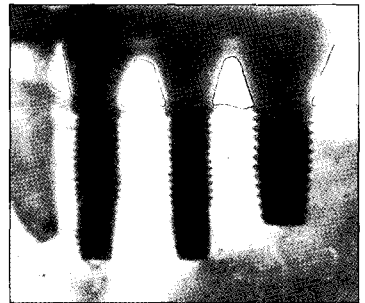


Fig. 11. Stresses produced by loading on mesial fossa of anterior implant in G2.

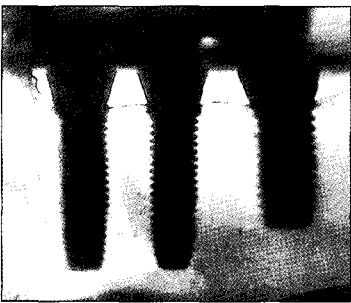


Fig. 12. Stresses produced by loading on mesial fossa of anterior implant in G3.

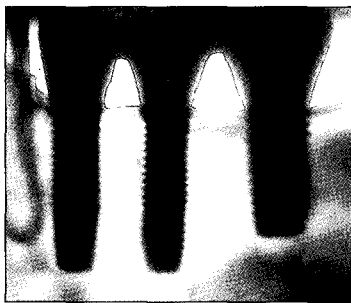


Fig. 13. Stresses produced by loading on mesial fossa of anterior implant in G4.

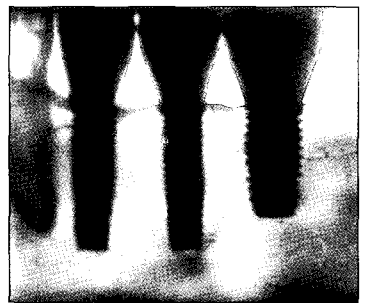


Fig. 14. Stresses produced by loading on central fossa of middle implant in G1.

사진부도 ②

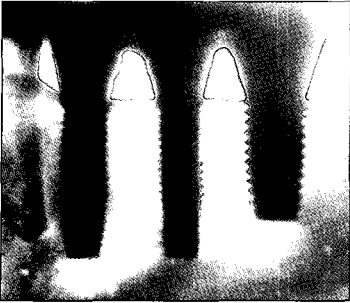


Fig. 15. Stresses produced by loading on central fossa of middle implant in G2.

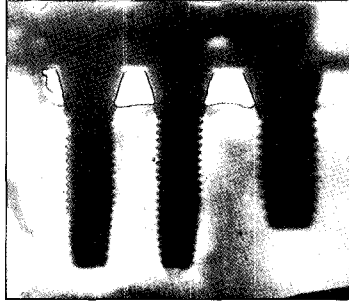


Fig. 16. Stresses produced by loading on central fossa of middle implant in G3.

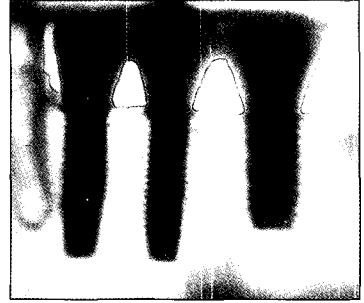


Fig. 17. Stresses produced by loading on central fossa of middle implant in G4.

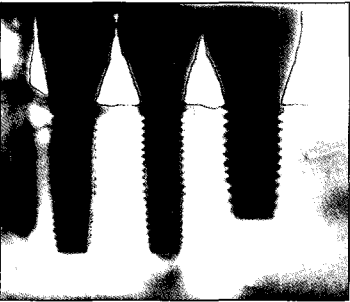


Fig. 18. Stresses produced by loading on lingual cusp of middle implant in G1.

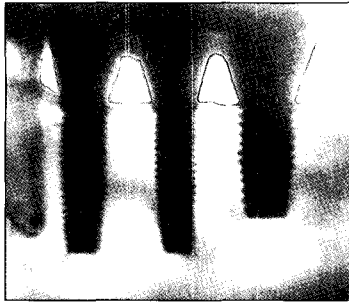


Fig. 19. Stresses produced by loading on lingual cusp of middle implant in G2.

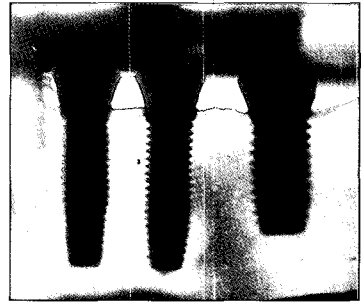


Fig. 20. Stresses produced by loading on lingual cusp of middle implant in G3.

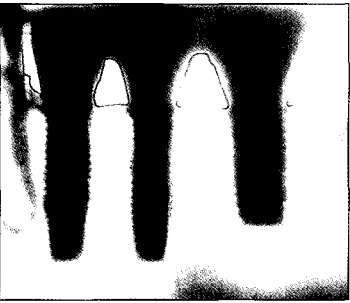


Fig. 21. Stresses produced by loading on lingual cusp of middle implant in G4.

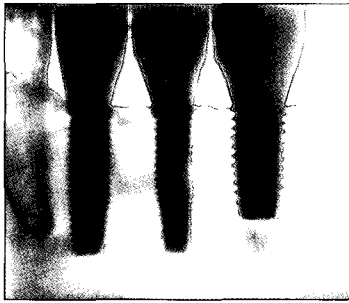


Fig. 22. Stresses produced by loading on central fossa of posterior implant in G1.

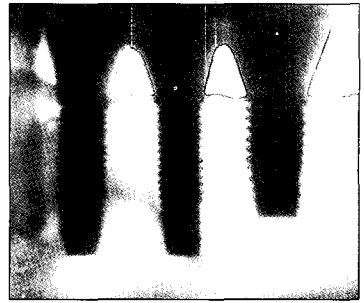


Fig. 23. Stresses produced by loading on central fossa of posterior implant in G2.

사진부도 ③

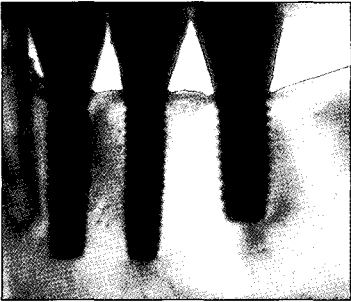


Fig. 24. Stresses produced by loading on central fossa of posterior implant in G3.

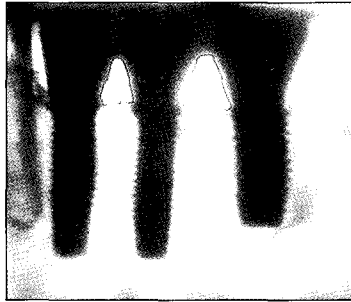


Fig. 25. Stresses produced by loading on central fossa of posterior implant in G4.

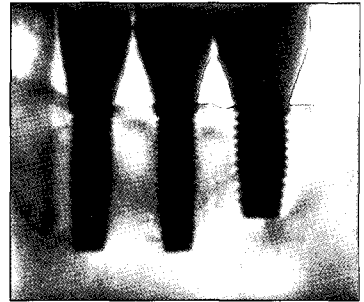


Fig. 26. Stresses produced by loading on distal fossa of posterior implant in G1.

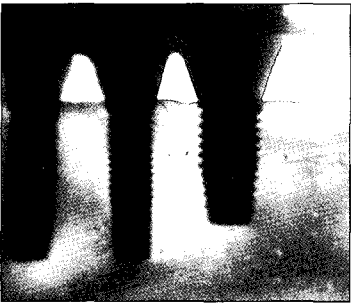


Fig. 27. Stresses produced by loading on central fossa of posterior implant in G4.



Fig. 28. Stresses produced by loading on distal fossa of posterior implant in G3.

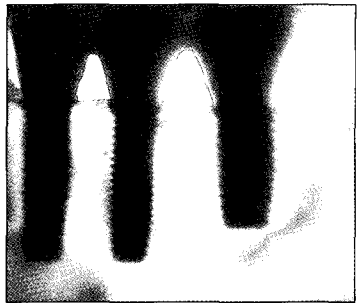


Fig. 29. Stresses produced by loading on distal fossa of posterior implant in G4.

ABSTRACT

PHOTOELASTIC STRESS ANALYSIS OF IMPLANT SUPPORTED FIXED PROSTHESES WITH DIFFERENT PLACEMENT CONFIGURATIONS IN MANDIBULAR POSTERIOR REGION.

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

Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University

Statement of problem. More than 70% of patients who need the implant supported restoration are partially edentulous. The principles of design for implant supported fixed partial denture in mandibular posterior region are many and varied. Jurisdiction for their use is usually based on clinical evaluation. There are several areas of interest regarding the design of implant supported fixed partial denture in mandibular posterior region. 1) Straight and tripod configuration in implant placement, 2) Two restoration types such as individualized and splinted restorations.

Purpose. The purpose of this study was to compare the amount and distribution of stress around the implant fixtures placed in the mandibular posterior region with two different arrangements and to evaluate the effects of splinting using the photoelastic stress analysis.

Material & methods. 1) Production of study model: Mandibular partially edentulous model was waxed-up and duplicated with silicone and two models were poured in stone. 2) Fixture installation and photoelastic model construction: Using surveyor (Ney, USA), 3 fixtures (two 4.0 × 13 mm, one 5.0 × 10 mm, Lifecore, USA) were installed in straight & tripod configurations. Silicone molds were made and poured in photoelastic resin (PL-2, Measurements group, USA). 3) Prosthesis construction: Four 3-unit bridges (Type III gold alloy, Dongmyung co., Korea) were produced with nonhexed and hexed UCLA abutments and fitted with conventional methods. The abutments were tightened with 30 Ncm torque and the static loads were applied at 12 points of the occlusal surface. 4) Photoelastic stress analysis: The polarizer analyzer system with digital camera (S-2 Pro, Fujifilm, Japan) was used to take the photoelastic fringes and analysed using computer analysis program.

Results. Solitary hexed UCLA restoration developed different stress patterns between two implant arrangement configurations, but there were no stress transfer to adjacent implants from the loaded implant in both configurations. However splinted restorations showed lesser amount of stresses in the loaded implants and showed stress transfer to adjacent implants in both configurations.

Solitary hexed UCLA restoration with tripod configuration developed higher stresses in anterior and middle implants under loading than implants with straight configurations. Splinted 3 unit fixed partial dentures with tripod configuration showed higher stress development in posterior implant under loading but there were no obvious differences between two configurations.

Conclusions. The tripod configuration of implant arrangement didn't show any advantages over the straight configuration. Splinting of 3 unit bridges with nonhexed UCLA abutments showed less stress development around the fixtures. Solitary hexed UCLA restoration developed tilting of implant fixture under offset loads.

Key words : Photoelastic stress analysis, Straight configuration, Tripod configuration, Wide diameter implant, Splinting