

## 5종 골내 임플란트의 구조에 따른 주위의 응력분산에 관한 광탄성학적 연구

경북대학교 치과대학 보철학교실

이정남 · 조성암

### I. 서 론

결손치아를 인공적인 방법으로 대체하려는 인간의 노력은 고대 이집트 시대부터 있어왔으나<sup>1)</sup>, 지난 수십년간 현대 임플란트학은 상실된 치아와 구강기능을 회복하는 방법에 있어 눈부신 발전을 이루게 되었다. 최근들어 많은 골유착성 임플란트의 장기간에 걸친 성공적인 사례가 보고되고, 과학적인 연구가 이루어짐으로써 임플란트에 대한 관심과 임상적 사용이 크게 증가되고 있다. 이러한 성공률의 증가는 더 나은 임플란트 재료의 개발, 많은 연구방법의 개선과 임플란트-숙주반응에 대한 폭넓은 이해가 뒷받침이 되었다.

임플란트의 성공에 영향을 미치는 요소로는 임플란트의 재료, 디자인, 골조직의 상태, 외과술식 과정 및 치유기간등이 있다<sup>2-5)</sup>. 현재 시중에는 재료와 디자인을 달리하는 수십종의 치근형 임플란트가 시판되고 있으며, 각 임플란트의 재료에 따른 생체적 합성에 관하여 많은 연구와 의견이 발표되어 왔고, 또한 각 임플란트의 구조적 차이에 따른 생역학적 영향에 관하여도 많은 연구와 의견이 발표되고 있다.

골유착(Osseointegration)이란 Brånemark가 티타늄 매식체를 연구하면서 골조직과 티타늄간에 직접적인 접촉이 일어난다는 것을 발견하여 최초로 만들어진 용어이며, 최근에는 광학 현미경 수준에서 성숙한 살아있는 골조직과 하중을 받고 있는 임플란트와의 직접적인 구조적, 기능적인 연결을 의미하며, 어떠한 조직의 거부반응이나 방사선 투과상이 조직이 없어야 하고, 임상적으로는 임플란트의 동요가 없어야 한다. 이러한 골유착은 섬세한 외과술식과 충분한 치유기간, 기능시의 적절한 응력분산에 의해서만 이루어지고 유지될 수 있으며, 기능시의

적절한 응력분산을 위해서는 임플란트 자체의 설계 구조와 상부 보철물의 설계구조가 중요한 역할을 한다<sup>2, 4, 35)</sup>.

현재 시중에는 다양한 형태의 수십종의 임플란트가 시판되고 있는데, 임플란트의 구조와 응력분산에 관한 많은 연구<sup>6-28)</sup>에도 불구하고 각 임플란트 시스템의 장단점에 관한 논란이 끊이지않고 있다. 본 연구에서는 나사형인 Brånemark 임플란트 시스템, 원통형인 IMZ 임플란트 시스템, 나사형 및 hollow 구조 등 여러가지 형태를 가진 ITI 임플란트 시스템에서 5종의 각기 다른 형태의 임플란트를 선택하여 비교 실험하였다. 이 세가지 임플란트 시스템은 모두 골유착성 치근형 임플란트이며 순수한 티타늄으로 제작되었다.

Skalak<sup>22)</sup>은 골유착성 임플란트는 중간에 섬유성 조직의 계층없이 악골과 직접 연결되어 있으므로 기능시 외력이 악골에 직접 전달되어 많은 문제가 생길 수 있으므로 외력을 균등히 분산시키기 위해서는 충격흡수재료를 상부보철물에 사용하는 것이 바람직하고, 임플란트의 수, 배열 및 설계가 중요하다고 강조하였다. 또한 나사형 임플란트가 원통형 임플란트보다 전단 혹은 압축력에 더 잘 견디는 형태라고 보고하였으며, Kinni<sup>20)</sup>등은 같은 나사형 임플란트 중에서도 전체에 걸쳐 나사산이 형성되어 있는 Brånemark 임플란트가 일부분에만 나사산이 형성되어 있는 Core-vent 임플란트보다 응력분산에 유리하다고 보고하였다.

Bochers와 Reichart<sup>27)</sup>는 포스트형 임플란트의 수직하중과 측방하중시의 응력분산을 연구한 결과 측방부하시 치밀골의 정상부위에 높은 응력이 집중되고 골흡수도 야기될 수 있다고 하였으며, Rieger<sup>26)</sup>등도 6종 골내 임플란트의 응력분산에 관한 유한요소 분

석연구에서 임플란트의 경부에 응력이 집중되며 골 흡수의 원인이 되므로 가급적 매식체의 근단부위로 응력이 분산되어야 한다고 보고하였다.

또한 3종 골내 임플란트의 재료에 관한 연구에서는 같은 기하학적 구조하에서는 재료가 견고할수록 매식체 근단부위로의 교합력 전달이 증가하지만, 임플란트의 기하학적 형태가 임플란트에서 주위골로 응력을 분산시키는데에 가장 중요한 요소라고 보고하였다<sup>23)</sup>.

Rieger<sup>25)</sup> 등은 또한 골내 매식체의 기하학적 형태와 탄성계수에 따른 응력분산에 관한 연구에서 높은 탄성계수를 가진 경사진 매식체가 적합하다고 보고하였으며, 11개의 임플란트의 응력분산에 관한 유한요소 분석결과 낮은 응력도 골흡수가 가능하며 매식체가 클수록 응력분산이 유리하다고 하였다<sup>24)</sup>.

French<sup>21)</sup> 등은 Core-vent 임플란트, Screw-vent 임플란트, IMZ 임플란트와 Integral 임플란트 등 4가지 종류의 임플란트에 대한 광탄성 실험결과, 수직하중과 측방하중시 모두 매식체의 근단부에 응력이 집중되었으며, 나선형 임플란트가 원통형 임플란트에 비해 경부의 응력집중이 적었고, 주위골 전체에 있어 어느것이 응력분산에 유리하다고 말할 수는 없다고 보고하였다. 그리고 Sutter와 Schroeder<sup>17)</sup> 등은 하부에 개방된 기하학적 구조를 가진 ITI 임플란트 시스템의 hollow-cylinder, hollow-screw 디자인이 임플란트의 고정면적을 크게하고 골손실을 최소화하여 하중전달에 유리하다고 주장하였다.

이렇게 임플란트의 구조에 따른 응력분산에 관하여 여러가지 의견이 발표되고 있으나, 현재 국내에서

많이 사용되고 있는 Brånemark 임플란트 시스템, IMZ 임플란트 시스템, ITI 임플란트 시스템 등 세가지 임플란트 시스템의 응력분산에 관한 비교실험과 명확한 결과보고가 없었다. 그러므로 저자는 시판되고 있는 3종의 임플란트 시스템에서 5가지 다른 기하학적 형태의 임플란트를 선택하여, 동종의 임플란트 2개씩을 고정가공의치로 연결한 뒤 수직 및 측방하중을 가하여 응력분포양상을 광탄성분석법으로 연구하여 이를 보고하는 바이다.

## II. 실험재료 및 방법

### 가) 실험재료

실험에 사용된 5가지 형태의 임플란트 종류는 Table 1과 같다.

각 임플란트를 실리콘 인상재로 인상채득 후 Araldite(CT-200, Cyba Geigy Ltd., Switdzerland)와 경화재 (HT-901, Cyba Giegy Ltd., Switzerland) 및 Silicate dioxide (Junsei Chemical Co., Japan)를 중량비 10 : 3 : 5로 혼합하여 130°C에서 중합하여 복제하였다. 실험모형 재료로는 Araldite와 경화재를 10 : 3으로 혼합하여 130°C에서 중합한 순수 에폭시 레진을 사용하였다.

### 나) 실험 방법

#### 1) 시편제작

##### (1) 임플란트

티타늄으로 제작된 임플란트를 에폭시 레진내에 그대로 매식시켜 사용할 경우 발생하는 잔류응력과

Table 1. Experimental materials

Model No.	Kinds of implant	Diameter	Length	Structure
Model 1	Brånemark (Nobelpharma Co., Sweden)	3.77mm	10mm	threaded
Model 2	IMZ (Friedrichsfeld Co., Germany)	4.0mm	11mm	smooth, cylinder titanium-plasma coated
Model 3	ITI, Type HS (Institute Straumann, Switzerland)	4.1mm	10mm	threaded, hollow titanium-plasma coated
Model 4	ITI, Type S (Institute Straumann, Switzerland)	4.1mm	10mm	threaded titanium-plasma coated
Model 5	ITI Type HS (Institute Straumann, Switzerland)	3.5mm	8mm	smooth, hollow titanium-plasma coated

에폭시 레진과 금속간의 큰 물성치차로 인한 실험 오차를 최소한으로 해주기 위해 티타늄으로 만들어진 5가지 형태의 임플란트의 실리콘 음형을 채득하여 복제한 임플란트 모형을 실험에 사용하였으며, 사용된 광탄성재료는 Araldite와 강화제 및 Silicate dioxide의 비율을 10 : 3 : 5로 혼합한 것을 사용하였고 임플란트 복제물의 탄성계수를 증가시키기 위해 Silicate dioxide의 비율을 5로 높여 제작하였다.

(2) 실험모형

동일한 규격의 입방체내에 각 임플란트 복제물을 일정한 위치에 심기 위해 7mm 두께의 아크릴 판을 90×50mm의 크기로 각각 준비하고, 크기가 작은 ITI Type HC 임플란트를 심기위한 모형은 표면적에 비례하여 70×40mm의 크기로 준비하였다. 수직하중시 고정이 잘 될수 있도록 10mm두께의 아크릴 판으로 기저부를 만들었다. 이렇게 만들어진 일정한 규격의 입방체내에 임플란트를 심을 위치를 표시하고 동종의 임플란트 복제물 2개씩을 식립하였다. 두개의 임플란트 사이의 거리는 고정가공의치 제작시 가공치의 근원심 직경이 10mm가 되도록 5개의 모형에 일정하게 조절하였다. 임플란트 복제물이 심겨진 아크릴모형을 실리콘으로 음형 제작한 후, 실리콘 음형에 임플란트가 식립될 만입(indentation)부위에 임플란트 복제물을 위치시키고 난 뒤 음형 내부에 Araldite와 경화제를 중량비 10 : 3으로 혼합하여 130℃에서 기포가 생기지 않도록 주입하고 중합하여 실험모형을 제작하였다. 이렇게 만들어진 5개의 실험모형에 통상적인 방법으로 니켈-크롬합금(New-crown Ruby Dental Mfg. Co. Ltd. Japan)으로 3본 가공의치를 제작하여 인산아연 세멘트(Zinc cement, Lee Smith, U. S. A)로 접착시켜 실험모형을 완성하였다.

Table 2. Elastic modulus of experimental materials

Material	E-modulus	Poisson-ratio
Bone	1500-15000	0.3
Titanium	10000	0.35
Experimental model	320	0.33
Implant replica	638	0.34

E-modulus unit : Mpa, 1Kg2/mm = Mpa

2) 하중의 조건

하중량의 결정 및 무늬차수의 균일성 여부를 위하여 예비실험을 시행하였으며 그 결과 무늬차수를 비교할 수 있는 최적의 하중량으로 수직하중인 경우 고정가공의치의 중앙부에 72kg의 하중을 가했으며, 측방하중인 경우 원심축 치아의 원심면 중앙에 13.6kg의 하중을 가하였다. 이는 여러학자들이 보고한 성인 구치부의 최대 교합압보다 약간 크거나 유사한 수치이다<sup>47-50</sup>.

(1) 수직하중장치

Fig.1과 같은 장치에 기저판을 부착하고 실험모형을 안착시킨후 고정가공의치의 중앙부에 집중하중이 걸리도록 대의 연결부위에 Loading pin이 부착된 bracket를 제작하여 pin으로 고정하였다.

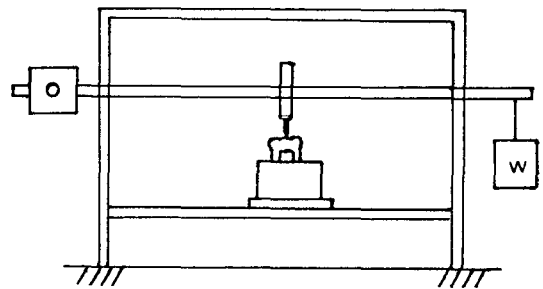


Fig 1. Vertical loading device

(2) 측방하중장치

수직하중장치의 기저판위에 기계 가공용 선반장치를 사용하여 실험모형을 90°방향으로 세워서 고정하도록 고안하였다.(Fig.2)

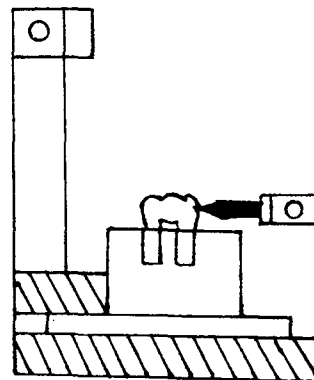


Fig 2. Lateral loading device

(3) 잔류응력 조사

보철물의 장착이 끝난 실험모형을 응력 동결로내에 위치시켜 부하가 없는 상태에서 소둔(annealing)시킨후 광탄성 실험장치(Photoelasticity experiment ap liance : PA-420 Riken-Keiki Fine Instrument Co, Japan)에 장치하여 잔류 응력의 발생유무를 조사하였으며(Fig.3), 에폭시 레진의 부하상태시의 거동이 선형적인 탄성거동을 하므로 잔류응력의 발생상태를 실제 실험상의 무늬차수에서 이를 가감하여 해석하였다.(Fig.4)

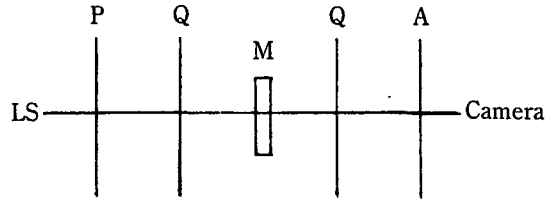
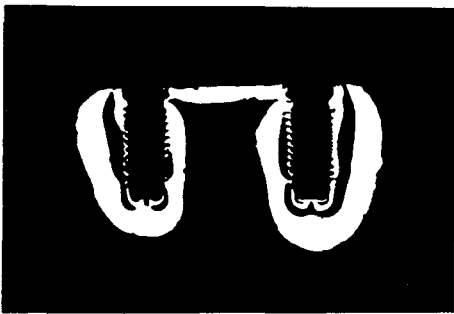


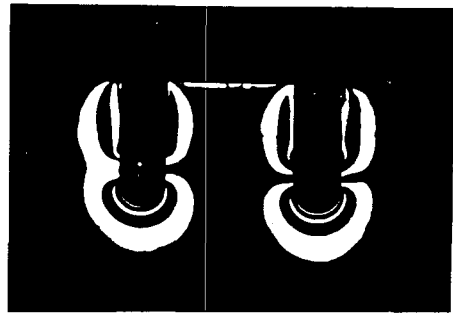
Fig 3. The circular polariscope arrangement.

LS : Source of light P : Polarizer

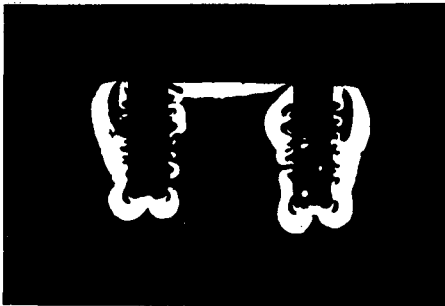
Q : Quaterwave plate M : Model A : Analyzer



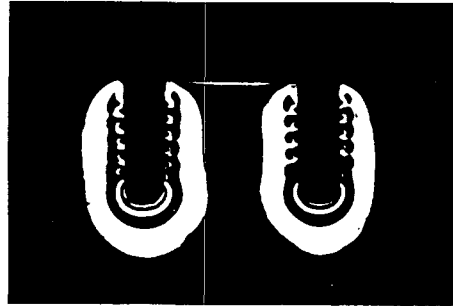
Model 1



Model 2



Model 3



Model 4



Model 5

Fig 4. Residual stress around Model 1, 2, 3, 4, and 5

(4) 하중시의 응력측정

실험모형을 광탄성 실험장치내의 하중장치에 안착시킨 후 고정가공의치의 중앙부에 72kg의 하중을 가하여 각각의 측정점에서 발생하는 무늬수를 관찰하고 사진촬영하였다. 수직하중시의 촬영된 13.6kg의 측방하중을 가하며 사진촬영하였다. Fig.5와 Fig.6과 같이 미리 측정점을 잡아 육안 및 광학 확대기(Optical comparator : Sc Herr Tumi Co, U.S.A)로 측정하였고, 측정점에서의 응력값과 응력분포도를 작성해 비교 분석하였다.

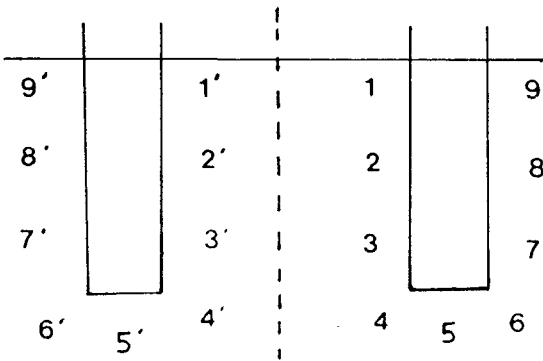


Fig 5. Measuring points during vertical loading.

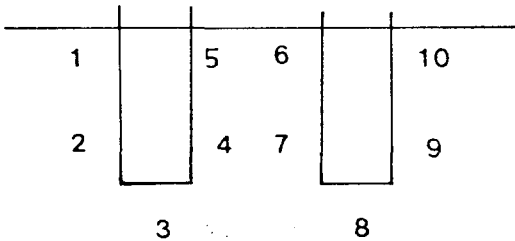


Fig 6. Measuring points during lateral loading.

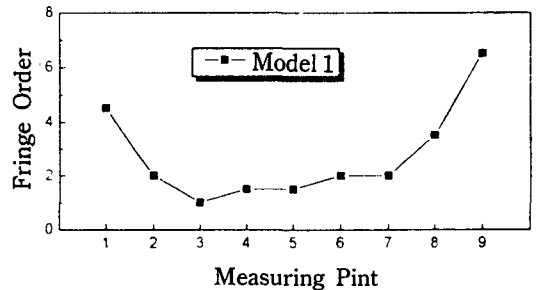
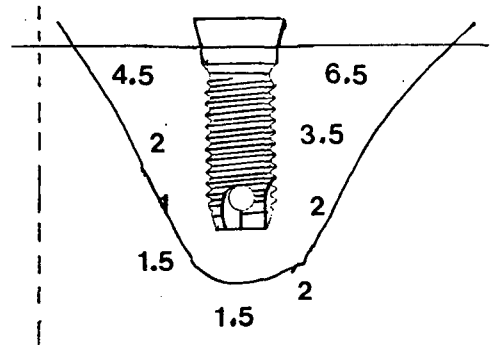


Fig 7. Stress distribution around model 1 when vertical force was applied.

III. 실험 성적

1) Model 1 : 두개의 Brånemark 임플란트를 고정가공의치로 연결한 뒤 72Kg의 수직하중 및 13.6kg의 측방하중을 가한 경우 수직하중을 가한 경우 임플란트의 중앙부와 근단

부에서는 비교적 고른 응력분포를 나타내었으나 Countersink가 있는 경부(측정점 1, 9)에서는 4.5차, 6.5차의 응력집중을 보였다(Fig 7). 측방하중을 가한 경우 역시 경부에는 약간의 응력집중이 일어났고 근단부로 갈수록 적은 무늬차수를 나타내며 비교적 고른 응력분포양상을 보여주었다(Fig 8).

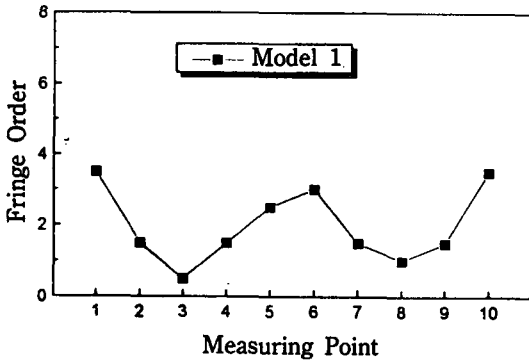
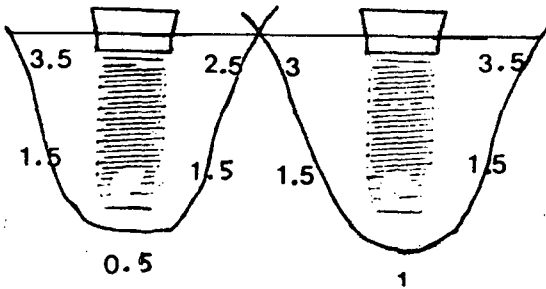


Fig 8. Stress distribution around model 1 when lateral force was applied.

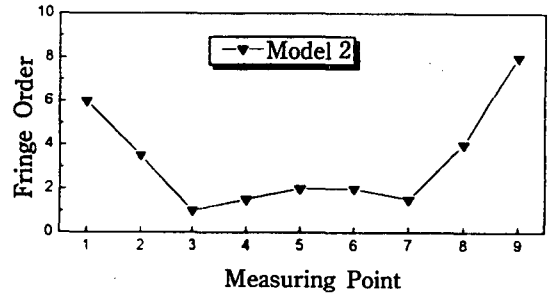
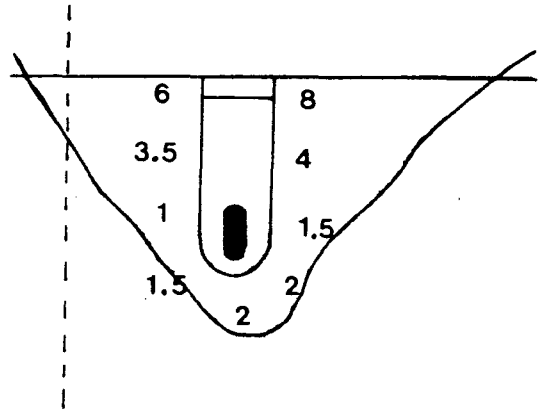


Fig 9. Stress distribution around model 2 when vertical force was applied.

2) Model 2 : 두개의 IMZ 임플란트를 고정가공 의치로 연결한 뒤 72kg의 수직하중 및 13.6kg의 측방하중을 가한 경우

수직하중을 가한 경우에는 임플란트의 경부(측정 점 1, 9)에서의 무늬차수가 6차, 8차로 다소 높게 나타났으며, 중앙부(측정점 2, 8)에서의 무늬차수도

3.5차 4차로 다른 모델에 비해 약간 높게 나타났다. 근단부에서는 다른 모델과 비슷한 응력집중을 나타 내었다(Fig 9). 측방하중을 가한 경우에는 경부에 약간의 응력집중이 일어났으며 근단부위(측정점 3, 8)에는 무늬차수가 모두 0차로 응력분산이 거의 일 어나지 않았다(Fig 10).

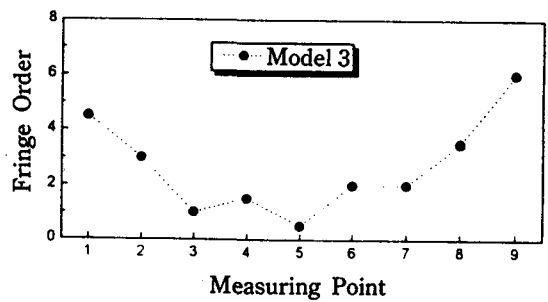
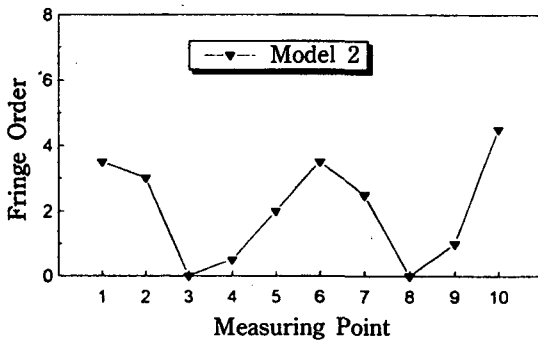
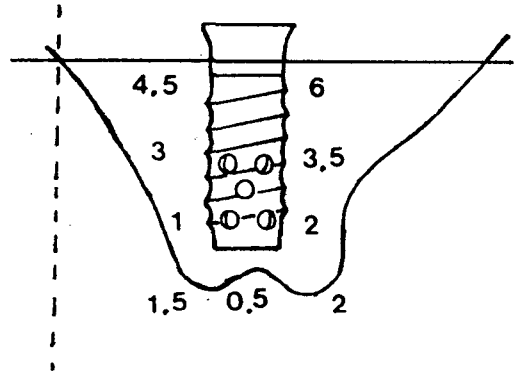
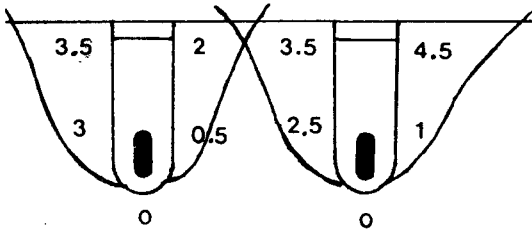


Fig 10. Stress distribution around model 2 when lateral force was applied.

Fig 11. Stress distribution around model 3 when vertical force was applied.

3) Model 3 : 두개의 ITI Type HS 임플란트를 고정공의치로 연결한 뒤 72kg의 수직하중 및 13.6 kg의 측방하중을 가한 경우

수직하중을 가했을 때 경부에서는 약간의 응력집중이 나타났으며 임플란트의 중앙부와 근단부에서는 비교적 고른 응력분포양상을 보여주었다(Fig 11).

측방하중을 가한 경우에는 역시 임플란트의 경부에 약간의 응력집중이 나타났으며, 근단부의 측정점 5 부위에서 0.5차의 낮은 무늬차수를 나타내었고 그 외의 중앙부와 근단부에서는 비교적 고른 응력분포를 나타내었다(Fig 12).

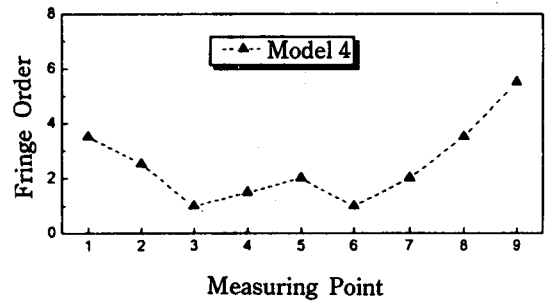
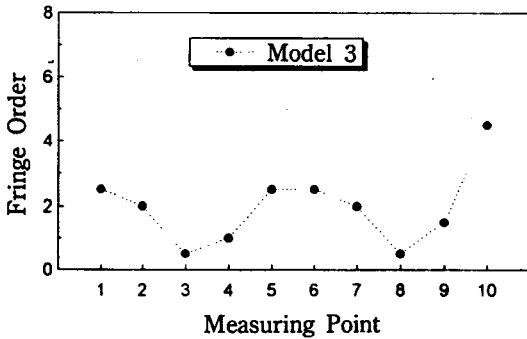
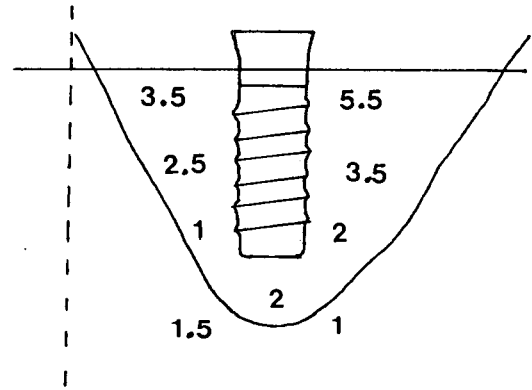
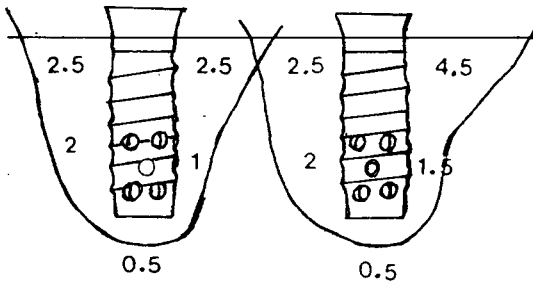


Fig 12. Stress distribution around model 3 when Lateral force was applied.

Fig 13. Stress distribution around model 4 when vertical force was applied.

4) Model 4 : 두개의 ITI Type S 임플란트를 고정가공의치로 연결한 뒤 72kg의 수직하중 및 13.6 kg의 측방하중을 가한 경우 수직하중을 가한 경우 임플란트의 중앙부와 근단

부에는 비교적 고른 응력분포 양상을 보였고 경부에 약간의 응력집중을 보였다(Fig 13). 측방하중시에도 중앙부와 근단부에는 비교적 고른 응력분포를 나타 내었고 경부에 약간의 응력집중을 보였다(Fig 14).



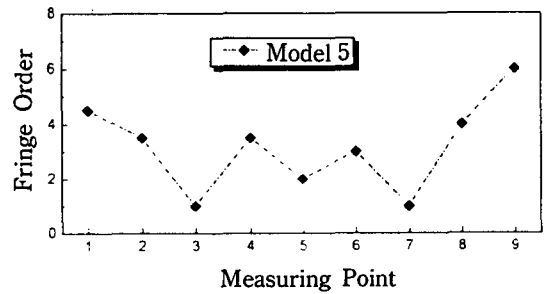
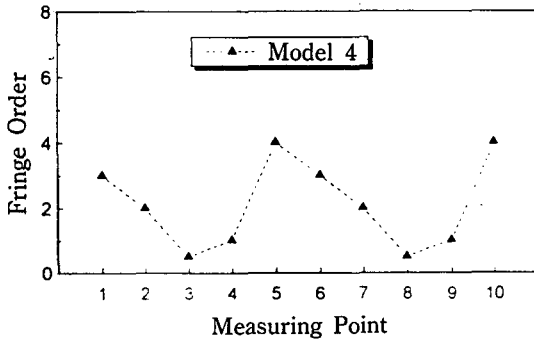
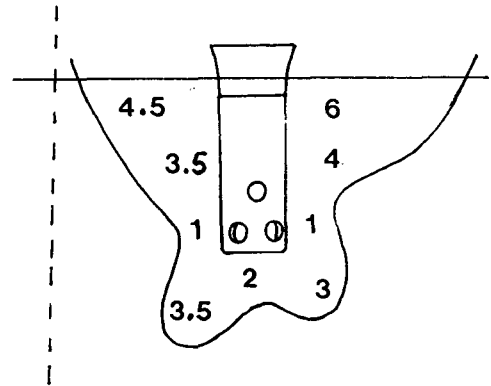
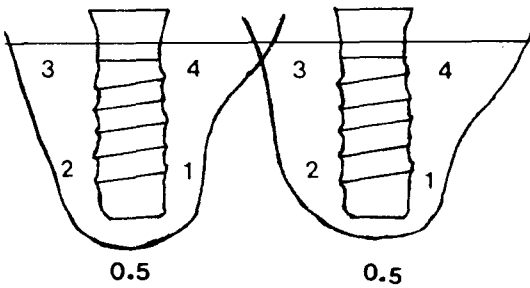


Fig 14. Stress distribution around model 4 when lateral force was applied.

Fig 15. Stress distribution around model 5 when vertical force was applied.

5) Model 5 : 두개의 ITI Type HC 임플란트를 고정가공의치로 연결한 뒤 72kg의 수직하중 및 측방하중을 가한 경우

수직하중을 가한 경우 임플란트의 경부에는 약간의 응력집중을 나타내었고, 중앙부(측정점 2, 8)에서는 3.5차 4차의 무늬차수를 나타내었으며 근단부에서는

(측정점 4, 5, 6) 3.5차 2차, 3차로 모서리부위에 약간의 응력집중을 나타내었다(Fig 15). 측방하중 시에는 중앙부와 근단부위에 비교적 고른 응력분포를 나타내었고 경부에는 약간의 응력집중이 있었다(Fig 16).

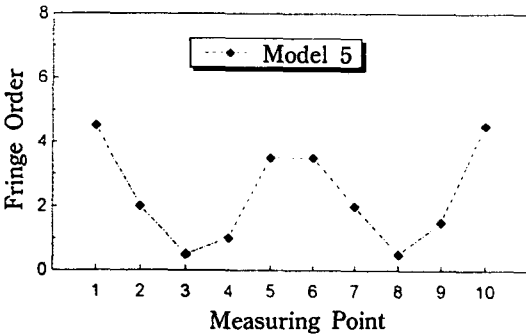
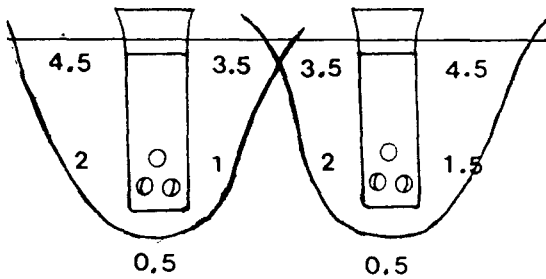


Fig 16. Stress distribution around model 5 when lateral force was applied.

#### IV. 고 찰

완전 또는 부분 무치악 환자에서 훌륭하게 치아의 기능을 대치하고 정신적으로 만족을 줄 수 있는 임플란트 시술은 최근 많은 성공적인 장기간의 증례 보고와 연구를 통해 국내에서도 급격한 증가추세에 있다. Albreksson<sup>4)</sup> 등은 골유착의 성공을 위한 조건

으로 매식체의 재료, 형태, 표면상태, 골조직의 상태, 외과적술식 및 임플란트에 가해지는 외력과 보철물의 설계, 구강위생등을 언급하고 특히 생역학적인 요소를 강조하고 있으며, 다른 많은연구에서도 어느 특정부위에 힘이 집중되지 않는 고른 응력분산을 임플란트의 장기간 성공의 중요한 요소로 보고 있다<sup>6,7,22)</sup>.

일반적으로 응력분석연구는 생체내에서는 거의 불가능하므로 Brittle coating method, Electrical strain gauge method, 유한요소법 및 광탄성 응력분석법등이 많이 이용되고 있다. 광탄성 응력분석법은 편광이 실험모형을 통과하면서 발생하는 각기 다른 무늬차수를 분석하여 응력의 분포양상을 밝히는 방법으로, 1935년 Zak<sup>30)</sup>가 처음으로 치의학 분야의 연구에 이용한 이래, 가공의치에서의 응력분석<sup>31-38)</sup>, 국소의치에서의 응력분석<sup>39)</sup>, 총의치에서의 응력분석<sup>40)</sup>, 임플란트분야에서의 응력분석<sup>41-44)</sup> 등에 많이 응용되고 있다. 저자는 실제와 거의 같은 상황으로 모형을 제작하여 시편 전체의 응력분포 상태를 가시적으로 관찰할 수 있는 장점을 가진 광탄성응력 분석법으로 여러가지 임플란트의 형태에 따른 응력 분포양상을 연구해 보았다.

하중의 조건은 예비실험을 통해 무늬차수측정이 가장 용이한 광탄성 실험장치 내에서의 수직하중 72 kg, 측방하중 13.6kg으로 결정하였는데 이는 여러 학자들이 주장한 최대교합력보다 약간 크거나 유사한 수치이며<sup>47-49)</sup>, Harraldson<sup>50)</sup> 등이 주장한 평균 저작압 100N보다는 훨씬 더 크다. 그러나 광탄성 응력분포는 응력의 크기와 선형적으로 비례하므로 하중의 크기 자체가 응력분포양상에 크게 영향을 미치지 않는다<sup>51)</sup>.

본 실험의 잔류응력은 0.5차에서 2.5차 정도의 크기로 나타났는데, 이는 중간에 삽입물이 없이 직접 접촉하는 임플란트 복제물과 하악골 대체모형의 탄성계수와 다르므로 열에 의한 체적의 변화, 즉 열팽창계수가 다르기 때문에 생긴 것이므로 크거나 작다고 말할수는 없다. 또한 에폭시 레진의 부하시의 거동은 탄성 거동을 하므로 잔류응력의 발생상태를 실제 실험상의 무늬상에서 가감하여 해석하므로 실험상의 오차는 거의 없을 것으로 사료된다<sup>51)</sup>.

본 실험에서는 크게 원통형 임플란트, 나사형 임플란트, hollow-system의 유무에 따른 임플란트의

응력분산의 차이를 비교, 분석해 보는 것이 목적이었으므로 5종의 모델에서 매식체부위는 실제와 동일하게 복제하였으나 상부구조물의 차이는 무시하고 일체로 하여 실험을 행하였다. 모델 2의 경우 자연치에서와 같은 동요, 외력감소와 충격흡수를 기능으로 주장하는 IME의 존재를 무시하였으나, 최근 이러한 IME의 기능에 대한 의문이 제기되고 있으며, Lill<sup>42)</sup> 등은 IMF가 교합력의 응력분산에 크게 기여하지 못한다고 보고한 바 있으며, Mcglumphy<sup>12)</sup> 등도 티타늄 IMF와 플라스틱 IME의 기능을 광탄성 실험한 결과 그 차이를 인정하지 않았다.

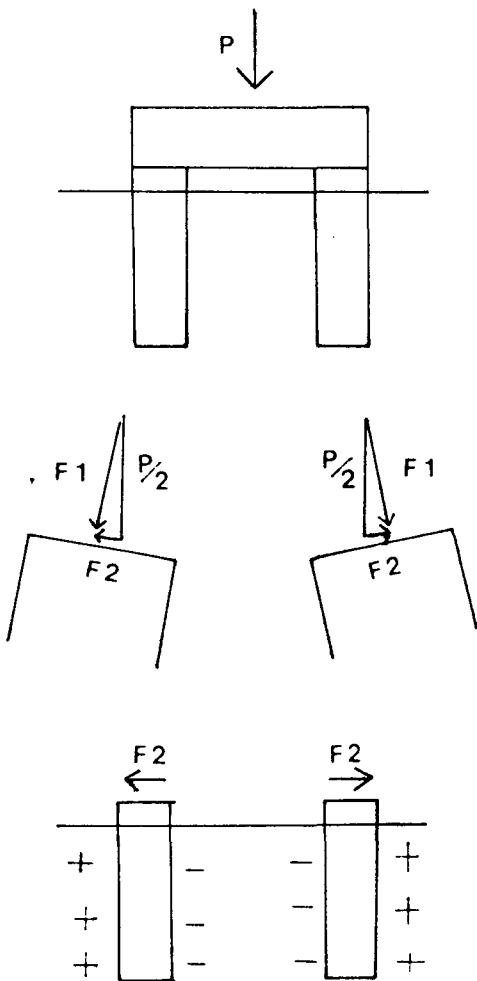


Fig 17. Forces and bending moments of bridge and implant when vertical load was applied.

저작시 구강내에는 주로 수직압이 발생하지만 하악의 운동과 치아교두의 경사 때문에 측방압도 발생하게 된다<sup>6)</sup>. 그래서 임플란트를 식립한 뒤 기능시의 수직압과 측방압 두개의 영향을 따로 비교해 보기 위하여 각 5종의 모델에 수직압, 측방압 2회씩의 실험을 행하였다.

본 실험 결과 동종의 임플란트 2개를 식립하여 3분 고정가공의치로 연결하여 중앙부에 수직하중을 가한 경우 양 임플란트 사이의 내측부위보다 외측부위의 힘의 분산이 더 크게 나타났다. 그 이유는 고정 가공의치의 재료가 일정 이상의 하중을 받는 경우 급속의 휘어짐을 나타내게 되는데 이 휘어짐으로 인해 탄성을 가진 골조직의 특성으로 임플란트는 경부에 비해 근단부가 외측으로 밀리는 듯한 결과가 된다. 이렇게 약간 기울어진 임플란트에 대해 수직하중은 Fig 17과 같이 F1, F2 두개의 벡터로 분산이 이루어지게 되어 F1은 임플란트의 전체면에 대해 압축으로 작용하며, F2는 임플란트의 내측으로는 인장, 외측으로는 압축을 나타내게 되어 외측으로의 힘의 분산이 커지게 되기 때문이다.

수직하중을 가한 경우의 전체적인 응력분포양상을 살펴보면 나선형 임플란트인 모델 1 Brånemark 임플란트, 모델 3 ITI Type HS 임플란트, 모델 4 ITI Type S 임플란트에서 원통형 임플란트인 모델 2 IMZ 임플란트와 모델 5 ITI Type HC 임플란트에 비해 비교적 고른 응력분산을 보여 주었다(Fig 18, Fig 19). 이는 치근형 임플란트 중에서도 나선형 임플란트가 원통형 임플란트에 비해 응력분산에 유리하다는 Brånemark<sup>52)</sup> 등의 주장과 일치한다. 모델 1에

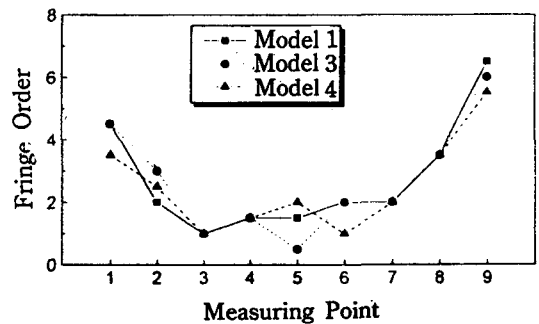


Fig 18. Stress distribution around screw type implant when vertical load was applied

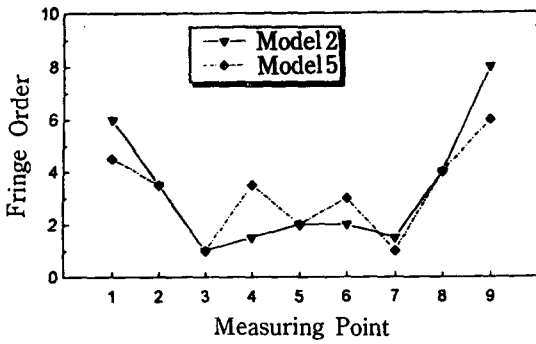


Fig 19. Stress distribution around cylinder type implant when vertical load was applied

서는 중앙부와 근단부에서는 가장 높은 응력분포를 나타내었으나 경부의 countersink가 존재하는 부위에서는 모델 3과 모델 4에 비하여 약간 더 큰 응력 집중이 일어났다. 이는 보철물장착 첫해에 나타나는 변연부의 골흡수와 연관이 있을 것으로 사료된다. 중앙부의 응력분포에 있어서는 원통형 임플란트의 모델 2와 모델 5에서 조금 더 큰 무늬차수를 나타내었는데, 이는 나사형 임플란트에 비해 원통형 임플란트의 측면에 응력집중이 적었다는 French<sup>21)</sup>의 보고와는 다소 상이하게 나타났다. 근단부에 있어서는 모델 5의 모서리 부위에 다소 높은 무늬차수가 발생하였는데 이는 같은 hollow 형태인 모델 3에 비해 크므로 모델 3의 나사산의 존재가 근단부로의 응력 집중을 적게 하지 않았나 사료되며, 측정점 5부위의 낮은 무늬차수는 hollow 내부에 존재하는 골조직쪽으로 약간의 응력분산이 일어났기 때문인 것으로 사료된다.

90°의 측방하중을 가한 경우의 전반적인 경향은 수직하중시와 유사하나, 하중을 가하는 쪽을 원심이라 가정할 경우, 하중점과 가까운 임플란트의 원심축을 인장, 내측의 근심축은 압축을 받게 되므로 양 임플란트의 원심축보다 근심축으로의 힘의 이동이 더 크게 나타났다. 5개의 모델에 있어서 전반적인 응력분포의 양상은 비슷했으나, 근원심 응력의 차이가 가장 작게 생기고 고르게 응력분산이 일어난 것은 모델 1이었으며, 모델 3, 4와 5의 3종은 거의 비슷한 응력분포양상을 보였다. 모델 2에서는 근원심 무늬차수의 차이가 가장 크게 나타났으며 근단부로의 응력분산이 거의 일어나지 않고 경부와 중앙부에만 응력이 분산되어 다소 불리한 형태인 것으로 나타

났다. 측방하중시에도 수직하중시와 마찬가지로 나사형 임플란트가 원통형 임플란트보다 높은 응력분포와 낮은 무늬차수를 보여 응력분산에 더 유리한 것으로 나타났으며, 원통형 임플란트에서의 경부의 응력집중이 더 크게 나타났다(Fig 20, Fig 21).

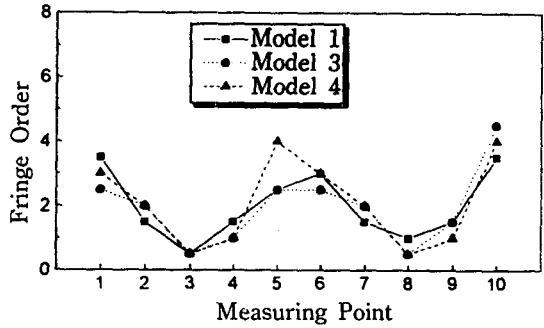


Fig 20. Stress distribution around screw type implant when lateral force was applied

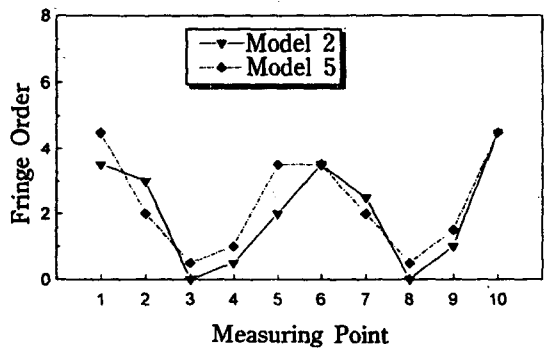


Fig 21. Stress distribution around cylinder type implant when lateral force was applied

나사형 임플란트와 원통형 임플란트를 비교해보면 나사형인 경우 전체적으로 더 높은 응력분포를 나타내었으며 원통형의 경우에는 임플란트의 경부와 중앙부에 응력집중이 조금 더 크게 일어났다. 특히 중앙부의 무늬차수는 나사형에 비해 1차 이상씩 나타났는데, 이는 원통형 임플란트의 경우 나사형 임플란트와 달리 측면에 응력집중이 적었다는 French 등의 보고와는 다소 상이하지만, French<sup>21)</sup>의 경우는 응력을 받을 때의 전체주위골의 양상이 아니고 임플란트-골의 근접면에서 관찰했을 때의 나사사이의 응력집중을 보고한 것이다. 그 역시 나사형

임플란트에서 경부의 응력집중이 적었다고 하였는데, 이는 나사가 응력을 분산시켰기 때문이며 후에 변연부의 골흡수가 적을 것으로 사료된다고 언급하였다. 측방력을 가한 경우 역시 원통형 임플란트에서 경부와 중앙부의 응력집중이 더 크게 나타났으며 근단부로 갈수록 무늬차수가 급격히 줄어 응력분산이 효과적으로 이루어지지 않은 양상을 보였다. 그러므로 나사형태 임플란트는 수직압을 나사의 경사면을 따라 주위골에 압축으로 전달할 수 있으므로 응력 분산에 유리하다는 Brånemark 등의 주장과 같이 나사형 임플란트가 원통형 임플란트보다 효과적으로 응력을 분산시키는 형태라고 사료된다. 그리고 Kinni<sup>20)</sup> 등은 나사형인 경우에도 부분적으로 나사선이 형성된 임플란트보다 전체에 걸쳐 나사선이 존재하는 임플란트에서의 응력분산이 더 유리하다는 보고를 하였는데, 본 연구에서 사용된 모델 1과 모델 4는 모두 전체적으로 나사선이 존재하는 형태로서 나사의 간격과 각도가 다르나 응력분포 양상에는 큰 차이가 없었다.

ITI 임플란트의 hollow system은 하부가 개방되어 임플란트 내부에 골조직이 들어갈 수 있는 구조로써 임플란트의 고정면적을 넓히고 임플란트 식립부위의 골형성시 골소실을 최소화시키며, 임플란트 자체의 체적을 최소화시키고, 임플란트 내외골의 개방된 구조를 통한 생물학적 결합을 장점으로 주장하고 있으나<sup>7)</sup>, 본 실험 결과에서 보면 나사와 hollow가 모두 있는 모델 3의 경우, 나사만 있는 모델 4와 비교해 볼 때 경부 및 중앙부의 응력분포양상에 있어서는 거의 차이가 없었으며, 근단부에서만 응력이 약간 내측으로 밀려들어 간 듯한 형태를 나타내었다. 또한 원통형에 hollow구조를 가진 모델 5의 경우 근단부의 모서리부위에 응력집중이 보였으며 전체적으로 불규칙한 응력분포를 보여주었다. 그러므로 hollow system이 그 형태만으로 응력분산에 유리하다고 말할 수는 없을 것으로 생각되고 좀더 깊은 장기간의 연구가 필요할 것으로 사료된다.

## V. 요 약

저자는 시판되는 3가지 종류의 임플란트 시스템에서 다른 형태의 구조를 가진 임플란트 5종을 선택하여 그 형태의 차이가 주위 골조직으로의 응력

분산에 어떤 영향을 미치는지 알아보기 위하여 동종의 임플란트 2개를 고정성 가공의치로 연결하여 수직 및 측방하중을 가하여 2차원 광탄성 실험을 통해 비교 분석한 바 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 수직 및 측방하중시 나사형 임플란트가 원통형 임플란트에 비하여 전체적인 응력분산이 고르게 나타났다.
2. 수직하중시 원통형 임플란트의 경부 및 중앙부의 응력이 나사형 임플란트 보다 조금더 크게 나타났다.
3. 같은 나사형인 모델 1과 모델 4를 비교한 결과, 수직하중시 중앙부와 근단부에서는 거의 유사한 응력분포양상을 보여주었으나 경부의 응력집중은 모델 1에서 조금 더 크게 나타났으며, 측방하중시에는 모델 1에서 더 고른 응력분포를 나타내었다.
4. 측방하중시 원통형 임플란트가 나사형 임플란트 보다 경부 및 중앙부의 응력이 조금 더 크게 나타났다.
5. 측방하중시 가장 고른 응력분산을 나타낸것은 모델 1이었으며 모델2의 경우 근단부로의 응력 분산이 거의 이루어지지 않았다.
6. Hollow형태를 가진 임플란트는 응력의 크기와 응력의 분산에 있어 hollow가 없는 형태와 거의 차이가 없었다. 또한 나사선이 없는 hollow형태인 모델 5의 경우 수직하중시 근단부 모서리의 응력집중이 크게 나타났다.

## 참고문헌

1. Lew, I. : Progress in implant dentistry-An evolution, J. Am. Dent. Assoc., 59 : 478-492, 1959.
2. Adell, R., Lekholm, U., Rocker, B. and Brånemark, P. I. : A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw, Int. J. Oral Surg., 10 : 387-416, 1981.
3. Jemt, T., Lekholm, U. and Adell, R. : Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients : A preliminary study on 876 consecutively placed fixtures : Int J. Oral maxillofac. Implants, 4 : 211-217, 1988.
4. Albreksson, T., Zarb, G., Worthington, P. and

- Eriksson, A. R. : The long-term efficiency of currently used dental implants : A review and proposed criteria of Success, *Int. J. Oral and Maxillofac. Implants*, 1 : 01–25, 1986.
5. Zarb, G. A. and Schmitt, A. : The longitudinal clinical effectiveness of osseoin-tegrated dental implants : The Toronto study. Part 1 : Surgical results, *J. Prosthet. Dent.*, 63 : 451–457, 1990.
  6. Rangert, B., Jemt, T. and Jorneus, L. : Forces and moments on Brånemark implant, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 4 : 241–247, 1989.
  7. Richter, E. J. : Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry, *J. Prosthet. Dent.*, 61 : 602–609, 1989.
  8. Takahashi, N., Kitagami, T. and Komori, T. : Analysis of stress on a fixed partial denture with a blade-vent implant abutment, *J. Prosthet. Dent.*, 40 : 186–191, 1978.
  9. Brunski, J. B. and Hipp, J. A. : In vivo forces on endosteal implants : A measurement system and biomechanical considerations, *J. Prosthet. Dent.*, 51 : 82–89, 1984.
  10. Rangert, B., Gunne, J. and Sullivan, D. Y. : Mechanical aspects of a Brånemark implant connected to a natural tooth : An in vitro study, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 16 : 177–18, 1991.
  11. Rossen, I. P., Braak, L. H., Putter, C. and Groot, K. : Stress-absorbing elements in dental implants, *J. Prosthet. Dent.*, 64 : 198–205, 1990.
  12. McGlumphy, E. A., Campagni, W. V. and Peterson, L. J. : A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element, *J. Prosthet. Dent.*, 62 : 586–593, 1989.
  13. Sullivan, D. Y. : Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1 : 39–45, 1989.
  14. Kallus, K., Henry, P., Jemt, T. and Jorneus, L. : Clinical evaluation of angulated abutments for the Brånemark system : a pilot study. *Int. Oral. Maxillofac. Implants*, 5 : 39–45, 1990.
  15. Brunski, J. B. : Biomaterials and Biomechanics in dental implant design, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 3 : 85–97, 1988.
  16. Meijer, H. J., Kuiper, J. H., Starmans, J. M. and Bosman, F. : Stress distribution around dental implants : Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible, *J. Prosthet. Dent.*, 68 : 96–102, 1992.
  17. Sutter, F., Schroeder, A. and Buser, D. : The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants : Part 1. Engineering and design, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 3 : 161–172, 1988.
  18. Cook, S. D., Weinstein, A. M. and Klawitter, J. J. : A three dimensional finite element analysis of porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implants, *J. Dent. Res.*, 61 : 25–29, 1982.
  19. Linkow, L. I., Rinaldi, A. W., Weiss, W. and Smith, G. H. : Factors influencing long-term implant success, *J. Prosthet. Dent.*, 63 : 64–73, 1990.
  20. Kinni, M. E., Hokama, S. N. and Caputo, A. : Force transfer by osseointegration implant device, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 2 : 11–14, 1987.
  21. French, A. A., Bowlers, C. Q., Porham, P. L., Eick, J. D., Killoy, W. J. and Cobb, C. M. : Comparison of peri-implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants, *Int. J. Periodont. Restorat. Dent.*, 9 : 221–230, 1989.
  22. Skalak, R. : Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses, *J. Prosthet. Dent.*, 49 : 843–848, 1983.
  23. Rieger, M. R., Adams, W. K., Kinzel, G. L. and Brose, M. O. : Alternative materials for three endosseous implants, *J. Prosthet. Dent.*, 61 : 717–722, 1989.
  24. Rieger, M. R., Adams, W. K. and Kinzel, G. L. : A finite element survey of eleven endos-

- seous implants, *J. Prosthet. Dent.*, 63 : 457–465, 1990.
25. Rieger, M. R., Fareed, K., Adams, W. K. and Tanquist, R. A. : Bone stress analysis for three endosseous implants, *J. Prosthet. Dent.*, 61 : 223–228, 1989.
  26. Rieger, M. R., Mayberry, M. and Brose, M. O. : Finite element analysis of six endosseous implants, *J. Prosthet. Dent.*, 63 : 671–676, 1990.
  27. Borchers, L. and Reichart, P. : Three-dimensional stress distribution around a dental implant at a different stages of interface development, *J. Dent. Res.* 62 : 155–159, 1983.
  28. Erisson, I., Brånemark, P. I., Lindhe, J., Glantz, P. O. and Nyman, S. : A clinical evaluation of fixed bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants, *J. Clin. Periodont.*, 13 : 307–312, 1986.
  29. Brånemark, P. I. : Osseointegration and its experimental background, *J. Prosthet. Dent.*, 50 : 399–410, 1983.
  30. Zak, B. : Photoelastic analyse in der orthodontischen mechanik, *Oestree. Z. Stomatolo.*, 33 : 22–37, 1935.
  31. El-Ebrashi, M. K., Craig, R. G. and Peyton, F. A. : Experimental stress analysis of dental restorations, *J. Prosthet. Dent.*, 23 : 177–186, 1970.
  32. Tillitson, E. W., Craig, R. G., Farah, J. W. and Peyton, F. A. : Experimental stress analysis of dental restorations, *J. Prosthet. Dent.*, 24 : 174–180, 1970.
  33. Standlee, J. P. and Caputo, A. A. : Load transfer by fixed partial dentures with three abutment, *Quintessence Int.*, 19 : 403–410, 1988.
  34. Chou, T. M., Caputo, A. A., Moore, D. J., and Xiao, B. : Photoelastic analysis and comparison of force-transmission characteristics of intracoronar attachments with clasp distal-extension removable partial dentures, *J. Prosthet. Dent.*, 62 : 313–319, 1989.
  35. Loney, R. W., Kotoxiez, W. E., and McDowell, G. C. : Three-dimensional photoelastic analysis of the ferrule effect in cast post and cores, *J. Prosthet. Dent.*, 63 : 506–512, 1990.
  36. Landry, K. E., Johnson, P. F., Parks, V. J. and Pelleu, G. B. : A Photoelastic study to determine the location of the nonrigid connector in a five-unit intermediate abutment prosthesis, *J. Prosthet. Dent.*, 57 : 292–302, 1967.
  37. Craig, R. G., El-Ebrashi, M. K. and Peyton, F. A. : Experimental stress analysis of dental restorations, *J. Prosthet. Dent.*, 17 : 292–302, 1967.
  38. Nally, J. N., Farah, J. W. and Craig, R. G. : Experimental stress analysis of dental restorations, *J. Prosthet. Dent.*, 25 : 307–315, 1971.
  39. Lopuck, S. and Caputo, A. : Photoelastic comparison of posterior denture occlusion, *J. Prosthet. Dent.*, 17 : 277–291, 1967.
  40. Craig, R. G., Farah, J. W. and El-Tahawi, H. M. : Three-dimensional photoelastic stress analysis of maxillary complete dentures, *J. Prosthet. Dent.*, 31 : 122–129, 1974.
  41. Linkow, L. I. : Endosseous base-vent implant : A two year report, *J. Prosthet. Dent.*, 23 : 448, 1970.
  42. Lill, W., Marejka, M., Rambousek, K. and Watzek, G. : The ability of currently available stress-breaking elements for osseointegrated implants to imitate natural tooth mobility, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 3 : 281–286, 1988.
  43. Hernandez, C. I., and Bodine, R. L. : Mastication strength with implant dentures as compared with soft-tissue borne dentures, *J. Prosthet. Dent.*, 22 : 479–486, 1969.
  44. Jones, S. D., Caputo, A. A., Benson, D. and Borggrebe, E. : Load transfer characteristics of mandibular subperiosteal implants, *J. Prosthet. Dent.*, 42 : 211–216, 1979.
  45. Hobo, S., Ichida, E. and Garcia, L. T. : Osseointegration and occlusal rehabilitation, Quintessence Publishing Co., Tokyo, 1989, pp.278–280.

46. Smith, D. E. : A Review of endosseous implants for partially edentulous patients, *Int. J. Prosthet. Dent.*, 3 : 12-16, 1990.
47. Morrey, L. W and Nelson, T. J. : Dental science handbook, U. S. Dept. H. E. W. Pub., 972, pp.142-143, in Brunski, J. B. and Hippo, J. A. : In vivo forces on endosteal implants : A measurement system and biomechanical consideration, *J. Prosthet. Dent.*, 51 : 82-89, 1984.
48. Craig, R. G. : Restorative dental materials., 6th ed., CV Mosby Co., St. Louis, 1980, pp.60-61, in Brunski, J. B. : Biomaterials and biomechanics in dental implant design, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 3 : 85-97, 1988.
49. 이선형 : 가공의치 교합력에 관한 연구, *최신의학*, 13 : 105-118, 1970.
50. Haraldson, T. and Carlsson, G. E. : Bite force and oral function in patient with osseointegrated dental implants, *Scan. J. Dent. Res.* 85 : 200-208, 1977.
51. Dally, J. W. and Riley, W. F. : Experimental stress analysis, McGraw-Hill Co., New York, 1978, pp.408-412.
52. Brånemark, P. I., Zarb, G. A. and Albreksson, T. : Tissue-Integrated Prosthesis, Quintessence publishing. Co., Chicago, 1985, pp.117-128.



## Abstract

# A PHOTOELASTIC ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTIONS AROUND FIVE DIFFERENT TYPES OF ENDOSSEOUS IMPLANTS ACCORDING TO THEIR STRUCTURES

Jeong-Nam Lee., Sung-Am Cho

*Department of Dentistry Graduate School, Kyungpook National University Taegu, Korea*

This study was performed for the purpose of evaluating the stress distributions around five different types of implants according to their structures. The stress distribution around the surrounding bone was analysed by two-dimensional photoelastic method. Five epoxy resin models were made, and vertical and lateral forces were applied to the models. A circular polariscope was used to record the isochromatic fringes. The results of this study were summarized as follows :

1. Threaded type implants showed more even stress distribution patterns than cylindrical type implants when vertical and lateral forces were applied.
2. The stress concentrated patterns were observed at the neck portion and middle portion of the cylindrical type implants comparing with threaded type implants when vertical force was applied.
3. Model 1 and model 4 which are threaded type implants showed similar stress distribution patterns at the middle and apical portions and more stress was concentrated at the neck portion of model 1 comparing with model 4 when vertical force was applied. The stresses around model 1 were more evenly distributed when lateral force was applied.
4. More stress was concentrated at the neck and middle portion of cylindrical type implants than threaded type implants when lateral force was applied.
5. Model 1 showed the most even stress distribution patterns when lateral force was applied and stress distribution did not occur at the apical portion of model 2 when lateral force was applied.
6. There were almost no differences in stress concentrated patterns with or without having hollow design. And the stress concentrated patterns were observed at the corner of apex in model 5 which has hollow design when vertical force was applied.