

인공치와 의치상의 재질에 따른 의치상 하부 지지조직에의 응력전달에 관한 연구

연세대학교 치과대학 보철학교실

정형곤 · 정문규 · 이호용

I. 서 론

치아결손에 따른 보철 수복은 심미적, 기능적 회복과 함께 잔존지지조직의 건강을 유지하여 줄 수 있어야 한다. 무치악환자의 효율적인 저작기능을 되찾아 주고, 지지조직의 건강 즉 잔존치조제의 흡수를 줄여주기 위하여, 무치악 환자의 교합력^{4, 14, 31, 44)}, 저작능율^{21, 50)}, 저작운동^{3, 19)}, 치조제 점막의 피압변위량^{25, 35, 64)}, 의치상의 운동^{17, 47, 48, 58)}, 의치상하 압력분산^{13, 23, 37, 64)} 등에 관하여 일찍부터 다각적으로 연구되어 왔다.

총의치 제작에 있어서 교합력의 적절한 분산은 잔존치조제의 건강유지에 있어서 매우 중요한 요소로서 적절한 인공치의 선택과 배열로 기능적 조화를 이룬 교합관계를 부여해 주어야 한다. 인공치는 교합면형태에 따라 해부학적 치아와 비해부학적 치아로, 재질에 따라 도치, 레진치, 금속교합면 레진치 등으로 나눌 수 있으며^{18, 38, 41)}, 의치상은 레진상, 금속이장상, 연성재 이장상 등이 사용되고 있다⁴⁵⁾. 재질의 특성에 관하여, 인공치의 마모도^{12, 26, 61)}, 인공치와 레진상과의 결합력^{46, 51)}, 인공치의 충격내구성⁵⁵⁾, 인공치의 응력전달특성^{22, 34, 40)} 등에 관하여 연구되어 왔다.

인공치 재질에 따른 의치상하 응력전달은 잔존지지조직의 건강에 영향을 줄 수 있는 요소로 간주되어 왔으나, 이에 관한 연구는 희소한 편으로 Mirza와 Yurkstas⁴⁰⁾가 시편계측을 시도하였으며, Lopuck 등³⁴⁾, Keating 등²²⁾은 각각 광탄성 모형에 의한 연구를 통하여 레진치가 도치보다 치조골에 응력전달이 적다고 보고한 바 있어, 레진치는 교합력을 일부 흡수함으로써 지지조직에 전달되는 부담을 줄여줄 수 있다고 추측되어 왔다.^{1, 6, 39, 49)}

이러한 학설을 뒷받침할 실제적인 임상연구가 어려운 이유는 잔존치조제의 흡수에 영향을 줄 수 있는 요소가 매우 다양하여, 생물학적 인자, 생역학적 문제, 시간적 요소 등이 서로 많은 영향을 주기 때문으로, 주로 실험적 연구에 의존되어 왔다.

외력에 의해 구조체 내부에 발생하는 응력을 측정하는 방법으로는 유한요소법^{5, 7, 16, 25, 33)}, 광탄성 시험법^{11, 22, 27, 34)}, Strain gauge를 이용하는 방법^{21, 21, 30, 32, 37, 47, 61)} 등이 있으며, 치의학 연구 분야에서도 다양하게 응용되어 왔다.

선현들의 연구에서 레진치가 도치보다 응력전달이 적다고 보고된 바 있지만, 레진의 응력 흡수 효과는 인공치 하부의 레진의치상의 두께와 의치상의 재질에 따라서도 차이를 가져

을 수 있을 것으로 사료되어, 저자는 인공치와 의치상의 재질에 따라 의치상 하부 지지조직에 있어서의 응력 분산의 양상과 충격력의 전달 및 흡수양상에 차이가 있는가를 비교 연구하기 위하여 실험 모형을 이용한 유한요소법에 의한 분석, 광탄성모형을 이용한 분석 및 strain 측정에 의한 분석을 통하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하고자 한다.

II. 실험재료 및 방법

가. 유한요소법에 의한 분석

양호한 형태의 치조제 위에 의치가 장착된 하악에 있어서, 제일대구치 해당부위의 절단면 형태를 이차원 유한요소법에 의한 수학적모형으로 이상화 하였다 (Fig. 1.)

유한요소모형은 288개의 사각형요소와 322개의 절점(node)으로 644자유도를 갖으며 mathematical formulation은 plane strain state로 간주하였다. 인공치, 의치상, 잔존치조점막, 피질골, 망상골의 각 층으로 나누고 각 재질의 물리적성질을 부여하였으며 (Table 1.), 고정점은 하악골 하연을 따라 설정하였다.

인공치는 레진치와 도치, 의치상은 레진상, 금속이장상의 조건을 각각 부여하여 레진치를

갖는 레진 의치상(RR), 도치를 갖는 레진 의치상(PR), 레진치를 갖는 금속이장상(RM)의 세가지 모형을 제작하였다. 잔존치조점막의 두께는 2.5mm(Thick mucosa)와 1.25mm(Thin mucosa)의 두가지 모형을 제작하였다^{24,28,59}.

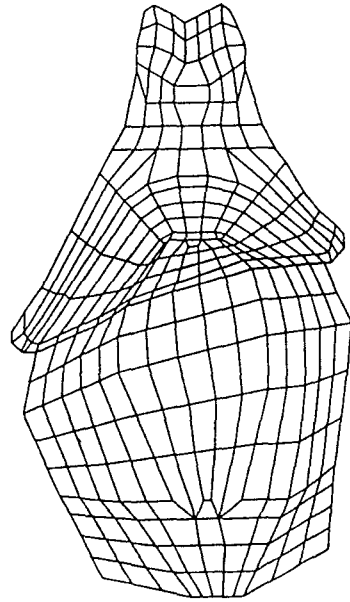


Fig. 1. Finite element model of a mandible with a complete denture.

Bearn⁶⁾, Haraldson 등¹⁴⁾, Lassila 등³⁰⁾의 연구를 참고하여 5kg의 정하중을 인공치의 협측 및 설측 교두정에 수직방향으로 각 2.5kg씩 가하

Table 1. Mechanical properties of given materials

| Material | Modulus of elasticity(N / m ²) | Poisson's ratio | Reference |
|----------------------|--------------------------------------------|-----------------|-----------|
| Mucoperiosteum | 0.3×10^7 | 0.45 | 29) |
| Cortical bone | 0.1×10^{11} | 0.3 | 25) |
| Trabecular bone | 0.5×10^9 | 0.3 | 25) |
| Nickel chrome alloy | 0.2×10^{12} | 0.33 | 6) |
| Denture base acrylic | 0.38×10^{10} | 0.35 | 8) |
| Acrylic resin tooth | 2.689×10^9 | 0.35 | 53) |
| Porcelain tooth | 0.828×10^{11} | 0.28 | 36) |

여 각 구조층에서 생긴 주응력을 비교하였으며, 각 층은 다음과 같다.

- Trabecular bone layer : 망상골의 최외곽층
- Cortical bone layer : 점막층과 인접한 최외곽 피질골층
- Mucosa layer : 의치상과 인접한 점막층
- Denture base layer : 점막층과 인접한 의치상 기저면층

실험모형의 계산은 Michigan Terminal System에 의하여 전산처리 하였다.

나. 광탄성모형에 의한 분석

이차원 광탄성모형과 의치시편 제작을 위하여, 의치가 장착된 하악제일대구치 해당부위의 무치악의 단면을 설계하여 6mm두께의 광탄성 실험용 epoxy resin 판(Kakenlite, 광탄성감도 : 0.92, Japan)을 절단 가공하였다. 규격화된 의치시편을 제작하기 위하여 의치절단모형의 금속속형틀을 제작하여 동일한 mold를 얻었다.

인공치는 레진치(Imperial, H. D. Justi Co., Buffalo, U. S. A.)와 도치(Trubyte New Hue Diatoric, Dentsply International Inc., York, U. S. A.)를 6mm두께로 절단하여 동일한 단면형태를

갖도록 가공하였으며, 레진치와 도치의 기저면 형태 차이를 없애기 위하여 4mm×6mm×6mm의 입방형의 레진블록과 도재블록(Ceramco, #92, Ceramco Inc., U. S. A.)도 이용하였다. 의치상 재료는 가열중합레진(Lang's Premium C/L Denture Acrylic, Lang Dental Mfg. Co. Chicago, U. S. A.)을 이용하였으며, 금속이장상은 0.5mm 두께의 주조금속상 (Ticonium Premium 100, Ticonium Co., Albany, U. S. A.)을, 연성재이장상은 1.0mm두께의 연성재(Super-Soft, Coe Laboratories Inc., Chicago, U. S. A.)를 이장하였는데, 제작된 8개의 시편 재질은 Table 2.와 같다.

제작된 의치시편을 금속틀 내에 위치시켜 기준선을 설정한 다음 surveyor상에서 직경 6mm의 cylinder형태의 stone wheel로 교합면을 동일한 형태로 가공하였으며, 인공치조점막은 addition silicone rubber(Exaflex, G. C. Dental Inc., Tokyo, Japan)를 이용하여 1.25mm(얇은 점막), 2.5mm(두꺼운 점막)의 두께로 금속틀 내에서 제작하였다(Fig. 2.).

광탄성실험장치 (Riken Keiki Fine Instrument Co., Japan)에 광탄성 모형과 의치상 시편을 설치하고 인공치 교합면에 16kg의 수직하중을

Table 2. Compositions of materials in denture specimens

| Specimen No. | Artificial tooth | Denture base material |
|--------------|------------------|-----------------------|
| 1 | resin block | resin |
| 2 | porcelain block | resin |
| 3 | resin tooth | resin |
| 4 | porcelain tooth | resin |
| 5 | resin tooth | metal lined |
| 6 | porcelain tooth | metal lined |
| 7 | resin tooth | soft-liner lined |
| 8 | porcelain tooth | soft-liner lined |

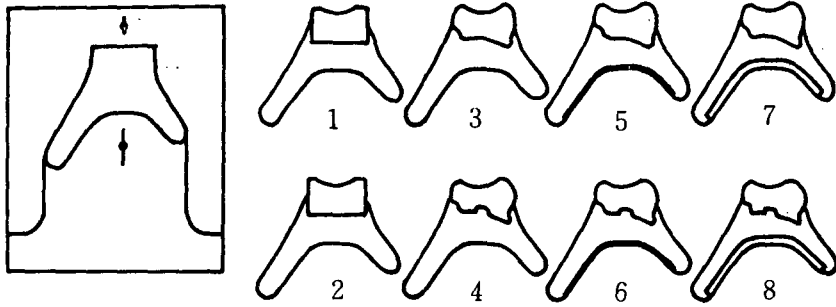


Fig. 2. Schematic drawings of the metal jig and fabricated denture specimens.

가하여 (Fig. 3), 광탄성 모형의 등색선 양상과 무늬차수를 관찰하고 각각의 사진을 촬영하였다. 8개의 의치상 시편에 의한 실험을 두꺼운 점막과 얇은 점막에 따라 반복하였다. 천연색 필름상과 압녹색필터를 통한 확대된 흑백필름상을 Optical comparator (Scherr tumico, U. S. A.)상에서 등색선을 조사분석 하였다.

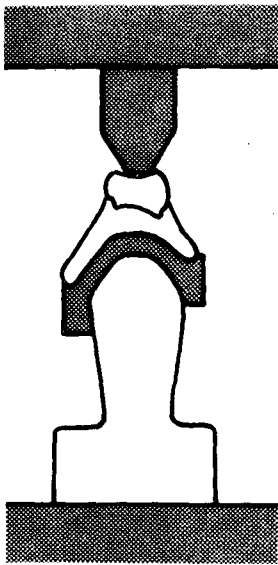


Fig. 3. Schematic drawing of a two-dimensional photoelastic model with a specimen mounted on the photoelastic instrument.

다. Strain 측정에 의한 분석

의치 교합면에서 가해진 충격력이 의치상하 기저면에 전달되는 것을 계측하기 위하여 strain gauge가 부착된 의치시편을 제작하였는데, 인공치 하부의 레진층에 의한 충격흡수효과를 보기위하여 레진층이 두꺼운 시편군과 얇은 시편군으로 나누어 제작하였다. 시편은 Fig. 4.와 같은 단면형태를 갖도록 제작된 금속주형으로부터 얻은 mold내에 재질이 다른 6개의 시편을 동시에 제작하여 7mm폭으로 절단 가공하였는데, 각 시편군은 레진인공치를 갖는 레진상, 금속이장상, 연성재이장상과 도치를 갖는 레진상, 금속이장상, 연성재이장상으로 나누었으며 동일한 재질의 시편을 각 5개씩 모두 60개의 시편을 제작하였다.

인공치는 동일한 규격을 갖도록 하기 위하여 도재소부용 분말(Ceramco, Body porcelain #92, Ceramco Inc, N. J., U. S. A)과 치관용 가열중합레진(Ena-Resin, Shofu Inc., Tokyo, Japan)을 사용하여 mold내에서 제작, 4mm×6mm×6mm로 절단 가공하였다. 의치상 재료는 의치상용 가열 중합레진을 이용하였으며, 금속이장은 두께 0.5mm, 폭 7mm, 길이 20mm의 니켈 크롬 합

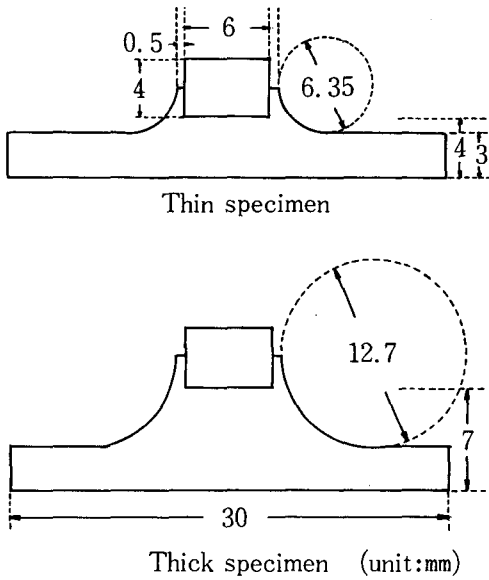


Fig. 4. Cross-sectional configurations and dimensions of the experimental specimens.

금주조판(Ticonium premium 100, Ticonium Co., NY, U. S. A.)을, 연성재료는 Super-Soft (Coe Laboratories Inc., Chicago, U. S. A.)를 두께 1mm, 폭 7mm, 길이 20mm로 이장하였다.

시편 기저면 중앙부에 strain gauge를 부착한 다음 시편을 시험장치에 고정시키고, 50mm의 높이에서 44.6g의 금속구를 시편의 교합면 중앙에 자유낙하시켜 충격에 의해 발생한 신호를 Dynamic strain amplifier를 통해 증폭시키고 Storage oscilloscope상에서 파형의 최대값(V_{pp})과 형태를 관찰, X-Y Plotter로 기록하였다 (Fig. 5.). 시험에 사용된 측정기와 그 제원은 Table 3.과 같다.

각 시편당 10회반복 측정 하였으며 측정치를 IBM-PC의 통계프로그램을 이용하여 분석하였다⁴⁹⁾.

III. 실험결과

가. 유한요소법에 의한 분석

의치상의 변위량은 점막두께 2.5mm의 경우에서 최대 0.12mm의 침하를 보여 주었으며, 의치상의 침하와 함께 회전운동을 보여주었다.

각구조층 내부에서의 최대주응력(Maximum

Table 3. Equipment used for electrical measurement.

| Equipment | Model | Description | Manufacturer |
|---------------------------------|--------------------|--------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------|
| 1. Strain gauge | KFC-5-C1-11 | Gauge length : 5mm Gauge resistance : 120.0 Ω Gauge factor : 2.11 | Kyowa electronic instruments Co. LTD. Tokyo, Japan |
| 2. Adhesive | TML-CN | | Tokyo Sokki, Japan |
| 3. Dynamic Strain Amplifier | 2310 | Gauge resistance=120,350 Ω Gain : 80dB Frequency : 10kHz, WB | Measurement group Raleigh, U. S. A |
| 4. Digital Storage Oscilloscope | Tektronics 2440 | 500MHz 2 channels | Tektronix, Inc., Beaverton, Oregon U. S. A. |
| 5. X-Y Plotter | HP-7470 A. | A4 | Hewlett Packard, U. S. A. |

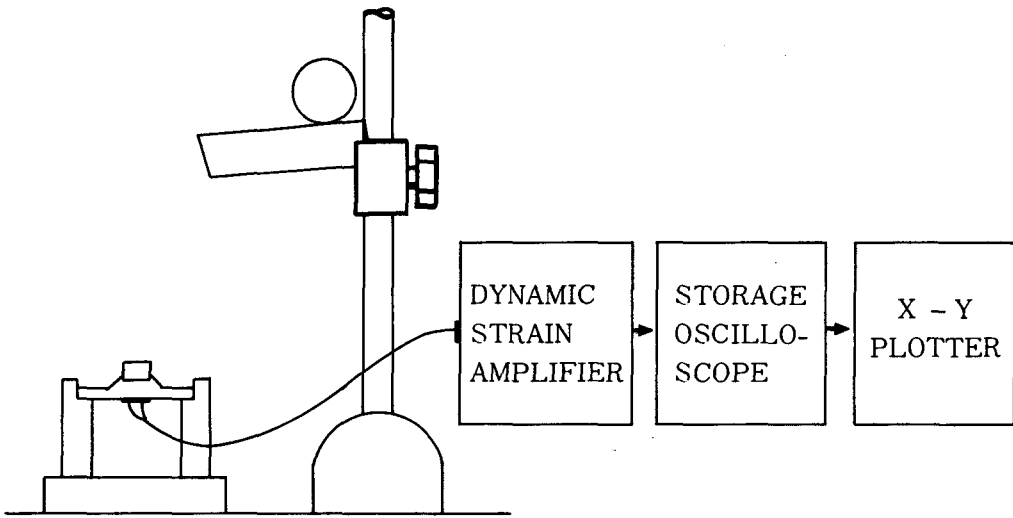


Fig. 5. Testing apparatus and block diagram of measurement system.

principal stress)은 Table 4.와 같으며 각 구조층 내에서 보여준 주응력(Principal stress)은 Fig. 6., Fig. 7., Fig. 8., Fig. 9.과 같다. 지지조직층 내에서는 압축응력이 주로 나타났는데 그 분포 양상은 치조정 협측부에서 가장 높은 압축응력을 보여주었으며 협, 설측 치조경사를 따라 내려가면서 감소를 보여주었다. 의치상 기저면

층에서는 인장응력이 주로 나타났는데 레진상의 경우보다 강도가 높은 금속상에서 높은 인장응력의 분포를 보여 주었다.

재질이 다른 세 의치모형 간에는 지지조직 내의 주응력 차이를 거의 볼 수 없었으나, 점막이 두꺼운 경우가 얇은 경우보다 낮은 주응력을 보여 주었다.

Table 4. Maximum principal stress at each layer depending on the variations of tooth material and denture base material.

(Unit : MPa)

| layer \ material | Thick mucosa | | | Thin mucosa | | |
|-----------------------|--------------|-------|-------|-------------|--------|--------|
| | RR* | PR** | RM*** | RR* | PR*** | RM*** |
| Trabecular bone layer | -1.03 | -1.02 | -0.98 | -1.20 | -1.19 | -1.14 |
| Cortical bone layer | -9.57 | -9.57 | -9.65 | -10.98 | -10.98 | -11.02 |
| Upper mucosa layer | -1.55 | -1.55 | -1.52 | -1.65 | -1.65 | -1.67 |
| Denture base layer | 10.96 | 10.07 | 24.04 | 8.35 | 7.80 | 19.07 |

* PR : Denture with resin teeth. ** PR : Denture with porcelain teeth.

*** RM : Denture with resin teeth and metal base.

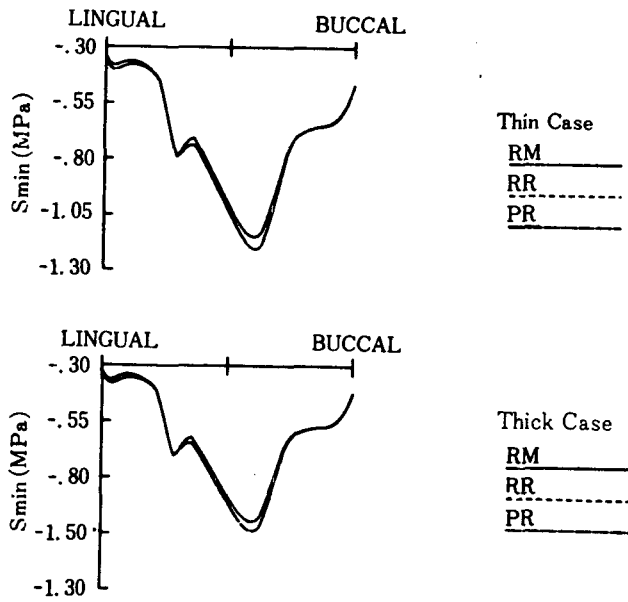


Fig. 6. Stress distribution in trabecular bone layer.

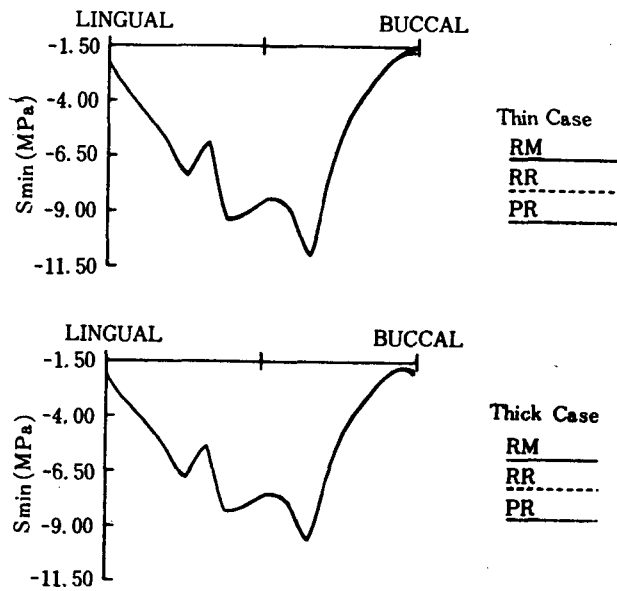


Fig. 7. Stress distribution in cortical bone layer.

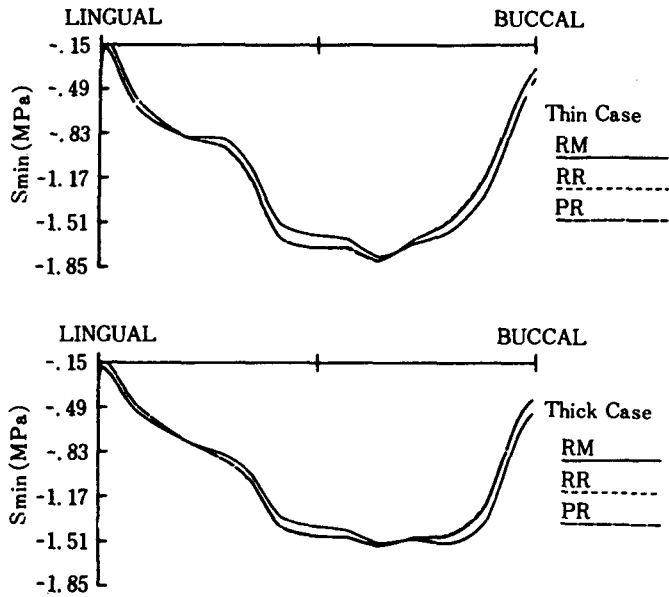


Fig. 8. Stress distribution in mucosa layer.

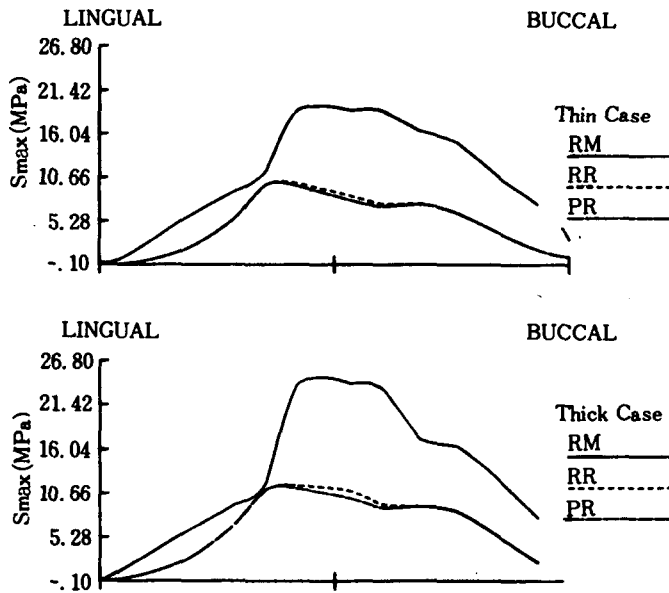


Fig. 9. Stress distribution in denture base layer.

나. 광탄성모형에 의한 분석

각 의치시편에 의한 등색선사진은 Picture 1.-16.과 같으며, 광탄성모형의 표면에 나타난

무늬차수는 시편 간에 차이를 볼 수 없어 전 시편 공히 동일한 크기의 최대응력이 작용함을 알 수 있었는데, 치조정 부위에 있어서는

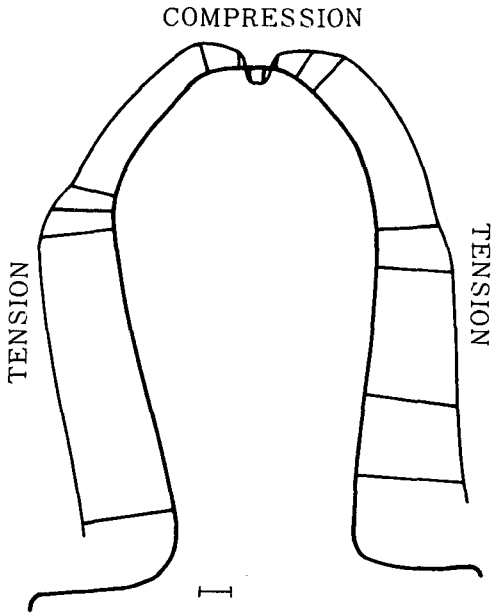


Fig. 10. Maximum tensile and compressive stresses at the surface of an edentulous mandibular photoelastic model.

0.5차의 압축응력을 보여주었으며 치조제 경사면을 따라 내려가면서 0.5차에서 3.5차까지의 인

장응력이 점차 증가함을 보여 주었다(Fig. 10).

등색선의 형태와 위치는 시편 간에 있어서 다소 차이를 보여 주었는데, 두꺼운 점막모형이 얇은 점막모형 보다 완만한 등색선 형태를 보여주면서 치조정부위와 등색선 간의 거리도 보다 크게 나타나 고른 하중분산을 보여주었다. 연성재를 이장한 시편들의 경우가 레진상이나 금속상의 경우보다 고른 하중분산을 보여주었으나 인공치의 재질 간에는 그 차이를 볼 수 없었다.

다. Strain 측정에 의한 분석

충격력전달에 의해 각 시편기저면에 발생한 파형은 시편에 따라 최대전압은 달랐으나 동일한 양상을 보여 주었는데 한번의 충격파가 발생한 다음 연속파 없이 레진층에 의해 효과적으로 흡수됨을 보여 주었다(Fig. 11.).

각 시편으로 부터 계측된 최대전압과 통계적 분석성적은 Fig. 12., Table 5., Table 6.과 같다.

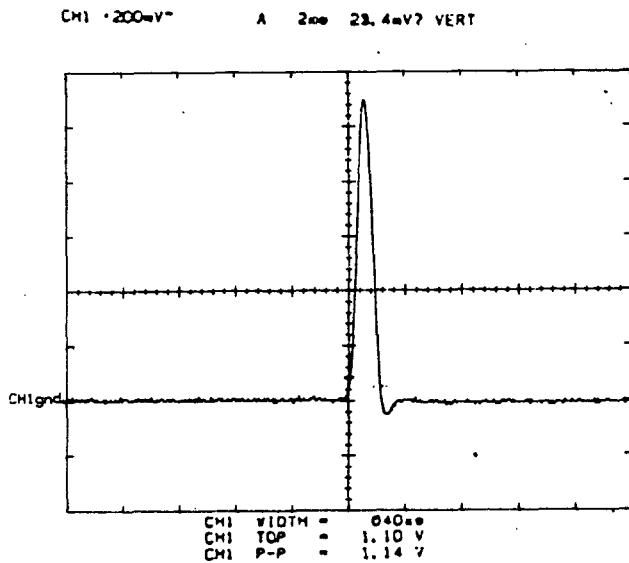


Fig. 11. Typical wave pattern generated from denture specimen upon impact.

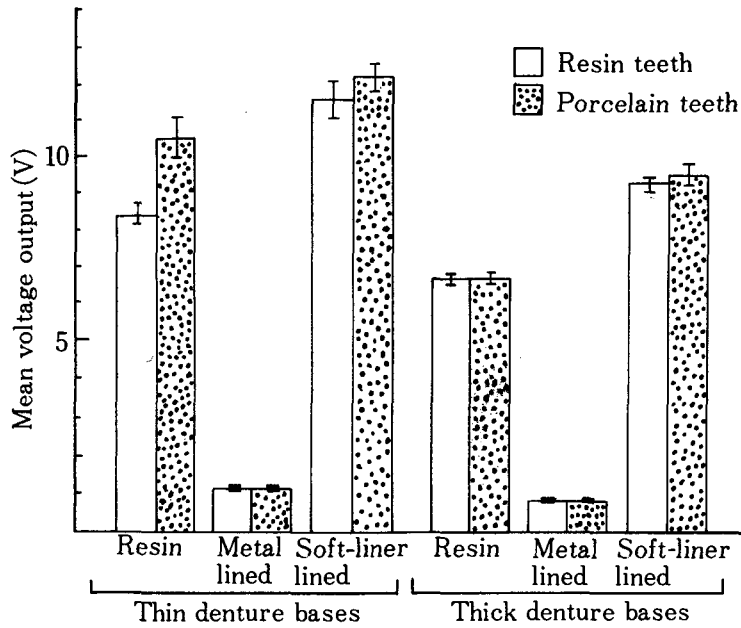


Fig. 12. Bar graph showing mean voltage outputs from denture specimens.

Table 5. Mean and S. D. of voltage outputs from thin denture specimens.

| (unit : V) | | | |
|------------------|---------------------|---------------------|-----------|
| Tooth | Resin (n=50) | Porcelain (n=50) | p-value** |
| Base | $\bar{X} \pm S. D.$ | $\bar{X} \pm S. D.$ | |
| Resin | 8.36 ± 0.39 | 10.51 ± 1.48 | p < 0.01 |
| Metal lined | 1.11 ± 0.12 | 1.11 ± 0.09 | N. S. |
| Soft-liner lined | 11.58 ± 1.17 | 12.19 ± 0.83 | p < 0.01 |
| p-value* | p < 0.01 | p < 0.01 | |

* : F-test

** : t-test

N. S. : not significant

Table 6. Mean and S.D. of voltage outputs from thick denture specimens

(unit : V)

| Base \ Tooth | Resin (n=50) $\bar{X} \pm S. D.$ | Porcelain (n=50) $\bar{X} \pm S. D.$ | p-value** |
|------------------|-------------------------------------|-----------------------------------------|-----------|
| Resin | 6.63±0.21 | 6.71±0.35 | N. S. |
| Metal lined | 0.83±0.10 | 0.80±0.07 | N. S. |
| Soft-liner lined | 9.24±0.40 | 9.48±0.67 | p<0.05 |
| p-value* | p<0.01 | p<0.01 | |

* : F-test

** : t-test

N. S. : not significant

Table 7. Mean and S.D. of voltage outputs from denture specimens with resin teeth.

(unit : V)

| Base \ Thickness | Thin (n=50) $\bar{X} \pm S. D.$ | Thick (n=50) $\bar{X} \pm S. D.$ | p-value** |
|------------------|------------------------------------|-------------------------------------|-----------|
| Resin | 8.36±0.39 | 6.63±0.21 | p<0.01 |
| Metal lined | 1.11±0.12 | 0.83±0.10 | p<0.01 |
| Soft-liner lined | 11.58±1.17 | 9.24±0.40 | p<0.01 |
| p-value* | p<0.01 | p<0.01 | |

* : F-test

** : t-test

Table 8. Mean and S.D. of voltage outputs from denture specimens with porcelain teeth

(unit : V)

| Base \ Thickness | Thin (n=50) $\bar{X} \pm S. D.$ | Thick (n=50) $\bar{X} \pm S. D.$ | p-value** |
|------------------|------------------------------------|-------------------------------------|-----------|
| Resin | 10.51±1.48 | 6.71±0.35 | p<0.01 |
| Metal lined | 1.11±0.09 | 0.83±0.10 | p<0.01 |
| Soft-liner lined | 12.19±0.83 | 9.48±0.67 | p<0.01 |
| p-value* | p<0.01 | p<0.01 | |

* : F-test

** : t-test

IV. 총괄 및 고찰

잔존치조골의 흡수기전과 원인은 아직도 확실히 규명되어 있지 않으나 기계적인 힘은 직접 또는 간접으로 잔존치조골 흡수에 영향을 줄 수 있는 국소인자이며, 의치제작에 있어서도 의치상 하부 지지조직에의 교합력 전달을 줄여주기 위하여 인공치의 교합면 형태^{13,22,50,56)}, 인공치배열의 교합유형^{34,65,66)}, 인공치의 재질^{22,34,40,42)} 등에 관해 많은 선현들에 의하여 연구되었다. 높은 강도와 충격음 때문에 도치는 레진치보다 잔존치조골에 심한 충격력을 전달하며, 레진인공치는 저작시의 응력을 흡수함으로써 잔존치조골의 건강을 지켜줄 수 있다고 간주되어 왔다^{1,6,40,49)}.

유한요소모형 분석에 있어서, 연조직층이나 경조직층에 나타난 응력은 레진치와 도치 간에는 차이가 없었으나 치조점막의 두께에 따라 응력의 차이를 볼 수 있었는데, 두꺼운 경우에서 얇은 경우보다 낮은 응력분포를 보여 주어 점막층이 두꺼울수록 응력분산의 효과를 높일 수 있음을 알 수 있었다. 임상적으로 치조점막이 얇을 경우, 점막층의 두께를 증가시켜 줄 수 있는 효과는 연성재의 사용에 의해 얻을 수 있는데 이상적인 연성재는 생물학적 위해성 없이 치조점막과 같은 물리적 성질을 갖으며 탄성을 장기간 유지할 수 있어야 한다⁵⁴⁾.

광탄성 실험에 있어서도 인공치나 의치상의 재질에 따라 응력의 차이를 볼 수 없었는데, 광탄성모형의 무늬차수의 차이는 의치상의 변형에 의해 하중분산의 조건이 다를 경우 나타나므로 인공치나 의치상의 재질에 따라 의치상 변형의 차이가 없음을 알 수 있었다. 본 실험에서 의치상의 미세한 변형 차이가 발생하

였다라도 인공점막층의 변형과 함께 이러한 차이를 흡수할 수 있는 정도였을 것이며, 광탄성실험은 응력의 분포양상을 관찰하기는 좋으나 응력의 미세한 차이를 비교하기는 어려울 것으로 생각된다. 연성재의 이장은 다른 시편들에 비하여 치조정 부위의 보다 넓은 범위에 걸친 하중분산 효과를 가져왔는데 이러한 결과는 연성재에 의하여 실제적인 점막의 두께를 증가시켜 준 효과를 보여주는 것으로, 두꺼운 점막모형이 얇은 점막모형보다 낮은 최대주응력을 보여 준 유한요소법 분석결과와 일치하였다.

의치상의 면적을 가능한 넓혀 주고 의치상과 조직간에 긴밀한 적합을 갖는 것은 하중분산을 위하여 매우 중요한데, 본 실험에서는 의치상과 치조제와는 긴밀한 접촉관계를 부여하였지만 임상적으로는 의치상과 조직간의 적합도는 매우 다양하다. 의치상의 불량한 적합은 하중분산을 가져오기 보다 의치상과 조직간에 부분접촉을 가져와 과도한 하중집중으로 잔존치조골의 흡수를 촉진할 수 있다²⁾.

Tallgren⁵⁷⁾은 의치장착후 초기에 일어나는 교합관계의 변화와 이에 따른 교합력의 부적당한 분산에 관해 의치의 주기적인 검진과 재이장의 필요성을 강조 하였으며, Lytle⁵⁸⁾은 모형계측을 통하여 교합부조화가 상하부 연조직의 과도한 장기적 변형을 초래하여 잔존치조골의 심한 흡수를 가져옴을 보고하였다. Ortman⁴⁵⁾은 이러한 과정을 기능의 변화는 형태의 변화를 가져온다는 Wolff's Law of Transformation으로 설명하면서, 적절히 제작된 의치는 상하압력을 분산시켜주어 생리적인 골흡수를 늦추어 줄 수 있음을 역설하였다.

의치상의 적합도를 높여주기 위해서는 정확한 인상채득에 의한 조직면의 재현과 기능시

에 변형을 가져오지 않는 안정된 재질의 의치상을 사용하여야 하며 악운동과 조화된 교합관계를 부여해 줌으로써 의치상의 움직임을 가능한 줄여주어야 한다.^{47,62)}

지치조직내의 응력분포의 양상은 치조정 협착부에서 가장 높은 압축최대응력을 보여 주었는데, 이러한 양상은 Kubota²⁷⁾의 연구에서와 같은 결과로서 치조정사면을 따라 내려가면서 압축응력의 감소와 인장응력의 증가를 보여 주었다. 의치상이 침하와 함께 회전운동을 보여준 것은 치조골의 형태가 비대칭이면서 연조직위에 놓여있기 때문인데, 하중점 즉 인공치의 위치에 따라 의치상의 움직임과 의치상 하 압력분포에도 변화를 가져오게 되므로 인공치배열시 적절한 위치설정은 매우 중요하다.⁶⁴⁾

생체조직의 모형실험은 개선되어야 할 많은 제한점을 가지고 있다.⁶³⁾ 잔존치조점막의 두께와 물리적성질은 개인과 위치에 따라 매우 다양하여^{24,28,59)}, 지치조직의 조직학적 특성의 차이로 인하여 부위에 따라 피압변위량이 달리 나타나지만^{15,25,35,64)}, 대부분의 실험에서는 인공치조점막을 동질의 재료를 사용하였다. 광탄성실험에 있어서는 polysulfide고무인상재가 점막과 유사한 점탄성을 갖기 때문에 인공대치물로 주로 이용되어 왔다^{10,30)}. 그러나 고무인상재 중 Polysulfide 고무인상재가 변형에 대한 회복율이 가장 낮기 때문에⁹⁾, 실험하중이 과다하거나 장시간 가해질 경우 영구변형을 가져오므로 본 연구에서는 silicone 고무인상재를 이용하였다.

인체에 있어 무치악 하악의 단면형태는, 광탄성 실험모형의 단일구조물과는 달리 다공성의 망상골을 단단한 피질골이 둘러싸고 있는 데^{2,15)}, 특히 치조정 부위는 망상골이 노출되어 있으며 압축응력이 크게 작용하는 곳으로 임

상적으로 가장 심한 골흡수를 보여 주는 곳이다.^{2,57)} 하악치조골의 흡수에 대한 예측과 예방을 위한 앞으로의 연구에서는 이러한 해부학적 구조를 갖고 복합체로 처리된 유한요소모형이나 광탄성 실험모형이 개발 이용되어야 할 것으로 사료된다.

Strain측정에 의한 분석결과를 재질에 따른 충격 에너지 흡수율을 나타내어 주며 의치상 기저면에 부착된 strain gauge는 충격에 의한 시편변형에 따른 저항의 변화를 전압량으로 보여준 것이다. 가해진 힘이 수 십Hz 이상의 충격파를 발생시킬 때 정적인 힘과 구별하여 충격이라 하는데 가해진 충격은 한번의 큰 충격파가 발생한 뒤 연속파를 보여주지 않고 레진층에 의해 흡수됨을 보여주어 Suzuki 등⁵⁵⁾의 연구에서와 같이 레진층이 높은 충격력 흡수능력을 갖고 있음을 알 수 있었다.

금속을 이장한 시편군이 가장 낮은 충격력 전달을 보여 주었는데 이는 금속이 높은 강도를 갖고 있어 변형이 쉽게 일어나지 않기 때문이며, 연성재를 이장한 시편군이 가장 높은 충격력 전달을 보여준 것은 연성재 이상의 두께만큼 레진상의 두께가 얇아져 의치상의 파쇄항력을 낮추었기 때문이다⁹⁾. 또한 연성재는 재질의 양이 충분히 클 경우는 자체 변형 없이 탄성에너지를 흡수할 수 있지만 양이 충분치 못할 경우는 탄성에너지를 견디지 못하여 이를 발산하면서 자체변형이 일어나게 되므로 최적의 탄성을 유지하기 위하여 적절한 두께와 금속망에 의한 레진상의 보강과 함께 재질의 충격에너지 흡수율에 대한 앞으로의 연구가 있어야 한다.^{48,49)}

도치와 레진치의 충격력 전달의 차이는 레진층이 얇은 경우는 도치가 충격력 전달이 높았으나 레진층이 두꺼운 경우와 금속이장상

의 경우는 그 차이를 볼 수 없어 레진층의 충격 흡수효과를 확인할 수 있었는데, 레진층의 두께는 개인의 치조골 흡수 정도에 따라 다양하므로 임상적으로 인공치의 재질에 따라 충격력 전달에 차이를 줄 것으로 생각하기는 어렵다.

무치악 환자에 있어서 저작운동의 양상은 음식물의 종류와 개인에 따라 차이를 보여준다³⁾. Jemr¹⁹⁾,²⁰⁾의 연구에 의하면 저작운동시 총의치환자의 평균 폐구속도는 50mm/sec. 이며 치아접촉이 가까워질수록 점차 감소되어 0.2-0.3초 간의 멈춤을 보여 주었다. 본 시험에 있어서 시편에 가해진 충격은 500Hz로, 44.6g의 금속구가 100mm/sec의 속도로 인공치에 가해진 것이며 총의치 환자의 저작시의 충격력을 훨씬 능가하는 것이므로, 실험에서 보여준 재질간의 충격력 전달차이는 실제 구강내에서는 보다 작게 나타날 것으로 생각된다. 충격력은 의치상 뿐만 아니라 주위의 해부학적 구조물에 의해서도 효과적으로 흡수될 수 있다. 의치사이의 음식물, 의치상하 연조직 및 협설조직 등에 의해 흡수되며 저작운동시 일어나는 의치상의 지속적인 움직임에 의해서도 충격력 감소효과를 가져올 수 있다¹⁷⁾,⁵⁸⁾.

본 실험에서 의치상 하부 지지조직에의 응력전달은 인공치의 재질보다 레진상의 두께와 의치상의 재질 및 치조점막의 두께가 보다 큰 영향을 미침을 알 수 있었으며, 실험실 연구의 제한점 즉 생체조건과 유사한 실험 모형의 제작, 저작기능과 유사한 힘의 적용방법, 내부응력과 변형의 동시측정, 실험결과에 대한 임상적 유의성 평가 등에 대한 어려움을 고려할 때, 의치환자의 치조골 흡수를 줄여주기 위하여 인체와 가까운 모의실험모형의 개발과 임상연구가 계속되어야 할 것이다.

V. 결 론

저자는 의치상 하부 지지조직에의 응력전달에 인공치와 의치상의 재질에 따른 차이를 비교 연구하기 위하여 하악치조제와 의치를 포함한 이차원 유한요소모형, 이차원 광탄성모형을 제작하였다. 인공치는 도치와 레진치, 의치상은 레진상, 금속이장상, 연성재이장상을 사용하였으며 치조점막의 두께를 달리하여 의치 교합면에 하중을 가하여 지지조직층에 발생한 응력을 비교하였다. 충격력 전달을 측정하기 위하여 Strain gauge가 부착된 의치상 시편을 제작하여 인공치와 의치상의 재질에 따라 두꺼운 시편군과 얇은 시편군으로 나누어 금속구에 의한 충격력을 비교하였다. 이상의 실험결과들을 비교 검토한 바, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 유한요소법에 있어서, 지지조직 내의 최대주응력은 점막의 두께를 증가시키기에 따라 크게 감소되었으나 인공치와 의치상의 재질 종류에 따라서는 그 차이를 거의 볼 수 없었다.
2. 광탄성모형실험에 있어서, 의치의 재질이나 점막의 두께에 따른 무늬차수의 차이는 볼 수 없었으나 점막의 두께가 두꺼운 시험군과 연성재 이장군에서 보다 고른 하중분산을 보여 주었다.
3. Strain gauge를 이용한 계측에 있어 의치상에 따른 충격력 전달은 금속이장상, 레진상, 연성재이장상의 순으로 높게 나타났다($p < 0.01$).
4. 인공치의 재질간에는, 레진상의 경우는 얇은 시편군에서는 도치가 레진치보다 높은 충격력 전달을 보여 주었으나 ($P < 0.01$), 두꺼

운 시편군에서는 차이를 볼 수 없었다. 금속상의 경우는 도치와 레진치 간에 차이를 볼 수 없었으나 연성재이장상의 경우는 도치가 레진치보다 높은 충격력 전달을 보여 주었다($p < 0.01$).

5. 의치상의 두께 간에는, 두꺼운 시편군이 얇은 시편군 보다 낮은 충격력 전달을 보여 주었다 ($p < 0.01$).

REFERENCES

1. Appelbaum, M. : Theories of posterior tooth selection : porcelain versus acrylic, *Dent. Clin. N. Am.*, 28 : 299-306, 1984.
2. Atwood, D. A. : Reduction of residual ridges : A major oral disease entity, *J. Prosthet. Dent.*, 26 : 266-279, 1971.
3. Bates, J. F., Stafford, G. D., and Harrison, A. : Masticatory function—a review of the literature, II. Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing, *J. Oral Rehabil.*, 2 : 349-361, 1975.
4. Bearn, E. M. : A preliminary report on a hydraulic measuring device for the study of forces transmitted by dentures, *Dental practitioner*, 22 : 17-20, 1971.
5. Chung, C. H. and Yoon, C. K. : Finite element analysis of mandibular stresses and denture movements induced by various denture base materials, *J. Korean Academy of Prosthodontics*, 25 : 281-301, 1987.
6. Combe, E. C. : Notes on dental materials, ed. 3, Edinburgh London, Churchill Livingstone, 1977.
7. Cook, S. D., Klawitter, J. J., and Weinstein, A. M. : The influence of implant geometry on the stress distribution around dental implants, *J. Biomed. Mat. Res.*, 16 : 369-379, 1982.
8. Craig, R. G., O'Brien, W. J., and Powers, J. M. : Dental materials : Properties and manipulation, ed. 3, St. Louis, The C. V. Mosby Co., 1983.
9. Craig, R. G., and Gibbons, P. : Properties of resilient denture liner, *J. Am. Dent. Assoc.*, 63 : 382-390, 1961.
10. deAravjo, P. A., Jorgensen, K. D., and Finger, W. : Viscoelastic properties of setting elastomeric impression materials, *J. Prosthet. Dent.*, 54 : 663-636, 1985.
11. Farah, J. W., Craig, R. G., and Sikarskies, D. L. : Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar, *J. Biomechanics*, 6 : 511-520, 1973.
12. Franks, A. S. T. : A clinical appraisal of acrylic tooth wear, *Dent. Pract. Dent. Rec.*, 12 : 149-153, 1962.
13. Frechette, A. R. : Masticatory force associated with the use of various types of artificial teeth, *J. Prosthet. Dent.*, 5 : 252-267, 1955.
14. Haraldson, T., Karlsson, U., and Carlsson, G. E. : Bite force and oral function in complete denture wearers, *J. Oral Rehabil.*, 6 : 41-48, 1979.
15. Hickey, J. C., and Zarb, G. A. : Boucher's prosthodontic treatment for edentulous

- patients, 8 ed. St. Louis, The C. V. Mosby Co., 1980, p. 193.
16. Huiskes, R. and Chao, E. Y. S. : A survey of finite element analysis of orthopedic biomechanics : The first decade, *J. Biomechanics*, 16 : 384—409, 1983.
 17. Imai, M. : A study of the movements of maxillary complete dentures. Part 2. Analysis for denture movements and related factors during function, *J. Jpn. Prosthodont. Soc.*, 32 : 936—946, 1988.
 18. Jagers, J. H., Javid, N. S., and Colaizzi, F. A. : Complete denture curriculum survey of dental schools in the United States, *J. Prosthet. Dent.*, 53 : 736—739, 1985.
 19. Jemt, T. : Chewing pattern in dentate and complete denture wearers recorded by light-emitting diodes, *Swed. Dent. J.*, 5 : 199—205, 1981.
 20. Jemt, T., Lindquist, L., and Hedegard, B. : Changes in chewing patterns of patients with complete dentures after placement of osseointegrated implants in the mandible, *J. Prosthet. Dent.*, 53 : 578—583, 1985.
 21. Johnson, W. A. : A study of stress distribution in complete upper dentures, *Dent. Pract. Dent. Rec.*, 15 : 368—374, 1965.
 22. Keating, G. V., et al. : Stress patterns in mandibular denture supporting tissues : A photoelastic study of various occlusal schemes, *J. Dent. Res.*, 65 : 758(abstr. No. 293), 1986.
 23. Kelsey, C. C., Reid, F. D., and Coplowitz, J. A. : A method of measuring pressures against tissues supporting functioning complete dentures, *J. Prosthet. Dent.*, 35 : 376—383, 1976.
 24. Kishi, M. : Experimental studies on the relation between area and displacement of loading surfaces in connection with displaceability in the mucosa of edentulous alveolar ridge under pressure, *The Shikwa Gakuho*, 72 : 1043—1071, 1972.
 25. Kitoh, M., Suetsugu, T., and Murakami, Y. : Mechanical behavior of tooth, periodontal membrane, and mandibular bone by the finite element method, *Bull. Tokyo Med. Dent. Univ.*, 24 : 81—87, 1977.
 26. Koran, A., Craig, R. G., and Tilliston, E. W. : Coefficient of friction of prosthetic tooth materials, *J. Prosthet. Dent.*, 27 : 269—274, 1972.
 27. Kubota, H. : The relation between the position of artificial teeth and the alveolar crest in dentures, *Shikwa Gakuho*, 59 : 377—384, 1959.
 28. Kydd, W. L., Daly, C. H., and Wheeler, J. B. III. : The thickness of masticatory mucosa in vivo, *Int. Dent. J.*, 21 : 430—441, 1971.
 29. Kydd, W. L., and Mandley, J. M. : The stiffness of palatal mucoperiosteum, *J. Prosthet. Dent.*, 18 : 116—121, 1967.
 30. Lambrecht, J. R. and Kydd, W. L. : A functional stress analysis of the maxillary complete denture base, *J. Prosthet. Dent.*, 12 : 865—872, 1962.
 31. Lassila, V., Holmlund, I., and Koivumaa, K. K. : Bite force and its correlations in

- different denture types, *Acta Odont. Scand.*, 43 : 127–132, 1985.
32. Lawson, W. A. : The validity of a method used for measuring masticatory forces, *J. Prosthet. Dent.*, 10 : 99–111, 1960.
 33. Ledley, R. S. : Theoretical analysis of displacement and force distribution for the tissue-bearing surface of dentures, *J. Dent. Res.*, 47 : 318–322, 1986.
 34. Lopuck, S., Smith, J., and Caputo, A. : Photoelastic comparison of posterior denture occlusions, *J. Prosthet. Dent.*, 40 : 18–22, 1978.
 35. Lytle, R. B. : Soft tissue displacement beneath removable partial and complete dentures, *J. Prosthet. Dent.*, 12 : 34–43, 1962.
 36. McLean, J. W., and Hughes, T. H. : The reinforcement of dental porcelain with the ceramic oxides, *Brit. Dent. J.*, 119 : 251–267, 1965.
 37. Matthews, E. and Wain, E. A. : A stresses in denture base, *Brit. Dent. J.*, 100 : 167–171, 1956.
 38. Mendez, A. J. : Application of prosthodontic techniques in private practice, *J. Prosthet. Dent.*, 54 : 730–735, 1985.
 39. Miller, E. L. : Removable partial prosthodontics, Baltimore, Williams and Wilkins, 1972, p. 307.
 40. Mirza, F. D. and Yurkstas, A. A. : The influence of tooth structure in artificial dentures and alveolar bone resorption, *J. Indian Dent. Assoc.*, 36 : 367–370, 1964.
 41. Mulcahy, D. F. : Prosthetic tooth composition, *J. Canad. Dent. Assoc.*, 7 : 607–612, 1986.
 42. Myerson, R. L. : Use of porcelain and plastic teeth in opposing complete dentures, *J. Prosthet. Dent.*, 7 : 625–633, 1957.
 43. Norusis, M. J. : Statistical package for social science / PC+for IBM PC / XT / AT, SPSS Inc., 1986.
 44. O'Rourke, J. T. : Significance of tests for biting strength, *J. Am. Dent. Assoc.*, 38 : 627–633, 1949.
 45. Ortman, H. R. : Factors of bone resorption of the residual ridge, *J. Prosthet. Dent.*, 12 : 429–440, 1962.
 46. Paffenbarger, G. C., Sweeney, W. T., and Bowen, R. L. : Bonding porcelain to acrylic resin denture bases, *J. Am. Dent. Assoc.*, 74 : 1018–1023, 1967.
 47. Regli, C. P., and Kydd, W. L. : A preliminary study of the lateral deformation of metal base dentures in relation to plastic base dentures, *J. Prosthet. Dent.*, 3 : 326–330, 1953.
 48. Regli, C. P. and Gaskill, H. L. : Denture base deformation during function, *J. Prosthet. Dent.*, 4 : 548–554, 1954.
 49. Reese, J. A. and Valega, T. M. (eds.) : Restorative dental materials, An overview. Vol. I., Chicago, Quintessence Publishing Co., 1985, p. 250.
 50. Roedema, W. H. : Relationship between the width of the occlusal table and pressures under dentures during function, *J. Prosthet. Dent.*, 36 : 24–34, 1976.

51. Rupp, N. W., Bowen, R. L., and Paffenbarger, G. C. : Bonding cold-curing denture base acrylic resin to acrylic resin teeth, *J. Am. Dent. Assoc.*, 83 : 601-606, 1971.
52. Stromberg, W. R. : A method of measuring forces of denture bases against supporting tissues, *J. Prosthet. Dent.*, 5 : 268-288, 1955.
53. Sowter, J. B. : Materials used in partial dentures, *Dent. Clin. N. Am.*, 6 : 733-746, 1962.
54. Storer, R. : Resilient denture base materials, Part I. Introduction and laboratory evaluation, *Brit. Dent. J.*, 113 : 195-203, 1962.
55. Suzuki, S., Sakoh, M., and Shiba, A. : The evaluation of the impact resistance of crosslinked plastic denture teeth, *J. Jpn. Prosthodont. Soc.*, 32 : 780-786, 1988.
56. Swoope, D. D. and Kydd, W. L. : The effect of cusp form and occlusal surface area on denture base deformation, *J. Prosthet. Dent.*, 16 : 34-43, 1966.
57. Tallgren, A. : The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers : A mixed longitudinal study covering 25 years, *J. Prosthet. Dent.*, 27 : 120-132, 1972.
58. Tanaka, T. : Studies on movement of maxillary full dentures during function. The amount of movement at the anterior teeth region, *J. Jpn. Prosthodont. Soc.*, 32 : 654-667, 1988.
59. Terakura, T. : A study on thickness of the oral soft tissue. Usefulness in diagnosis for complete dentures, *J. Jpn. Prosthodont. Soc.*, 32 : 546-560, 1988.
60. Thomson, J. C. : Attrition of acrylic teeth, *Dent. Pract. Dent. Rec.*, 15 : 233-236, 1965.
61. Wain, E. A. : The impression surface, *Brit. Dent. J.*, 110 : 404-407, 1961.
62. Winkler, S. : Essentials of complete denture prosthodontics, Philadelphia W. B. Saunders Co. Philadelphia, 1979, p. 337.
63. Zienkiewicz, O. C. and Kelly, D. W. : Finite elements-a unified problem-in solving and information transfer method, in Gallagher, R. H., et al. (Eds.) : Finite elements in biomechanics, John Wiley and Sons, Ltd., 1982, pp. 9-22.
64. 大貫昌理 : 下顎義歯床下粘膜の局所負担圧分布に関する研究, *鶴見歯学*, 12 : 35-67, 1986.
65. 김상수, 정재현 : Lingualized occlusion에 의한 하악응력의 광탄성학적 분석, *대한치과교합학회지*, 5 : 21-38, 1988.
66. 조인호 : 총의치교합 형태에 따른 3차원적 광탄성 응력 분석, *대한치과외사협회지*, 20 : 945-966, 1982.

— Abstract —

A STUDY OF THE STRESS TRANSMISSION OF VARIOUS ARTIFICIAL TEETH AND DENTURE BASE MATERIALS TO THE UNDERLYING SUPPORTING TISSUES

Hyun Gun Chung, D.D.S., M.S.D., Moon Kyu Chung, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Ho Yong Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Dental Science, College of Dentistry Yonsei University

The purpose of this study was to investigate material differences in stress transmission among various artificial teeth and denture base materials.

For this study, a two-dimensional finite element model and a two-dimensional photoelastic model of a mandible with complete denture were made. A resin tooth and a porcelain tooth were used as artificial teeth, and a resin base, a metal lined base, and a soft-liner lined base were used as denture bases. An occlusal load was applied and principal stresses generated in the supporting tissues were compared.

To test the impact stress transmission, strain gauge attached to the denture base specimens made of the different materials were made in thick and thin groups. Voltage outputs from hitting the specimen with a steel ball were compared.

The results were as follows :

1. In FEM, increasing the mucosal thickness reduced the maximum principal stresses in the supporting tissues, but altering the tooth materials and the base materials induced no difference in the stresses.

2. In photoelastic model study, no difference in fringe order among the specimens were observed, but the thick mucosa group and the soft-liner lined group revealed a more uniform distribution of the load.

3. In strain measuring, the impact force transmission was highest in the soft-liner lined group, and was the lowest in the metal lined group($p < 0.01$).

4. In the thin group using the resin base, the porcelain tooth showed higher impact stress transmission than the resin tooth($p < 0.01$), but no difference was observed between them in the thick group.

In the soft-liner lined group, the porcelain tooth showed higher impact stress transmission than the resin tooth($p < 0.01$), but no difference was observed between them in the metal lined group.

5. The thick group showed lower impact stress transmission than the thin group($p < 0.01$).

EXPLANATION OF PICTURES

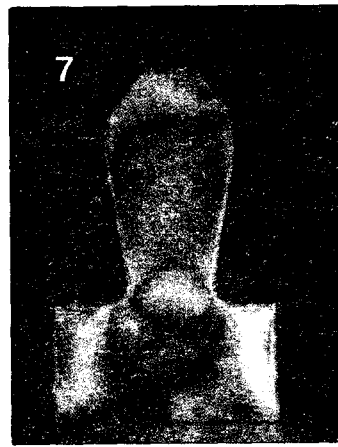
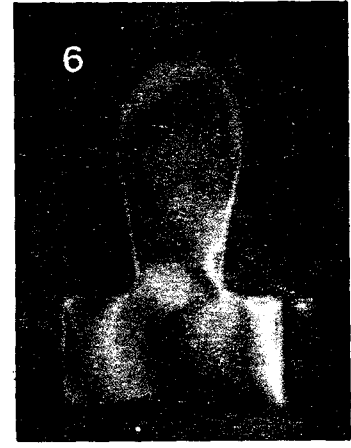
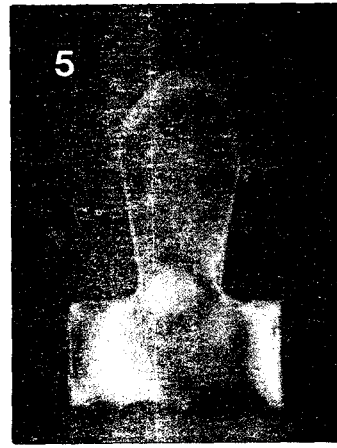
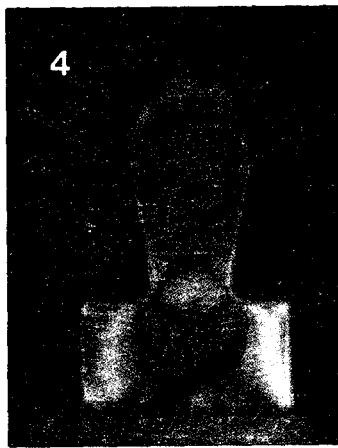
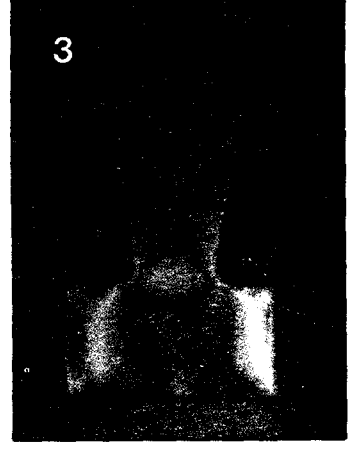
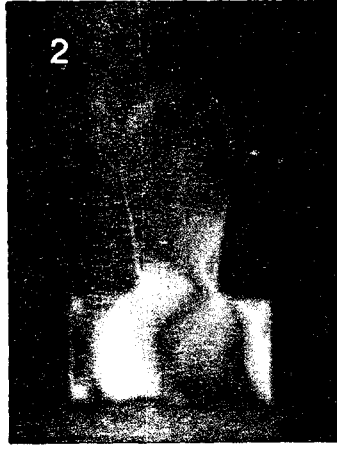
Picture 1 through Picture 8 show isochromatic fringe patterns with denture specimens No. 1 through No. 8 in the thick mucosa group.

Picture 9 through Picture 16 show isochromatic fringe patterns with denture specimens No. 1 through No. 8 in the thin mucosa group.

The first order fringe running below the ridge of the thick mucosa group shows more gradual curvature and is farther from the ridge than those of the thin group, which indicates the thick group has more uniform stress distribution than the thin group.

In each group, the soft-liner lined cases (Picture 7 and Picture 8, and Picture 15 and Picture 16) reveal more uniform stress distribution than the rest of the group.

사진부도 ①



사진부도 ②

