

# 임플란트 Overdenture의 Bar설계에 따른 하악지지조직의 광탄성학적 응력분석

전남대학교 치과대학 보철학교실

강정민 · 방몽숙

## - 목 차 -

- I. 서 론
- II. 실험재료 및 방법
- III. 실험성적
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
- 참고문헌
- 영문초록
- 사진부도 설명
- 사진부도

## I. 서 론

대부분의 완전 무치악 환자에서는 잔존 치조제의 흡수가 심하여 통상적인 의치 장착만으로는 의치의 유지력과 안정성이 부족하므로 만족스러운 기능회복이 어려운 경우가 많다. 이를 해결하기 위한 방법으로 생체 친화성을 가진 이물형성재나 골이식술을 이용하여 치조제를 증대시켜 주거나, 구강 전정부 성형술 등을 시행하여 의치상에 접촉되는 치조제의 면적을 넓게 하는 술식이 시도되기도 하였다. 그러나 이 술식들은 기능회복에 한계성을 가지고 있으며 근래에 임플란트의 사용으로 성공적인 기능회복을 얻을 수 있게 되었다.

Bränemark<sup>1)</sup>에 의해 임플란트의 골유착 (osseo-

integration) 개념이 소개된 후 치과 임플란트에 대한 관심과 임상적 사용이 계속적으로 증가되어 근래에는 단일치아 상실의 수복으로부터 악안면 결손의 재건에 이르기까지 임상적 사용 범위는 광범위하게 확대되고 있다. 골유착은 광학 현미경 하에서 임플란트와 주위 골조직이 결합조직의 피막 형성 없이 직접 부착되어 외부의 하중이 골조직내로 직접 전달되는 상태, 즉 골과 임플란트 사이의 구조적 및 기능적 직접 결합이라고 정의된다<sup>2-4)</sup>. 골유착성 임플란트에서는 외부 하중이 가해질 때 응력이 완화되지 않고 골 내부로 직접 전달되므로 골유착성 임플란트가 계속적이고 복합적인 기능 하중을 받는 구강내에 식립되어 치아의 기능을 대신할 경우 생역학과 관련된 임플란트 자체의 파절, 임플란트와 보철물 연결부의 손상, 상부 구조물의 파절, 고정나사의 이완이나 파절, 그리고 치조골 소실 등 여러가지 문제점들이 발생될 수 있다<sup>5)</sup>. 다양한 증례에서 악구강기능의 회복에 임플란트를 성공적으로 사용하기 위하여 여러 학자들에 의해 임플란트에 대한 연구가 활발히 진행되어 임플란트의 재료와 설계 그리고 술식에 있어서 많은 발전이 이루어졌으며, 오늘날에는 다양한 종류의 임플란트들이 개발되어 성공적으로 임상에 사용되고 있다<sup>6)</sup>.

Skalak<sup>5)</sup>는 임플란트에 대한 역학적 연구에서 임플란트와 골은 장기간에 걸쳐 피로응력을 초과하

는 응력을 받아서는 안되며, 기능시 초래되는 외력은 골유착성 임플란트를 통해 완압되지 못하고 직접 악골에 전달되므로 외력을 분산시키기 위해서는 임플란트와 관련된 구조물들이 견고해야 하며 수직력 또는 측방력에 대해 임플란트 고정체의 강도, 수 및 배열이 응력분산에 중요한 역할을 한다고 보고하였다. Rieger등<sup>7)</sup>은 골유착성 임플란트의 장기적 및 생역학적 성공을 위해서는 파괴 응력이 지지골에 전달되지 않도록 보철물에 가해진 외력을 넓게 분산시킬 수 있는 디자인이 필수적인데 아직까지 이와 관련된 명확한 규명은 부족하다고 하였다. Soltesz와 Siegele<sup>8)</sup>은 개에서 악골의 골흡수 부위가 실험 모형에서의 응력집중 부위와 일치함을 보았고, Riedmüller와 Soltesz<sup>9)</sup>는 골이 역학적인 영향에 민감하게 반응하여 전단하중에 의해 흡수가 일어날 수 있다고 보고하였다. 이외에도 여러 학자들<sup>5, 8, 10-13)</sup>에 의해 임플란트 형상이 응력분산에 미치는 영향에 관한 역학적 연구가 시행되었다. 한편 몇몇 학자들<sup>14-17)</sup>은 임플란트 지대치에 자연치의 치근막과 비슷한 탄성계수를 갖는 부분을 포함시켜 자연치와 유사한 생리적 운동을 허용함으로써 지지골조직에 좀더 균일하게 응력을 분산시킬 수 있다고 보고하였다.

임플란트를 이용한 완전 무치악 환자의 수복술 식으로는 edentulous bone anchored fixed bridge와 overdenture로 대별할 수 있다. 4-8개의 임플란트 고정체를 식립한 edentulous bone anchored fixed bridge는 총의치에 비해 저작기능은 현저히 개선되나 임플란트 고정체를 식립할 충분한 치조골이 존재해야 하며 심미적인 단점과 발음 장애 및 구강위생을 청결히 유지하기 어려운 단점들이 있다. 반면에 임플란트에 의해 지지되는 overdenture 술식은 비용이 감소되고 보철물의 장착 및 철거가 용이하여 상부 유지장치를 청결하게 유지할 수 있으며, 입술의 지지 정도를 조절할 수 있어 더욱 심미적이다. 또한 고정성 보철물과 유사한 의치의 안정성을 포함한 상부 구조물에 대한 치료 위험의 감소등 많은 장점을 가지고 있다<sup>18, 19)</sup>.

임플란트를 이용한 overdenture의 임상증례에 대한 보고들<sup>19-28)</sup>은 많았으나 생역학적인 연구로는

Meijer등<sup>29)</sup>이 bar로 연결된 2개의 임플란트에서 2차원 유한요소법을 이용한 응력 분포에 대하여 보고한 외에는 역학적인 연구가 부족하여 이에 대한 정확한 평가가 어려운 실정이다. 자연치아에 의해 지지되는 overdenture는 잔존치아의 위치에 따라 지대치의 위치가 결정되므로 응력분산에 유리하도록 조절할 수 없으나 임플란트를 이용할 경우에는 역학적인 측면을 고려하여 비교적 용이하게 조절할 수 있을 것이다. 그러나 임플란트 고정체의 수나 배열 방법 또는 bar의 형태 등을 변화시켰을 때 나타나는 응력의 변화나 임플란트에 의해 지지되는 overdenture에 직접 하중을 가했을 경우의 역학적 양상을 구명한 연구는 거의 없었다.

저자는 임플란트에 의해 지지되는 하악 overdenture에서 임플란트 고정체의 수와 배열 및 bar의 형태를 달리한 설계방법이 의치의 유지력과 응력분산에 미치는 효과를 조사하기 위해 본 연구를 시행하였다. 의치의 편측 구치부에 수직 집중하중을 가했을 때 의치가 bar에서 탈락되는 최대 하중을 측정하였고, 편측 구치부 및 전치부에 수직 집중하중시에 임플란트 고정체의 지지골에 나타나는 응력분산 양상을 반사형 2차원 광탄성법을 이용하여 비교 검토하였다.

## II. 실험재료 및 방법

### 1. 실험재료

#### 1) 광탄성 실험모형의 제작

##### (1) 파라핀 왁스 모형의 제작

하악골 정중부에서 좌우측 우각부까지의 하악골을 파라핀 왁스 (Modeling wax, Kim's International Inc., U.S.A.)로 형성하고 공업용 실리콘 고무 인상재 (KE1402, Shin-Etsu Co., Japan)로 파라핀 왁스 모형에 대한 인상을 채득한 다음, 경화된 인상재로부터 파라핀 왁스 모형을 제거하고 액체 상태로 열을 가한 파라핀 왁스를 주입하여 실온에서 경화시켰다. 동일한 방법을 반복하여 6개의 파라핀 왁스 모형을 제작하였다.

##### (2) 임플란트 고정체의 매식

제작된 파라핀 왁스 모형에 3.8×12mm 임플란트 나사형 고정체 (Steri-oss threaded fixture, Steri-oss Inc., U.S.A.)를 다음과 같이 매식하여 6종의 시편을 제작하였다 (Fig. 1).

Specimen I : 2개의 임플란트 고정체를 하악 좌우 측절치 부위에 임플란트 고정체 사이가 12mm 되도록 매식하였다.

Specimen II : 2개의 임플란트 고정체를 하악 좌우 견치 부위에 임플란트 고정체 사이가 24mm 되도록 매식하였다.

Specimen III : 하악 정중선상에 1개의 임플란트 고정체를 매식하고 좌우측 10mm되는 위치에 각각 1개씩 모두 3개의 임플란트 고정체를 매식하였다.

Specimen IV : 하악 정중선상에 1개의 임플란트 고정체를 매식하고 좌우측 16mm되는 위치에 각각 1개씩 모두 3개의 임플란트 고정체를 매식하였다.

Specimen V : 하악 정중선으로부터 좌우측으로 각각 6mm, 18mm되는 위치에 모두 4개의 임플란트 고정체를 매식하였다.

Specimen VI : 하악 정중선으로부터 좌우측으로 각각 10mm, 20mm되는 위치에 모두 4개의 임플란트 고정체를 매식하였다.

### (3) Epoxy 레진의 주입을 위한 음형의 제작

6종의 파라핀 왁스 모형에 매식된 고정체에 transfer pin (Tread timed transper pin, Steri-oss Inc., U.S.A.)을 각각 삽입한 다음 공업용 실리콘 고무 인상재로 고정체가 매식된 파라핀 왁스 모형의 인상을 각각 채득하였고 실리콘 인상재가 경화된 후 뜨거운 물을 부어 파라핀 왁스를 제거함으로써 epoxy 레진을 주입하기 위한 음형을 제

작하였다.

(4) Epoxy 레진의 주입과 광탄성 모형의 제작  
광학적 응력 감도 수치가 가장 큰 epoxy 레진 (PL-1, Vishay Co., U.S.A.)과 경화제 (PLH-1, Vishay Co., U.S.A.)를 중량비 5:1로 계량한 다음 전기로에서 각각 90°F까지 예열한 후 고르게 혼합하여 자체온도가 중합반응에 의해 상승되어 125°F에 도달했을 때 미리 제작된 음형에 기포가 생기지 않도록 서서히 주입한 다음 20°C 상온에서 24시간 동안 경화시킴으로써 6종의 광탄성 하악 모형을 제작하였다.

반사형 광탄성 응력 측정법으로 관찰하기 위해 완성된 광탄성 모형의 설측부에 은분 페인트 (Plastic cement-1 BIPAX, Measurements Group, Inc. U.S.A.)를 균일한 두께로 도포하였다.

### 2) 상부 보철물의 제작 및 장착

광탄성 하악 모형상의 고정체에 2mm PME abutment (2mm PME abutment, Steri-oss Inc., U.S.A.)를 각각 끼우고 abutment상에 screw로 bar coping (Lexan bar coping, Steri-oss Inc., U.S.A.)를 고정한 다음 Hader bar kit (Preci-Horix, Alphadent. N.V., Belgium)의 plastic matrix를 임플란트 고정체 사이의 거리와 cantilever 양에 따라 절단하여 위치시켰다. 이어서 sticky wax로 고정하고 wax-up 후 screw를 제거하고 상부 구조물을 Verabond (Verabond, Aalba Dent. Inc., U.S.A.)로 주조하여 9종의 bar를 제작한 다음 각각의 광탄성 모형에 장착하고 screw로 고정하였다.

완성된 bar상에 Hader bar clip을 각각 위치시키고 언더컷 부위는 왁스로 블럭 아웃한 다음 통법에 의해 overdenture를 제작하였다. 제작된 시편은 cantilever bar의 유무에 따라 다음과 같이 type을 세분하였다 (Fig. 1).

Specimen I - type 1 : 2개의 임플란트 고정체를 연결하는 bar의 중앙부에 1개의 clip을 위치시켰다.

Specimen I - type 2 : 2개의 임플란트 고정체를 연결하는 bar의 중앙부와 양측

- cantilever 상에 각각 1개씩 모두 3개의 clip을 위치시켰다.
- Specimen II - type 1 : 2개의 임플란트 고정체를 연결하는 bar에 2개의 clip을 대칭적으로 위치시켰다.
- Specimen II - type 2 : 2개의 임플란트 고정체를 연결하는 bar의 중앙부와 양측 cantilever상에 각각 1개씩 모두 3개의 clip을 위치시켰다.
- Specimen III - type 1 : 각 임플란트 고정체 사이의 bar에 각각 1개씩 모두 2개의 clip을 위치시켰다.
- Specimen III - type 2 : 각 임플란트 고정체 사이의 bar와 양측 cantilever 상에 각각 1개씩 모두 4개의 clip을 위치시켰다.
- Specimen IV : 각 임플란트 고정체 사이의 bar에 각각 1개씩 모두 2개의 clip을 위치시켰다.

- Specimen V : 각 임플란트 고정체 사이의 bar에 각각 1개씩 모두 3개의 clip을 위치시켰다.
- Specimen VI : 각 임플란트 고정체 사이의 bar에 각각 1개씩 모두 3개의 clip을 위치시켰다.

Overdenture의 의치상이 광탄성 모형의 치조제에 접촉되는 부위는 치조제 점막을 재현하기 위하여 2mm 두께로 relief 시켰으며, 동일한 형태 및 크기의 overdenture를 제작하기 위해 동일한 크기의 레진 치아 9 set를 사용하였다. Specimen I의 완성된 의치의 레진치아 배열과 광탄성 모형에 대한 석고 인상을 채득하여 9개의 동일한 형태 및 크기의 overdenture를 제작한 다음, 2mm 두께의 의치상 내면의 공간에 실리콘 고무 인상제(Xantopren VL plus, Bayer Co., Germany)를 주입하여 탄력성 있는 치조제 점막을 재현하였다.

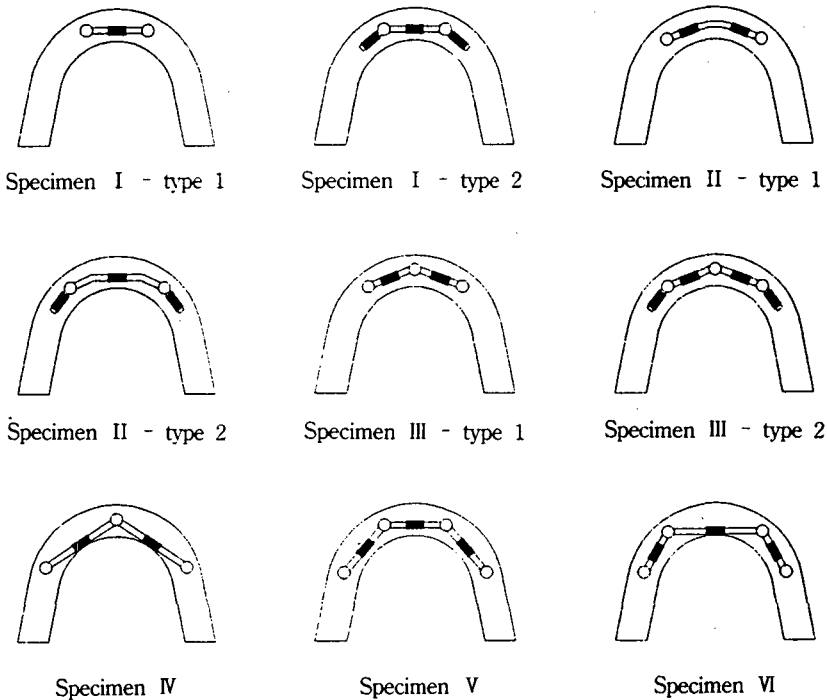


Fig. 1. Schematic diagrams of specimens.  
○ : Implant fixture, = : Bar, ■ : Clip.

## 2. 실험 방법

1) 하중조건의 부여 및 의치 탈락하중의 측정  
 의치의 탈락하중을 측정하고 광탄성 응력분포를 관찰하기 위해 20×20×5cm의 받침대 위에 over-denture가 장착된 광탄성 모형을 올려 놓고 원하는 부위에 하중이 일정하게 가해질 수 있도록 조절이 가능한 하중장치를 제작하였다. 제1대구치의 교합면 중심부에 편측 수직 집중하중을 점차 증가시켜 의치가 bar에서 탈락되는 최대 하중을 각각 5회 반복 측정하였다.

### 2) 광탄성 응력 분석

응력의 분포 상태를 가시화하기 위하여 반사형 편광기 (Model 031 reflection polariscope, Measurements Group Inc., U.S.A.)를 사용하였다 (Fig. 2). 이는 광원, polarizer, photoelastic model, test part, analyzer로 구성되어 있다 (Fig. 3). 응력

분포 양상은 최대 주응력과 최소 주응력의 차인 전단응력의 성분이 무늬차수로 나타나므로, 사진촬영후 등색선을 추적함으로써 무늬차수를 구하였다. 이때 무늬차수의 계량에는 Table 1에 나타난 PL-1 재료의 무늬차수를 이용하였다.

우측 제1대구치 교합면 중심부에 편측 수직 집중하중을 가할 때는 미리 측정된 의치의 탈락하중치를 참고하여 4 Kgf의 하중을 가한 상태에서 좌우 중절치 사이의 절단부 상단과 반대측 제1대구치 교합면 중앙부를 지지핀으로 지지해 준 다음 17 Kgf의 수직 집중하중을 가하였다. 또한 하악 좌우 중절치 사이의 절단면에 10 Kgf의 수직 집중하중을 가한 후 광탄성 모형상에 나타나는 응력의 무늬형태와 무늬차수를 협측 또는 순측에서 관찰하고 사진촬영하여 나타난 응력을 비교 분석하였다.

Table 1. Isochromatic fringe characteristics.

Color	Approximate relative retardation nm	Fringe order N	Strain $\mu\epsilon$
Black	0	0	0
Gray	160	0.28	265
White	260	0.45	425
Pale yellow	345	0.60	570
range	460	0.80	760
Dull red	520	0.90	855
Purple(tint of passage)	575	1.00	950
Deep blue	620	1.08	1025
Blue green	700	1.22	1160
Green-yellow	800	1.39	1320
Orange	935	1.63	1550
Rose red	1050	1.82	1730
Purple(tint of passage)	1150	2.00	1900
Green	1350	2.35	2230
Green-yellow	1440	2.50	2380
Red	1520	2.65	2520
Red/green transition	1730	3.00	2850
Green	1800	3.10	2950
Pink	2100	3.65	3470
Pink/green transition	2300	4.00	3800
Green	2400	4.15	3940

\* Type PS-1 Photoelastic Plastic 0.080 in(2mm) thick  
 $f=950 \mu\epsilon$  fringe

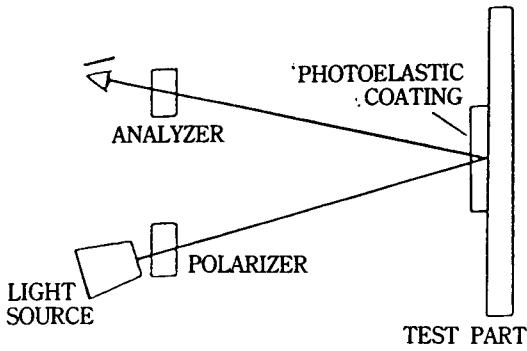


Fig. 2. Reflection polariscope setup for visualization of isochromatic fringes.

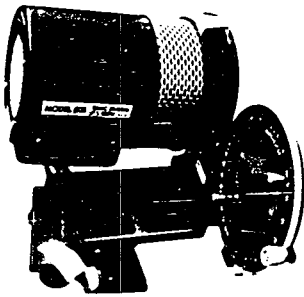


Fig. 3. Photograph of reflection polariscope (Model 031).

### III. 실험성적

#### 1. 의치 탈락하중의 측정

우측 제1대구치의 교합면 중앙부에 수직 집중하중을 점차 증가시켜 가할 때 의치가 bar attachment에서 탈락되는 최대 하중을 시편당 5회 반복

Table 2. Mean dislodgement loads of specimens. (unit : Kgf)

Specimens	Mean Dislodgement Loads
I - type 1	5.0
I - type 2	18.0 ↑
II - type 1	11.3
II - type 2	18.0 ↑
III - type 1	9.6
III - type 2	18.0 ↑
IV	10.8
V	14.2
VI	16.5

측정한 결과 평균 탈락하중치는 다음과 같았다 (Table 2).

#### 2. 광탄성 응력분석

##### 1) Specimen I - type 1

무하중 상태에서 광탄성 모형의 초기 잔류응력은 나타나지 않았다 (Figs. 4, 5). 우측 제1대구치 부위에 17 Kgf의 집중하중을 가했을 때 응력분포 상태는 우측 제1대구치 하방의 의치상 접촉부에 2.0차의 무늬차수가 형성되었고, 우측 소구치 하방의 의치상 접촉부에 2.0차, 그리고 그 하방 하악골 하연부에 3.1차의 무늬차수가 형성되었다. 우측 임플란트 고정체 주위는 초기 상태와 거의 차이가 없는 상태이므로 무늬차수의 크기와 면적으로 보았을 때 대부분의 하중이 우측 대구치 하방의 치조골 부위에서 지지되었다 (Figs. 6, 7).

한편 전치부에 10 Kgf의 집중하중이 가해진 경우에는 양측 임플란트 고정체가 모두 하중을 지지하게 되어 양측 임플란트 고정체 하방에 약 0.6차의 무늬차수가 집중되었으며 하악골 정중부 하연부에 0.6차의 무늬밴드가 형성되었다 (Fig. 8).

##### 2) Specimen I - type 2

이 경우는 specimen I - type 1과 동일한 광탄성 하악골 모형상에 cantilever bar를 형성한 경우이므로 초기 잔류응력은 specimen I - type 1과 같이 나타나지 않았다.

우측 제1대구치에 집중하중을 가한 결과 우측 제1대구치 하방의 의치상 접촉부에 약 0.6차의 응력밴드가 넓게 전후방으로 형성되었고, 우측 임플란트 고정체의 원심측 경부에도 0.6차의 무늬차수가 형성되었다. 또한 우측 임플란트 고정체의 근심측에 0.6차, 좌측 임플란트의 고정체 근심측 경부에 0.5차의 무늬차수가 형성되었는데, 이는 임플란트 고정체가 굽힘모멘트에 저항하여 압축응력이 발생된 상태를 보인 결과라고 본다. 우측 소구치 하방의 하악골 하연부에는 type 1 보다 훨씬 작은 0.8차의 무늬차수가 나타났으며 우측 임플란트 고정체의 하방 하연부까지 0.6차의 무늬차수가 형성

되어 있었다(Figs. 9, 10).

### 3) Specimen II - type 1

무하중 상태에서 초기 잔류응력의 분포는 우측 임플란트 고정체의 근원심측 주위에 1.0차, 근단부에 0.6차의 압축 잔류응력이 임플란트 고정체 주위에 형성된 상태였다 (Figs. 11, 12).

우측 구치부에 집중하중을 가한 결과 우측 제1대구치 하방의 의치상 접촉부에는 응력무늬가 나타나지 않으나, 우측 임플란트 고정체의 원심측 치조골에 0.4차의 무늬차수가 넓게 형성되어 있었다. 우측 임플란트의 고정체 원심측에 형성되었던 무늬차수는 0.6차 감소된 반면, 근단부에는 1.2차 증가된 상태를 보였다. 우측 소구치 하방의 하악골 하연부에는 0.9차의 무늬차수가 나타났다 (Fig. 13).

한편 전치부에 집중하중이 가해진 경우에는 specimen I의 경우와 유사하게 양측 임플란트 고정체의 근단부에서 모두 하중을 지지하게 되어 무늬차수가 0.8차 증가된 것을 볼 수 있었다 (Fig. 14).

### 4) Specimen II - type 2

초기 잔류응력 상태는 specimen II - type 1과 동일하며 구치부에 집중하중이 가해진 경우에 우측 제1대구치 하방의 의치상 접촉부에는 0.4차의 응력무늬가 형성되었다. 우측 임플란트 고정체의 원심측에는 0.6차, 근단부 및 근심측에는 1.4차의 응력 무늬가 발달되어 있었고 우측 임플란트 고정체의 원심측 하방의 하악골 하연부에는 1.0차의 응력밴드가 넓게 형성되어 있었다 (Fig. 15).

5) Specimen III - type 1 각 임플란트 고정체 주위에 0.6차의 초기 잔류응력이 엷게 형성되어 있었다 (Figs. 16-18).

구치부에 집중하중이 가해진 경우에는 우측 제1대구치 직하방 치조골에 0.6차의 무늬차수가 나타났으며, 구치부 의치상과 접촉되는 부위에는 0.6차에서 0.45차의 무늬차수가 근심측으로 넓게 분포되고 있었다. 우측 임플란트 고정체의 주위에 0.6

차의 무늬차수가 감소되어 있었고 근단부에는 0.8차의 응력집중이 발달하고 있었으며, 정중부와 좌측 임플란트 고정체의 주위와 근단부에도 0.6차의 응력집중이 나타났다. 우측 소구치 하방의 하악골 하연부에는 0.9차의 무늬차수가 발달되어 있었다 (Figs. 19-21). 따라서 이 경우는 우측 임플란트 고정체가 상당량의 집중하중을 지지하고 있으며, 나머지는 정중부 및 좌측 임플란트 고정체와 우측 의치상과의 접촉부에서 약간씩 하중이 분배되고 있음을 알 수 있었다. 한편 전치부에 집중하중이 가해진 경우 초기상태에 비해 정중부에 위치한 임플란트 고정체의 근단부에 0.8차, 좌우 임플란트 고정체의 근단부에 0.6차 증가된 무늬차수가 관찰되었다 (Fig. 22).

### 6) Specimen III - type 2

초기 잔류응력의 상태는 specimen III - type 1과 동일하였고, 구치부 하중이 가해진 경우에는 의치상의 후연이 치조골과 약간 닿는 정도로 0.2차의 접촉 응력무늬가 보였다. 하악골 하연의 받침대의 접촉부위에서는 0.6차의 무늬차수가 넓게 형성된 것을 볼 수 있었다. 우측 임플란트 고정체의 원심측에는 초기 응력이 0.6차 감소되어 있었으나 근단부 근심측에는 0.8차 증가되어 있었다. 또한 정중부 및 좌측 임플란트 고정체의 근단부 원심측에도 0.8차의 증가된 무늬차수를 볼 수 있었는데, 이는 3개의 임플란트 고정체에 하중이 분산되고 있음을 알 수 있었다 (Figs. 23-25).

### 7) Specimen IV

초기 잔류응력의 상태는 정중부 임플란트 고정체 주위에서는 0.4차, 좌우 임플란트 고정체 주위로 0.6차의 엷은 무늬차수가 형성되어 있었다 (Figs. 26-28). 구치부에 집중하중을 가한 결과 우측 임플란트 고정체의 원심측 하단부에 응력 집중부위가 초기응력에 비해 1.2차만큼 증가되었다. 집중하중이 작용하는 대구치 하방의 하악골 하연과 소구치 중간부위에 1.4차 정도의 응력 집중부위가 나타났으며 우측 제1대구치부의 의치상 하방에는 0.4차의 무늬차수가 엷게 형성되어 있었

다 (Figs. 29-31). 그러나 specimen III과는 달리 정중부 및 좌측 임플란트 고정체의 근단부에는 응력차수의 변화가 전혀 없었다.

한편 전치부에 집중하중이 작용한 경우에는 정중부 임플란트 고정체의 근단부에 초기 응력 상태에 비해 1.4차 정도 증가된 응력 무늬차수가 나타나며, 다른 부위는 초기 응력 상태와 거의 유사하므로 대부분의 전치부 집중하중을 정중선상의 임플란트 고정체가 받고 있음을 알 수 있었다 (Fig. 32).

### 8) Specimen V

이 경우는 4개의 임플란트 고정체가 비교적 등간격으로 매식되어 있는 상태로 초기 잔류응력은 우측 2개의 임플란트 고정체의 근단부에 0.4차의 잔류응력이 존재하였고, 나머지 임플란트 고정체의 주위에는 초기응력이 없었다 (Figs. 33, 34).

구치부에 집중하중을 가한 결과 우측 최후방 임플란트 고정체의 근단부에 2.0차의 무늬차수가 증가되었고, 나머지 임플란트 고정체들의 주위에도 미약하나마 0.2차의 무늬차수가 국소적으로 나타남을 볼 수 있었다. 우측 최후방 임플란트 고정체의 근단부 하방에서 구치부측으로 1.0차의 응력 밴드가 형성되어 있으며 우측 대구치부의 외치상 하방에는 0.6차의 무늬차수가 형성되어 있었다 (Figs. 35, 36).

한편 전치부에 집중하중을 가한 경우에는 근심측 좌우 임플란트 고정체의 근단부에 국소적으로 1.0차의 응력집중이 나타났으며, 하악골 정중부 하연 받침대와의 접촉부에 1.0차의 무늬차수가 형성됨을 볼 수 있었다 (Fig. 37).

### 9) Specimen VI

초기 잔류응력의 상태는 근접된 우측 임플란트 고정체의 치경부 사이에 0.6차, 근단부에 0.9차의 잔류응력이 남아 있는 상태였다 (Figs. 38, 39).

구치부에 집중하중을 가한 경우에는 우측 원심측 임플란트 고정체의 근단부에 1.6차, 우측 근심측 임플란트 고정체의 근단부에 1.2차의 국소적인 응력집중과 하방의 받침대와의 접촉부위에 2.0차

의 응력밴드가 형성된 반면 좌측 2개의 임플란트 고정체 주위에는 초기상태와 동일한 응력상태를 보이고 있었다 (Figs. 40, 41).

전치부에 집중하중이 가해진 경우에는 근심측 2개의 임플란트 고정체의 근단부에 0.6차 정도의 응력무늬가 증가하면서 정중부 하악골 하연 받침대와의 접촉부에 0.9차의 응력 집중부위가 형성됨을 볼 수 있었다 (Figs. 42, 43).

이상 구치부 및 전치부에 하중을 가했을 때 나타난 응력분포를 무늬차수로 비교한 결과를 요약해 보면 Table 3 및 4와 같다.

**Table 3.** Fringe order under vertical load on the right first molar in 9 kinds of specimen.

Specimens	A	B	C	D	E	F
I -type 1	2.0	0.0				3.1
I -type 2	0.6	0.6			0.5	0.8
II -type 1	0.4	1.2			0.6	0.9
II -type 2	0.4	1.4			0.6	1.0
III -type 1	0.6	0.8		0.6	0.6	0.9
III -type 2	0.4	0.8		0.8	0.8	0.6
IV	0.4	1.2				1.4
V	0.6	2.0	0.0			1.0
VI	0.0	1.6	1.2			2.0

A : Right posterior alveolar region  
 B : Right implant  
 C : Right - middle implant  
 D : Middle implant  
 E : Left implant  
 F : Inferior border region inferior to right premolars

**Table 4.** Fringe order under vertical load on the interincisal edge region in 6 kinds of specimen.

Specimens	Rt. implant	Middle implant	Lt. implant
I	0.6		0.6
II	0.8		0.8
III	0.6	0.8	0.6
IV	0.0	1.4	0.0
V	1.0		1.0
VI	0.6		0.6

Rt.: Right, Lt.: Left.



#### IV. 총괄 및 고찰

잔존 치조제가 많이 흡수되어 있는 무치악 환자에서 통상적인 보철술식만으로는 만족스러운 기능회복 및 심미성을 얻지 못하는 경우가 많았으나 근래에는 임플란트를 이용한 다양한 술식이 개발되어 양호한 결과를 얻을 수 있게 되었다. 임플란트를 이용한 무치악 환자의 치료에는 edentulous bone anchored fixed bridge와 overdenture 술식이 주로 사용되며 드물게는 치조골이 심하게 흡수되어 골내 임플란트를 매식하기 곤란한 경우에는 골막하 임플란트가 사용되고 있다.

Edentulous bone anchored fixed bridge는 총의치에 비해 저작능률은 현저히 개선되나 발음 장애와 심미적인 문제가 있으며 특히 노인 환자에서 구강위생을 잘 유지하기 어려운 기능적 단점이 있다<sup>19,20</sup>. 임플란트에 의해 지지되는 overdenture는 edentulous bone anchored fixed bridge의 이러한 단점들을 보완하여 고정성 보철물과 유사한 안정성과 제작이 쉬운 장점<sup>21</sup>을 가지며 전신 건강 상태가 좋지 않은 환자나 해부학적인 이유 등으로 일직선상에 고정체들을 식립해야 할 경우 선택적인 치료방법이 될 수 있다<sup>20</sup>.

저작 운동시 실제 하중과 조건은 임의적으로 변화시킬 수 있으나 외력을 균등하게 분산시키기 위해서는 임플란트 고정체의 배열 및 설계가 매우 중요하다<sup>5</sup>. Babbush<sup>21</sup>는 초기 임플란트의 부정확한 설계가 골흡수를 초래한다고 하였고, Lavelle 등<sup>22</sup>도 임플란트의 성공은 인접골과 경계면에서 응력을 낮출수 있는지의 여부에 좌우된다고 주장하였다. 또 무치악 환자에서 임플란트에 의해 지지되는 overdenture에 사용된 임플란트 고정체의 수에 관하여 Kirsch 등<sup>33</sup>과 Schroeder 등<sup>34</sup>은 overdenture의 안정성을 증진시키고 임플란트 고정체에 과도한 하중이 가해지는 것을 피하기 위해서는 적어도 3개 또는 4개의 임플란트 고정체를 bar로 연결하여 사용하도록 제안한 반면, Stern<sup>27</sup>은 2개의 임플란트 고정체만을 사용하여도 충분한 의치의 유지력을 얻을 수 있고 임상적으로도 성공적이었다고 하였다. 현재까지 임플란트를 사용한

overdenture의 디자인에 대한 체계적인 연구는 미흡한 상태이다.

임플란트에 의해 지지되는 overdenture로 수복시 환자의 비용 부담을 경감시키기 위해서는 임플란트 고정체의 수를 줄이는 것이 바람직하나 저작기능, 의치의 유지력 및 안정성 면에서는 임플란트 고정체의 수를 많이 매식할수록 유리할 것이다. 따라서 본 실험에서는 경제성과 기능성의 최적치를 찾아 보기 위해 임플란트 고정체의 수, 임플란트 고정체 간의 간격, bar의 형태 및 clip의 위치 등을 변화시켜 overdenture의 탈락하중을 평가하고, 응력 분포상태를 광탄성법을 이용하여 관찰함으로써 각 경우의 장단점을 검토하고자 하였다.

Overdenture의 탄력성 유지 장치들은 일반적으로 stud attachment와 tissue bar로 나뉘어지는데 각각 단일 치아에서 독자적 유지 작용을 하는 stud형 보다는 각각의 지대치를 연결하는 tissue bar형이 유지력에 유리하다고 보고되고 있다<sup>35</sup>. Tissue bar는 종류가 다양하여 King-connector, Dolder bar, Hader bar 등이 있다. 이 가운데 Hader bar는 다른 종류에 비해 비틀림 힘 (torque force)이 작게 나타나고 무치악과 반대편 지대치에 비교적 균일한 응력분산을 보이는 것으로 보고되고 있고<sup>36,37</sup>, plastic bar와 retention clip으로 구성되어 있어 완압 작용을 제공하고 회전운동이 가능한 점등 많은 장점을 가지고 있으며<sup>38</sup> 임플란트에 의해 지지되는 overdenture의 임상술식에 성공적으로 사용되고 있어<sup>20</sup> 본 실험에서 Hader bar를 선택하여 사용하였다.

일반적으로 수복물 또는 보철물에 대한 실험은 구강내에서 직접 시행하기가 어렵기 때문에 공학적 개념을 응용한 실험이 이용되고 있다. 그중 광탄성 분석법은 복잡한 기하학적 구조물에서 발생하는 기계적 내부 응력을 가시광 형태로 변화시켜 응력의 위치와 크기를 나타낼 수 있는 술식으로서 투과형 방법과 반사형 방법이 있으나 본 실험에 사용된 반사형 광탄성 분석법은 빛이 투과하지 못하는 물체의 표면응력을 검사하는 방법으로서 투명한 광탄성 재료에 빛이 잘 반사될 수 있는

은빛 접착제를 도포하여 물체의 표면에 생기는 간접무늬를 반사시켜 관찰하는 방법이다. 그 기본 원리는 투과형 방법과 동일하나 빛이 표면에 도포된 광탄성 재료에 입사되었다가 다시 반사되어 나오기 때문에 2회의 위상지연이 발생된다<sup>39,40)</sup>.

따라서 3차원적인 하악골 광탄성 모형을 제작하여 투과형 방법으로 응력분포를 관찰하기 위해서는 모형의 내부에 점광원을 설치하고 하악골 모형을 좌우로 회전시키면서 부분적으로 응력분포를 관찰해야 하지만, 이 방법은 장치제작이 복잡하고 응력 분포양상을 국소적으로만 보기 때문에 전반적인 양상을 관찰하기 힘든 단점이 있다. 그러므로 본 실험에서는 반사형 광탄성 응력 측정법을 이용하여 3차원적인 하악골 모형의 내면에 반사가 가능한 은분 페인트를 도포하여 모형내에서 발생한 응력무늬가 반사될 수 있게 함으로써 전면의 응력 분포양상을 용이하게 관찰할 수 있도록 하였다.

본 실험에 사용된 광탄성 모형은 하악골과 동일한 형상으로 제작하였고 입체 모형의 각 부위에 발생하는 응력을 용이하게 관찰하기 위하여 2차원적인 광탄성 응력 측정 방법을 선택하였다. 원래 3차원 광탄성 응력 분석을 수행할 때는 응력 동결법을 사용하여 동결된 응력을 관찰하기 위해 부위마다 단층적으로 절단해 가면서 분석해야 한다. 이런 경우에는 실험 조건의 수만큼 실험 모형을 제작하여 일정조건의 하중과 동결과정을 거쳐야 하는데, 여러 모형에 동일 조건을 부여한다는 것은 매우 어렵다. 본 실험에서는 임플란트 고정체의 수와 배열을 다르게 한 여러 종류의 모형에서 각각의 응력분포 양상을 상호 비교하고자 하였으므로 동일한 모형에서 상부 구조물만 변형시켜 실험조건을 동일하게 유지할 수 있도록하여 상대비교가 용이하게 하였다.

하중 조건을 설정하기 위하여 교합력에 대하여 고찰해 보면 골유착성 임플란트 사용시 최대 교합력은 학자들에 따라 다르게 보고되고 있는데<sup>13)</sup> Carlsson<sup>41)</sup>은 가철성 의치 장착시에는 60N이나 골유착성 임플란트를 장착한 환자에서는 130N의 교합력을 나타낸다고 하였고, Haraldson 등<sup>42)</sup>은 비슷

한 연령의 자연치를 가진 여성군과 골유착성 임플란트를 장착한 여성군의 교합력을 측정한 결과 자연치의 최대 교합력은 평균 144N이었으며 임플란트 환자에서는 평균 169N이었다고 보고하였다. 본 실험에서는 예비실험에서 비교적 응력무늬가 잘 나타나고 임플란트 보철물의 최대 교합력과 유사한 17 Kgf의 수직 집중하중을 우측 구치부에 가하였고, 전치부에는 10 Kgf의 수직 집중하중을 가하였다.

본 실험에서 overdenture에 편측 하중을 가했을 때 의치가 bar로부터 탈락되는 탈락하중의 측정 결과를 역학적으로 고찰해 보기 위하여 정면에서 투상한 모식도를 그려보면, 2개의 임플란트 고정체를 간격이 좁게 매식한 specimen I의 경우는 하중점과 임플란트 고정체 위치와 clip의 위치가 Fig. 44의 a)와 같고 2개의 임플란트 고정체 간격이 비교적 넓은 specimen II의 경우는 Fig. 44의 b)와 같다. Fig. 44의 a)와 b)에서 볼 수 있는 바와 같이 우측 구치부에 F라는 하중이 작용할 때 좌측 임플란트 고정체를 지지점으로 하여, 작용하중과 clip의 마찰력에 의한 모멘트들이 평형에 도달할 때까지 탈락이 되지 않을 것이므로 이때 모멘트의 평형을 산출해 보면 다음과 같다.

$$\Sigma M = F \times L1 - f \times L2 = 0 \dots\dots (1)$$

$$\therefore f = \frac{L1}{L2} F$$

M : 모멘트

F : 탈락하중

f : 마찰력

L1 : 하중점에서 임플란트 고정체까지 거리

L2 : 임플란트 고정체에서 clip까지의 거리

Specimen I - type 1의 경우에 대해 clip의 마찰력을 근사적으로 구해보면 5 Kgf에 탈락되었으므로 공식 (1)의 모멘트 평형 방정식으로부터 산출된 마찰력은 약 11.4 Kgf 정도라고 볼 수 있다. Fig. 44의 b)에서는 임플란트 고정체 간의 간격이 더 크고 지지점과 하중점간의 거리가 더 짧으므로 탈락하중에 의한 모멘트가 더 작고 2개의 clip이

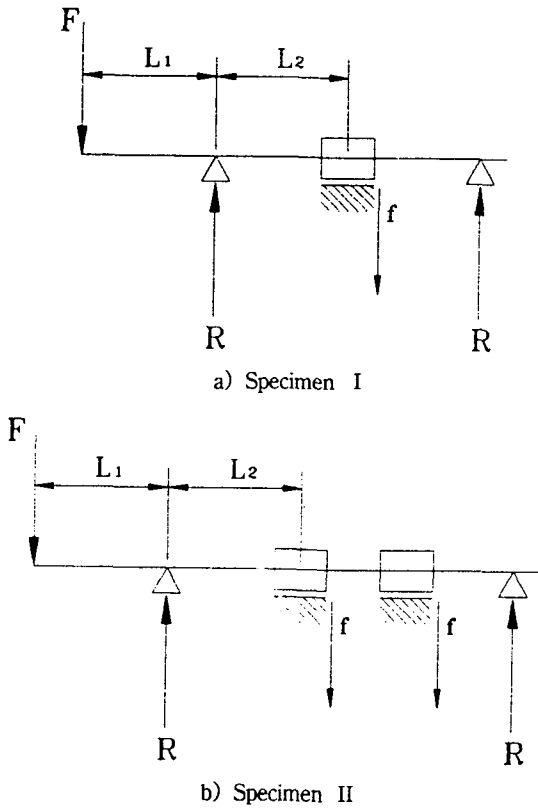


Fig. 44. Schematic diagram of clip friction equilibrium.

지지하고 있기 때문에 11.3 Kgf에 탈락됨을 볼 수 있었다. 따라서 임플란트 고정체와 작용 하중점이 가까울수록 유지력은 커지며, clip 역시 임플란트 고정체로부터 멀리 위치하거나 여러개의 clip을 장착할수록 유지력이 커짐을 알 수 있었다. 임플란트 고정체의 수가 증가할수록 하중점과 임플란트 고정체의 간격이 좁아져서 유지력은 증대되나, clip을 너무 임플란트 고정체에 근접시켜 놓은 경우에는 오히려 유지력이 감소되므로 근접된 clip을 지지점에 해당되는 임플란트 고정체로부터 멀리 떨어지게 하는 것이 바람직할 것이라고 생각된다.

역학적 측면에서 의치상과 bar 및 임플란트 등에 작용되는 하중과 모멘트를 검토해 보기 위해 각 specimen들의 정면에서 투영한 기하학적 길이를 측정하였다 (Table 5).

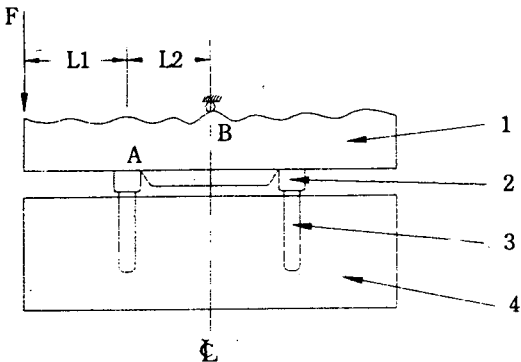
Table 5. Comparison of front projection distance of specimens.

Specimens	(unit : mm)			
	L1	L2	L3	L4
I - type 1	16	7		
I - type 2	16	7	5	
II - type 1	10	13		
II - type 2	10	13	5	
III - type 1	12	11		
III - type 2	12	11	5	
IV	7.5	15.5		
V	5	18		10
VI	6.5	16.5		5

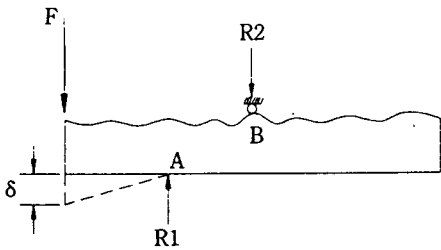
- L1 : Front projection distance from the posterior border of denture base to the right implant fixture.
- L2 : Front projection distance from the right implant fixture to the central line.
- L3 : Front projection distance from the posterior border of bar to the right implant fixture.
- L4 : Front projection distance from the right implant fixture to the right - middle fixture.

각 경우들에 대한 역학적 힘의 평형상태를 고찰해 보면 2개의 임플란트 고정체를 매식한 경우는 Fig. 45의 a)와 같다. 우측 대구치 부위에 수직 하중 F가 작용하면 Fig. 45의 b)에서 볼 수 있는 것처럼 우측 임플란트 고정체의 A점을 지지점으로 하여 임플란트 고정체 우측 의치상은 처짐 변형이 생기며, 좌측 의치상은 상방으로 거상될 것이지만 교합상태에서는 B점에 표시한 것처럼 상악치아에 의해 상방 이동을 방지하는 R2가 작용하게 된다. 만일 이때 우측 의치상의 처짐 변형량이 매우 작아서 치조골에 압박을 가하지 않는 상태라면 힘과 모멘트의 평형은 공식 (2)나 공식 (3)과 같게 된다. 결과적으로 지렛대 법칙에 의해서 임플란트 고정체에는 공식 (4)의 반력 R1이 작용하게 되고 상악치아에는 공식 (5)의 반력 R2가 작용하게 된다.

그러나 만약 처짐 변형량 (δ)값이 커서 치조골 부위를 압박하게 되면 Fig. 44의 c)에 나타난 것처럼 치조골의 압박하중 (P)만큼 뺀 하중 상태가 임플란트 고정체와 상악치아에 작용하게 된다. 따라서 하중 작용점인 대구치와 우측 임플란트 고정체 사이의 길이 (L1)가 길어지면 의치상의 처



1. Overdenture
  2. Bar
  3. Implant
  4. Photoelastic model
- a)



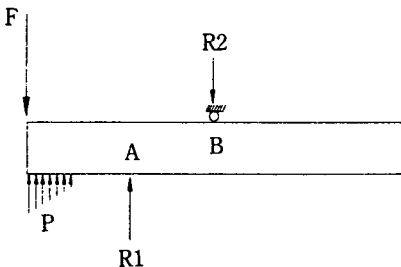
$$-F + R1 - R2 = 0 \dots\dots (2)$$

$$\Sigma MB = F(L1 + L2) - R1L2 = 0 \dots\dots (3)$$

$$\therefore R1 = \frac{(L1 + L2)}{L2} F \dots\dots (4)$$

$$\therefore R2 = \frac{L1}{L2} F \dots\dots (5)$$

b)



$$\therefore R1 = \frac{(L1 + L2)}{L2} (F - P) \dots\dots (6)$$

$$\therefore R2 = \frac{L1}{L2} (F - P) \dots\dots (7)$$

c)

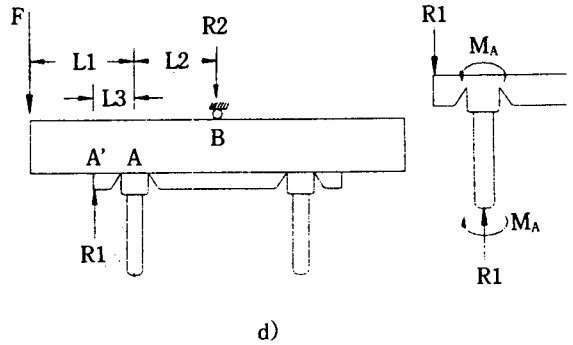


Fig. 45. Schematic diagram of force and moment equilibrium state of two implant supported overdenture under the posterior vertical load.

짐량 ( $\delta$ )이 커져서 치조골 압박하중 ( $P$ )이 커지게 되고 임플란트 고정체와 상악 치아에 작용되는 힘은 감소될 것이며, 만약  $L1$ 이 짧아지면 치조골 압박하중 ( $P$ )은 거의 없지만 임플란트 고정체의 반력 ( $R1$ )과 상악치아의 반력 ( $R2$ )이 증가하게 될 것이다 (공식 (6) (7) 참조).

본 실험 결과에서 cantilever bar를 형성하지 않고 2개의 임플란트 고정체를 좌우 측절치 부위에 매식한 specimen I - type 1 ( $L1 = 16\text{mm}$ )에서는 구치부에 작용하는 편측 집중하중에 의해 의치상이 하방 점막 및 치조골을 압박 (2.0차)하는 소견을 볼 수 있었는데 (Fig. 6), 이로 인해 임상적으로 저작시에 의치상 하방 조직을 압박할 것으로 예측된다. 2개의 임플란트 고정체를 좌우 견치 부위에 매식한 specimen II - type 1 ( $L2 = 13\text{mm}$ )의 경우 편측 집중하중이 작용하면 작용하중측의 임플란트 고정체의 근단부에 큰 응력집중 현상 (1.4차)을 보이게 되며 반대편의 임플란트 고정체의 근단부에도 0.6차의 무늬차수가 증가되었다. 이는  $L2$ 가  $L1$  보다 크기 때문에 교합력에 의해 의치상이 좌측으로 처짐현상이 발생하여 좌측 임플란트 고정체에 힘을 가하게 된 결과라고 볼 수 있다.

$$\Sigma MB = F(L1 + L2) - R1(L3 + L2) = 0 \dots\dots (8)$$

$$\therefore R1 = \frac{(L1 + L2)}{(L2 + L3)} F \dots\dots (9)$$

$$\therefore R2 = \frac{(L1 - L3)}{(L2 + L3)} F \dots\dots (10)$$

$$MA = R1 \times L3 \dots\dots (11)$$

한편 cantilever bar를 형성한 경우에는 cantilever 후단이 지지점이 되므로 Fig. 45의 d)에 나타난 바와 같이 지지점의 위치가 A에서 A'로 변하게 되어 힘과 모멘트의 분배가 달라지게 된다 (공식 (8) 참조). Cantilever의 길이를 L3라고 하면 L3의 길이에 따라 공식 (9)와 공식 (10)에서 보인 것처럼 R1과 R2의 반력의 값은 감소하게 되나, 작용하중측 임플란트 고정체에 공식 (11)의 R1 × L3에 해당하는 모멘트가 부가되어 임플란트 고정체가 작용하중측으로 기울어지려는 경향을 갖게 된다.

이런 굽힘 모멘트가 임플란트 고정체에 과도하게 집중되는 것을 피하기 위해 Hobo등<sup>43)</sup>은 2개 또는 3개의 임플란트 고정체를 직선상에 배열한 고정성 의치에서 cantilever의 길이는 임플란트 고정체간의 거리를 초과해서는 안되며 4 - 6개의 임플란트 고정체를 곡선형으로 배열한 경우에는 임플란트 고정체가 매식된 전후방 거리의 2배를 초과해서는 안된다고 보고하였고, 또 Skalak<sup>45)</sup>는 적당한 길이의 cantilever는 임플란트가 견딜 수 있다고 하였다. 본 실험에서는 clip이 놓일 수 있는 최소한의 길이인 5mm의 cantilever bar를 형성하였다. 본 실험 결과에서 specimen I - type 1과 같이 의치상이 치조골을 심히 압박하는 경우에는 specimen I - type 2와 같이 cantilever bar를 형성하게 되면 작용하중측의 임플란트 고정체에 약간의 응력 무늬차수 (0.6차)가 증가하였으나 치조골에 대한 압박이 크게 감소 (0.6차)된 소견을 나타내었다.

한편 specimen II - type 2의 경우처럼 의치상의 처짐이 적어서 하방 치조골의 압박이 거의 없는 상태인 경우에 cantilever bar를 사용하게 되면 공식 (4)로 계산되는 작용하중측 임플란트 고정체의 반력 (R1)이 공식 (9)처럼 약간 감소되어 근단부의 응력집중은 다소 완화되지만 공식 (11)에서 보인 모멘트가 부가되기 때문에 임플란트 고정체의 경부 및 근단부에는 굽힘 모멘트를 지지하기 위한

굽힘응력 (1.2차)이 발달됨을 볼 수 있었다 (Fig. 15). 이 경우는 specimen II - type 1의 경우에 비해 작용하중측 임플란트 고정체에 굽힘응력만 더 부과시키는 상태가 되므로 역학적으로 좋지 않은 결과를 나타낸 것으로 생각되었다. 따라서 cantilever bar를 사용할 때는 응력을 완화 또는 증가시킬 부위를 미리 판단한 다음 균등한 응력분산이 가능하도록 설계하는 것이 바람직할 것이다.

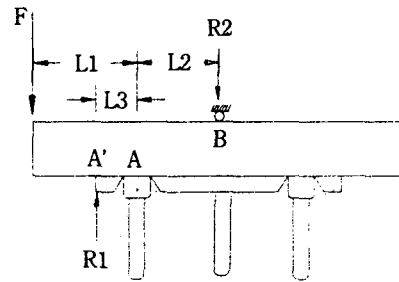


Fig. 46. Schematic diagram of force and moment equilibrium state of three implant supported overdenture under the posterior vertical load.

3개의 임플란트 고정체를 매식한 경우에 대하여 고찰해보면 (Fig. 46 참조) 정중부와 좌우측에 각각 1개씩의 임플란트 고정체를 매식하므로 힘과 모멘트의 관계는 2개의 임플란트를 매식한 경우와 유사한 상태이다. 다만 지지점이 되는 임플란트 고정체까지의 거리 L1 및 L2가 다소 변한 상태인데 Table 5에 나타난 바와 같이 specimen III - type 1의 경우는 L1 > L2가 되고, specimen 4의 경우는 L1 < L2가 된다. Specimen III - type 1에서는 L1이 더 크기 때문에 하방 치조골을 압박하는 정도가 specimen IV보다는 약간 크나(0.6차), cantilever를 형성한 specimen III - type 2의 경우는 더욱 감소되었다(0.4차). 3개의 임플란트 고정체가 근접하기 때문에 모멘트를 3개의 임플란트 고정체가 모두 지지하는 양상을 보여 임플란트 고정체의 근단부에 0.8차의 무늬차수가 각각 형성됨을 볼 수 있었다.

반면에 L1이 L2의 절반 길이 정도되게 제작한 specimen IV의 경우는 구치부 하중시 하방 치조골에 압박응력은 비교적 작고 (0.4차) 작용하중측의

임플란트 고정체에서 공식(4)로 계산되는 반력을 지탱하고 있는 것을 볼 수 있으나  $L1 < L2$ 인 경우 이므로 R1 값은 specimen III - type 1의 경우에 비해 더 큰 값을 갖게 되어 12차의 무너차수가 형성됨을 볼 수 있었다. 따라서 임플란트 고정체의 간격을 근접시켜 매식할 경우가 임플란트 고정체에 작용되는 힘을 분산시키는데 유리함을 알 수 있었다.

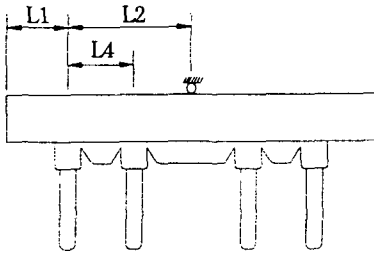


Fig. 47. Schematic diagram of force and moment equilibrium state of four implant supported overdenture under the posterior vertical load.

4개의 임플란트 고정체를 매식한 경우는 Fig. 47에 나타난 바와 같이 좌우측에 2개씩의 임플란트 고정체가 매식되어 2개의 임플란트 고정체에서 모두 반력이 발생할 수 있기 때문에 정역학적인 방법으로는 해석이 안되는 부정정적 문제이다. Specimen V의 경우는  $L1 < (L2 - L4)$ , 즉  $L1 = 5$ ,  $(L2 - L4) = 8$ 로 작용하중축의 최후방 임플란트 고정체에서 작용하중을 주로 지지하고 있었으며 (2.0차), specimen VI의 경우는  $L1 = 6.5$ ,

$(L2 - L4) = 11$ 로 specimen V의 경우보다  $(L2 - L4)$ 의 간격이 더 떨어져 있으므로 두개의 임플란트 고정체에서 거의 비슷하게 하중을 지지하고 있는 것을 볼 수 있었다(1.6차, 1.2차). 따라서 4개의 임플란트 고정체를 매식한 경우에 2개씩 인접시켜 매식함으로써 편측 집중하중을 2개의 임플란트에서 등배분하는 specimen VI이 각 임플란트 고정체를 등간격으로 매식한 specimen V에 비해 양호한 것으로 평가되었다.

한편 전치부 정중부에 집중하중이 작용할 때 2개 또는 4개의 임플란트 고정체를 매식한 경우에는 Fig. 48의 a)에 나타난 바와 같이 bar의 형태와 거의 상관 없이 좌우 대칭으로 매식된 임플란트에 하중이 분산되므로 의치상의 처짐 변형이 없다면  $R1 = R2 = 1/2F$ 가 되므로 어느 경우나 크게 문제가 되지 않을 것이다. 그러나 3개의 임플란트 고정체를 매식한 경우는 Fig. 48의 b)와 같이  $R3 = F$ 가 되므로 정중부 임플란트 고정체에 하중 집중 현상이 나타나게 되나 이 경우도 역시 3개의 임플란트가 근접된 경우에는 정중부 임플란트 고정체 (0.8차)와 양측 임플란트 고정체 (0.6차)에 힘이 다소 분산 됨을 볼 수 있었다. 그러나 2개 또는 4개의 임플란트 고정체를 매식한 경우에 Fig. 48의 c)와 같이 시상단면 (sagittal section)에서 보았을 때 임플란트 고정체의 위치가 A점으로부터 A'점과 같이 구치부쪽으로 많이 치우친 경우에는 전방으로 회전하려는 모멘트가 발생되어 의치상이 탈락될 가능성이 있으나 3개의 임플란트 고정체를 매식한 경우는 이런 위험이 없을 것이다.

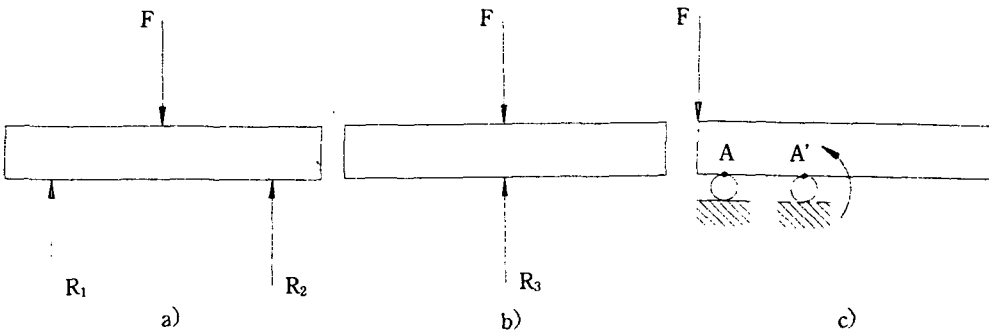


Fig. 48. Schematic diagram of force and moment equilibrium state of implant supported overdenture under the anterior vertical load.

이상의 응력분석 결과를 종합해 보면 임플란트 고정체의 수와 매식된 위치, bar의 설계에 따라 응력분산의 양상이 크게 달라짐을 알 수 있었다. 그러나 본 실험에 사용된 광탄성 응력 분석법은 실험결과를 가시적으로 측정하기는 용이하나 실험에 관련된 제반 상황들을 실제 구강과 유사하게 설정하기는 어려워 실제적인 현상을 정확하게 파악하기가 힘들다. 또한 동적 하중이 아닌 정적 하중만을 가했으므로 산출된 결과도 실제와 다소 다를 수 있으며, 결과의 해석에서 최대 응력치가 크게 나타났다고 해서 그것이 임상적 실패와 직결된다고 할 수는 없을 것이다. 따라서 향후 생역학적인 측면에서 임플란트 고정체 및 상부 보철물의 디자인, 임플란트 고정체의 설계 및 충격 완압장치의 효과 등에 대한 계속적인 연구가 필요하리라고 생각된다.

## V. 결 론

본 연구는 임플란트에 의해 지지되는 overdenture에서 임플란트 고정체의 수와 배열 및 bar의 설계방법이 의치의 유지력과 응력분산에 미치는 효과를 평가하는데 목표를 두었다. 6종의 광탄성 모형과 9종의 overdenture를 제작하여 의치의 편측 구치부에 수직 집중하중을 가했을 때 의치가 bar에서 탈락되는 최대하중을 측정하였고, 구치부에 17 Kgf 및 전치부에 10 Kgf의 수직 집중하중을 가한 경우에 지지골에 나타난 응력분산 양상을 광탄성학적으로 비교 연구하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 의치의 탈락하중은 작용하중점과 임플란트 고정체가 근접할수록 그리고 최후방 임플란트 고정체와 근심측 clip이 멀어질수록, 또 cantilever bar를 형성한 경우에 증가하였다.
2. 구치부 하중시 임플란트 고정체의 매식위치가 하중점에서 멀어질수록 의치상 하방 지지조직에 응력이 증가되었고, 근접할수록 작용하중측 임플란트 고정체의 근단부에 응력집중이 발생되었다.
3. 2개의 임플란트 고정체를 이용한 over-

denture에서 측절치 부위에 매식할 경우에는 cantilever bar를 형성한 것이 응력분산면에서 양호하며, 전치 부위에 매식할 경우에는 cantilever bar를 형성하지 않는 것이 더 유리하였다.

4. 3개의 임플란트 고정체를 이용한 overdenture에서 정중부와 좌우 견치 부위에 매식한 경우가 정중부와 좌우 제1소구치 부위에 매식한 경우보다 양호한 응력분산 양상을 나타내었다.
5. 4개의 임플란트 고정체를 이용한 overdenture에서 구치부 하중시 4개를 등간격으로 배열한 경우보다 2개씩 인접시켜 배열한 경우에 양호한 응력분산 양상을 나타내었다.
6. 전치부 하중시 3개의 임플란트 고정체를 매식한 경우 정중부 임플란트 고정체 주위에 응력집중 현상을 보인 반면, 2개 또는 4개의 임플란트 고정체를 매식한 경우에는 bar 형태에 따른 응력분포에 차이가 거의 없었다.

이상의 결과는 임플란트 고정체의 수가 많을수록 응력분산에 양호하나, 2개 또는 3개의 임플란트 고정체를 매식한 경우에도 매식 위치와 bar의 설계를 적절히 하면 양호한 응력분산 효과를 얻을 수 있을 것임을 시사하였다.

## 참 고 문 헌

1. Bränemark PI: Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent 50: 399, 1983.
2. Brunski JB: Biomaterials and biomechanics in dental implant design. Int J Oral Maxillofac Implants 3:85, 1988.
3. Kopp CD: Branemark osseointegration: Prognosis and treatment rationale. Dent Clin North Am 33:701, 1989.
4. Smith DE: A review of endosseous implants for partially edentulous patients. Int J Prosthet 3:12, 1990.
5. Skalak R: Biomechanical considerations in

- osseointegrated protheses. *J Prosthet Dent* 49: 843, 1983.
6. Fenton A: The role of dental implants in the future. *JADA* 23:37, 1992.
  7. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL: A finite element survey of eleven endosseous implants. *J Prosthet Dent* 63:457, 1990.
  8. Soltesz U, Siegele D: Principal characteristics of the stress distribution in the jaw caused by dental implants. Edited by Huiskes R, Van Campen D, De Wijn J: *Biomechanics; principles and applications*. The Netherlands: Martinus Nijhoff, p439, 1982.
  9. Riedmüller J, Soltesz U: Modelluntersuchungen zur Spannungsverteilung in der Umgebung von Zahnimplantaten. *ZWR* 86:842, 1977.
  10. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO: Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 63:671, 1990.
  11. Matsushita Y, Kitoh M, Mizuta K, Ikeda H, Suetsugu T: Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants; Diameter effects on stress distribution. *J Oral Implantol* 16:6, 1990.
  12. Siegele D, Soltesz U: Numerical investigation of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4:333, 1989.
  13. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D: Three dimensional finite element stress analysis in and around Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6:391, 1991.
  14. Babbush CA, Kirsch A, Mentag PJ, Hill B: Intramobile cylinder (IMZ) two-stage osteointegrated implant system with the intramobile element (IME); Part 1. Its rationale and procedure for use. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2:203, 1987.
  15. McGlumphy EA, Campagni WV, Peterson LJ: A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or resilient internal element. *J Prosthet Dent* 62:586, 1989.
  16. Van Rossen IP, Braak LH, De Putter C, De Groot K: Stress absorbing elements in dental elements in dental implants. *J Prosthet Dent* 64:198, 1990.
  17. Chapman RJ, Kirsch A: Variations in occlusal forces with a resilient internal implant shock absorber. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5:369, 1990.
  18. Worthington P, Bränemark PI: Advanced osseointegration surgery; Application in maxillofacial region. Quintessence, p233, 1992.
  19. Smedberg JI, Lothigius E, Nilner K, Buck VD: A new design for a hybrid prosthesis supported by osseointegrated implants; Part 2. Preliminary clinical aspects. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6:154, 1991.
  20. Block MS, Kent JN, Finger IM: Use of the integral implant for overdenture stabilization. *Int J Maxillofac Implants* 5:140, 1990.
  21. Davis WH, Hochwald D, Daly B, Owen III WF: Reconstruction of the severely resorbed mandible. *J Prosthet Dent* 64:583, 1990.
  22. Naert I, Quirynen M, Theuniers G, van Steenberghe D: Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. *J Prosthet Dent* 65:671, 1991.
  23. Engquist B, Tom, B, Thomas K: A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 3:129, 1988.
  24. Kieth EM, Michael ER: The use of an anterior cantilever design for an implant retained overdenture; A case of report. *J Can Assoc* 56:1105, 1990.



25. Yeung TC, Jameson LM: Converting an implant-supported fixed prosthesis to an overdenture because of fixture loss; A case report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5:405, 1990.
26. Jennings KJ: ITI hallow-cylinder and hollow-screw implants: Prosthodontic management of edentulous patients using overdentures. *Int J Oral maxillofac Implants* 6:202, 1991.
27. Stern RM: Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: A retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5:375, 1990.
28. Marinello CP, Krüger-Huber KG, Scherer P: Overdenture supported by osseointegrated fixtures; A case report. *Quintessence Int* 22: 431, 1991.
29. Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F: Stress distribution around dental implants; Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent* 68:96, 1992.
30. Rangert B, Jemt T, Jörneus L: Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4:241, 1989.
31. Babbush: Dental implants; Principles and practice. Saunders Co. pp67-106, 1991.
32. Lavelle CL, Wedwood D, Love WB: Some advances in endosseous implants. *J Oral Rehab* 8:319, 1981.
33. Kirsch A: Fünf Jahre IMZ-Implantat-System. Grundlagen, Methodik, Erfahrungen, in Franke J(ed); *Der heutige Stand der Implantologie*. München, Hansler, 1980.
34. Schroeder A, Mäglin B, Sutter F: Das ITI-Hohlzylinderimplantat Typ F zur Prothesenretention beim Zahnlosen Kiefer. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 93:720, 1983.
35. Thayer HH, Caputo AA: Photoelastic stress analysis of overdenture attachments. *J Prosthet Dent* 43:661, 1980.
36. Thayer HH, Caputo AA: Occlusal force transmission by overdenture attachments. *J Prosthet Dent* 41:266, 1979.
37. El Samahi MM: Retention in mandibular overdentures with attachments. *Quintessence Int* 17:249, 1986.
38. 한동후, 이호용: 지대치 유지 장치 설계에 따른 가철성 의치 하부 조직에 가해지는 응력에 관한 광탄성학적 연구, *대한치과의사협회지* 25: 155, 1987.
39. 김형일: 광탄성 응력분석 개요. 부산치대 논문집 5(1):87, 1988.
40. 조규중, 김유, 김택: 차체 body 용접 결합부위 광탄성적 응력에 대한 연구. *아세아 기보* 6:53, 1990.
41. Carlsson GE: Masticatory efficiency: The effect of age, the loss of teeth, and prosthetic rehabilitation. *Int Dent J* 34:93, 1984.
42. Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B: Functional state, bite force, and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontol Scand* 37: 195, 1979.
43. Hobo S, Ichida E, Garcia LT: Osseointegration and oral rehabilitation. Tokyo, Quintessence Co, p265, 1989.

## Explanation of figures

- Fig. 4.** Unloaded photoelastic model showing initial stress around the right implant in specimen I -type 1.
- Fig. 5.** Unloaded photoelastic model showing initial stress around the left implant in specimen I - type 1.
- Fig. 6.** Stress distribution on the right mandibular body area under vertical load on the first molar in specimen I - type 1.
- Fig. 7.** Stress distribution around the right implant under vertical load on the first molar in specimen I - type 1.
- Fig. 8.** Stress distribution around implants under vertical load on the interincisal edge area in specimen I - type 1.
- Fig. 9.** Stress distribution on the right mandibular body area under vertical load on the first molar in specimen I - type 2.
- Fig. 10.** Stress distribution around the right implant under vertical load on the first molar in specimen I - type 2.
- Fig. 11.** Unloaded photoelastic model showing initial stress around the right implant in specimen II - type 1.
- Fig. 12.** Unloaded photoelastic model showing initial stress around the left implant in specimen II - type 1.
- Fig. 13.** Stress distribution around the right implant under vertical load on the first molar in specimen II - type 1.
- Fig. 14.** Stress distribution around implants under vertical load on the interincisal edge area in specimen II - type 1.
- Fig. 15.** Stress distribution around the right implant under vertical load on the first molar in specimen II - type 2.
- Fig. 16.** Unloaded photoelastic model showing initial stress around the right implant in specimen III - type 1.
- Fig. 17.** Unloaded photoelastic model showing initial stress around the middle implant in specimen III - type 1.
- Fig. 18.** Unloaded photoelastic model showing initial stress around the left implant in specimen III - type 1.
- Fig. 19.** Stress distribution around the right implant under vertical load on the first molar in

- specimen III - type 1.
- Fig. 20.** Stress distribution around the middle implant under vertical load on the first molar in specimen III - type 1.
- Fig. 21.** Stress distribution around the left implant under vertical load on the first molar in specimen III - type 1.
- Fig. 22.** Stress distribution around implants under vertical load on the interincisal edge area in specimen III - type 1.
- Fig. 23.** Stress distribution on the right mandibular body area under vertical load on the first molar in specimen III - type 2.
- Fig. 24.** Stress distribution around the right and the middle implant under vertical load on the first molar in specimen III - type 2.
- Fig. 25.** Stress distribution around the left implant under vertical load on the first molar in specimen III - type 2.
- Fig. 26.** Unloaded photoelastic model showing initial stress around the right implant in specimen IV.
- Fig. 27.** Unloaded photoelastic model showing initial stress around the middle implant in specimen IV.
- Fig. 28.** Unloaded photoelastic model showing initial stress around the left implant in specimen IV.
- Fig. 29.** Stress distribution around the right implant under vertical load on the first molar in specimen IV.
- Fig. 30.** Stress distribution around the middle implant under vertical load on the first molar in specimen IV.
- Fig. 31.** Stress distribution around the left implant under vertical load on the first molar in specimen IV.
- Fig. 32.** Stress distribution around the middle implant under vertical load on the interincisal edge area in specimen IV.
- Fig. 33.** Unloaded photoelastic model showing initial stress around the right implants in specimen V.
- Fig. 34.** Unloaded photoelastic model showing initial stress around the left implants in specimen V.
- Fig. 35.** Stress distribution around the right implants under vertical load on the first molar in specimen V.
- Fig. 36.** Stress distribution around the left implants under vertical load on the first molar in

specimen V.

- Fig. 37.** Stress distribution around the middle implants under vertical load on the interincisal edge area in specimen V.
- Fig. 38.** Unloaded photoelastic model showing initial stress around the right implants in specimen VI.
- Fig. 39.** Unloaded photoelastic model showing initial stress around the left implants in specimen VI.
- Fig. 40.** Stress distribution around the right implants under vertical load on the first molar in specimen VI.
- Fig. 41.** Stress distribution around the left implants under vertical load on the first molar in specimen VI.
- Fig. 42.** Stress distribution around the right implants under vertical load on the interincisal edge area in specimen VI.
- Fig. 43.** Stress distribution around the left implants under vertical load on the interincisal edge area in specimen VI.

— ABSTRACT —

## PHOTOELASTIC STRESS ANALYSIS ON THE MANDIBLE CAUSED BY IMPLANT OVERDENTURE

Jeong-Min Kang, D.D.S., M.S.D. Mong-Sook Vang, D.D.S., M.S.D., Ph.D

*Department of Prothodontics, College of Dentistry, Chonnam National University*

This study was performed to evaluate the effects of number and alignment of implant fixture and various bar designs on the retention of denture and the stress distribution.

Six kinds of photoelastic mandibular models and nine kinds of overdenture specimens were designed. A unilateral vertical load was gradually applied on the right first molar to calculate the maximal dislodgement load of each specimen. A unilateral vertical load of 17 Kgf was applied on the right first molar and a vertical load of 10 Kgf was applied on the interincisal edge region. The stress pattern which developed in each photoelastic model was analyzed by the reflection polariscope. The results obtained were as follows:

1. The maximal dislodgement load reversely increased with the distance from the loading point to the implant fixture, while it linearly increased with that from the most posterior implant fixture to the mesial clip. The maximal dislodgement load also increased with the use of a cantilever bar.
2. Under the posterior vertical load, the stress to the supporting tissue of the denture base increased with the distance from the loading point to the implant fixture. The stress concentration on the apical area of the implant fixture reversely increased with the distance from the loading point to the implant fixture.
3. In the overdentures supported by two implant fixtures under the posterior vertical load, the specimen implanted on lateral incisor areas with a cantilever bar exhibited more favorable stress distribution than that without a cantilever bar. The specimen implanted on the canine areas without a cantilever bar, however, exhibited more favorable stress distribution.
4. In the overdentures supported by three implant fixtures, the specimen implanted on the midline and canine areas exhibited more favorable stress distribution than that implanted on the midline and the first premolar areas.
5. In the overdentures supported by four implant fixtures, the specimen implanted with two

adjacent implant fixtures exhibited more favorable stress distribution than that implanted at equal distance under the posterior vertical load.

6. Under the anterior vertical load, the overdentures supported by three implant fixtures exhibited stress concentration on the supporting structure of the middle implant fixture. In overdentures supported by two or four implant fixtures, no significant difference was noted in stress distribution between the types of bars.

These results indicate that the greater the number of implant fixtures, the better the stress distribution is. A favorable stress distribution may be obtained in the overdentures supported by two or three implant fixtures, if the location and the design of the bar are appropriate.

논문사진부도 ①

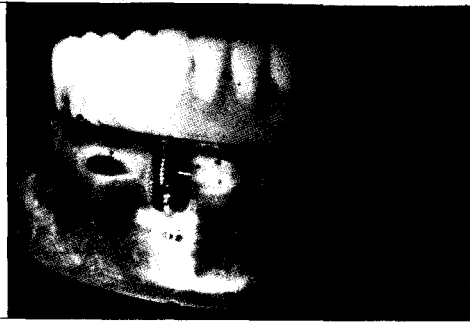


Fig. 4



Fig. 5



Fig. 6



Fig. 7



Fig. 8



Fig. 9



Fig. 10



Fig. 11



Fig. 12



Fig. 13



Fig. 14

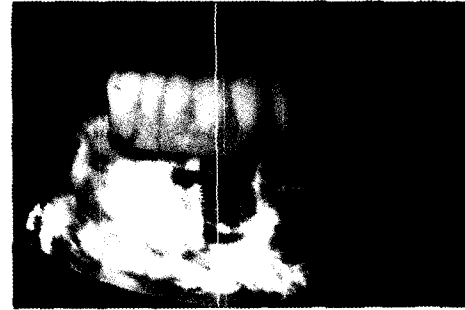


Fig. 15



Fig. 16



Fig. 17



Fig. 18

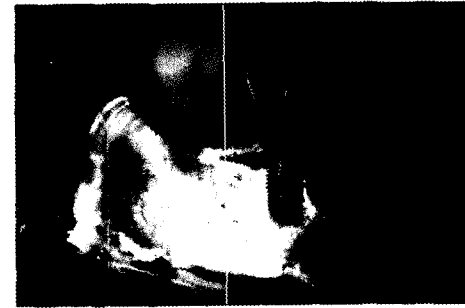


Fig. 19



논문사진부도 ③



Fig. 20

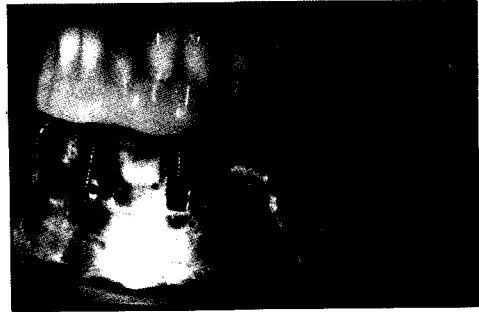


Fig. 21

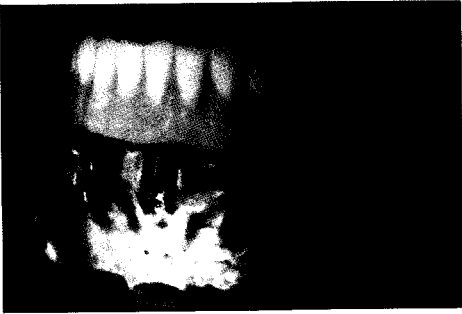


Fig. 22



Fig. 23



Fig. 24



Fig. 25

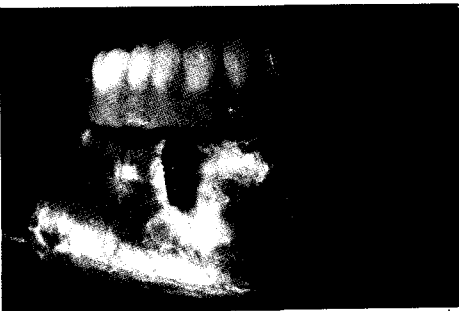


Fig. 26

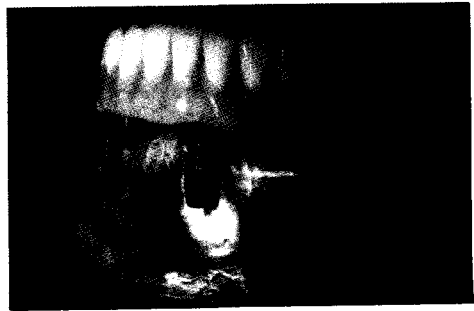


Fig. 27

논문사진부도 ④



Fig. 28

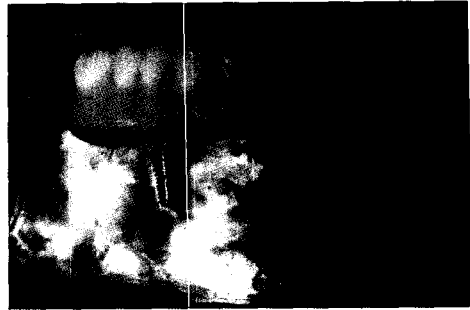


Fig. 29



Fig. 30



Fig. 31



Fig. 32



Fig. 33



Fig. 34



Fig. 35

논문사진부도 ⑤



Fig. 36

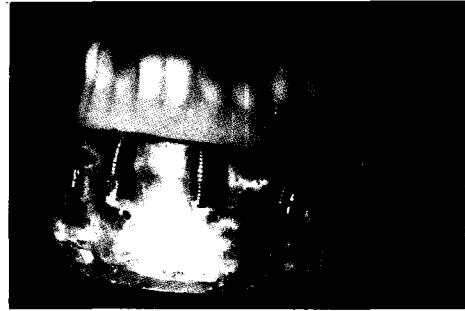


Fig. 37

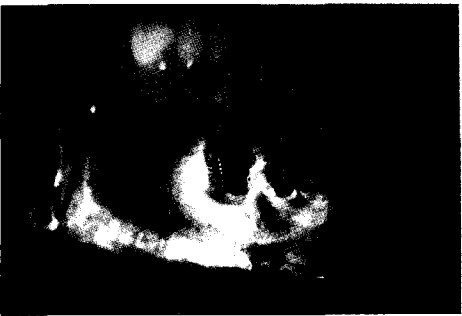


Fig. 38

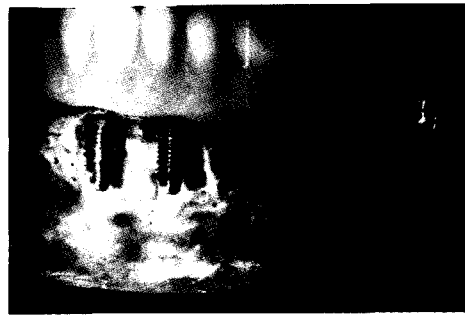


Fig. 39

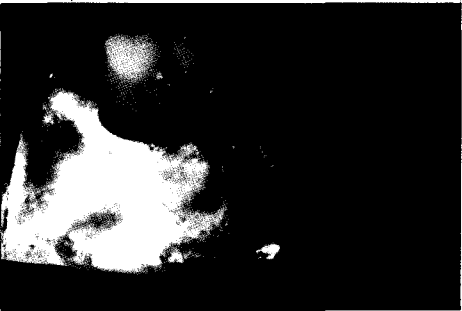


Fig. 40

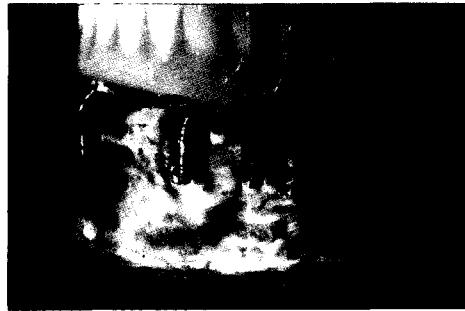


Fig. 41

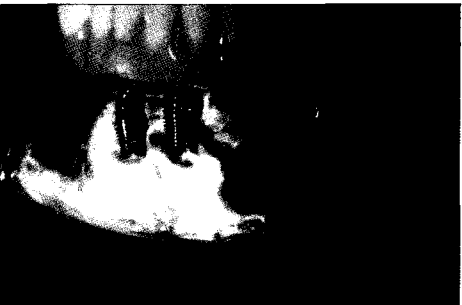


Fig. 42



Fig. 43