

고정성 가공의치를 지지하는 임플란트의 길이에 따른 임플란트 주위 골조직에서의 응력분산에 관한 광탄성 연구

경북대학교 치과대학 보철학교실
배형수 · 조성암

I. 서 론

골유착(Osseointegration)이란 브로네마크 등¹⁾이 광학현미경상에서 살아있는 임플란트의 직접적 접촉이라고 한 바 있다. 그 후 이 개념은 골이 기능적 부하를 받는 상태에서 합성골이식체의 임상적으로 어떤 증상이 없는 고정이라는 정의²⁾로 변화되고 있는 상태이지만, 이러한 골유착현상을 이용하여 전부 무치악, 부분 무치악 및 단일치아 결손부 등 여러 증례에서 임플란트가 성공적으로 사용되고 있다. 그러나, 편측 혹은 양측 유리단 결손 증례의 경우에는, 상악동이나 하치조신경등의 해부학적인 장애 요소로 인해 기존의 임플란트를 사용하기 어려운 부위가 많아 더 짧은 길이의 임플란트의 사용이 불가피할 경우가 발생한다. 그러나, 임플란트의 길이에 대한 명확한 사용기준이나 원칙은 제시된 바 없고, 다만 Bolender³⁾가 구치부 부분 무치악 증례에서 수직골길이가 7mm 이상이고 골폭이 6mm 이상이며 골질이 좋다면 골유착성 임플란트의 적응증이 될 수 있다고 하였고, Keller 등⁴⁾은 7mm 이하인 경우에도 심하게 흡수된 치조제를 가진 환자에 특수제작한 3-4mm길이의 임플란트를 사용하여 Bar Splint의 지지체로 이용한 증례를 보고한 바 있다.

진술한 바와 같은 해부학적인 장애를 극복하기 위한 짧은 임플란트의 응용가능성에 대해 연구된 바는 드물어서, 7mm이하의 초단 임플란트를 사용한 고정성 가공의치의 임플란트 주위 골조직에서의 응력 분산 양상에 대해 보고된 바는 적은 실정이다.

이에 저자는 고정성 가공의치를 지지하기 위하여 7mm, 5mm의 초단 임플란트를 제작하여 기존의 10

mm와 함께 세가지 길이의 임플란트의 여섯가지 조합을 만들고 그 위에 고정성 가공의치를 제작한 6가지 실험모형을 만들어 초단 임플란트를 식립하였을 경우의 생역학적 고려사항을 파악해 보고자 2차원 광탄성 응력 분석법을 이용하여 각 임플란트의 주위 골에서의 응력 분산 현상을 상호 비교 평가하였다.

II. 재료 및 방법

12개의 브로네마크 임플란트 fixture dummy(PRO 920, 10mm, Nobelpharma Inc., Sweden)를 이용하여, 4개는 기저부 3mm를 절삭하여 길이 7mm의 임플란트를 만들고 그 기저부 형태를 재현하였으며, 4개는 기저부 5mm를 절삭하여 길이 5mm의 임플란트를 만들고 동일방법으로 재현하였다. 하악 우측 대구치와 제2소구치가 결손되었다고 가정하여 파라핀 왁스상에 14mm의 간격을 둔 두개의 임플란트를 지지체로 하고 근심쪽에 같거나 더 긴 길이의 임플란트를 식립한 10mm 10mm, 7mm 10mm, 5mm 10mm, 7mm 7mm, 5mm 7mm 및 5mm 5mm의 6개의 조합을 만든 후 치실과 Duralay Resin을 이용하여 임플란트상부의 양쪽 Gold Cylinder를 연결하고 납형제작을 완료한 후 은-팔라듐 합금 가공의치를 제작하였다.

임플란트매식체, Abutment 및 Abutment screw를 5cm×5cm×6mm의 파라핀 왁스 block에 동일한 간격(14mm)으로 식립하였으며 식립깊이는 hexagon하방까지로 하였다. 납형을 복성한 후 공업용 Silicone(KE-12, Shin-Etsu Chemical Co., Japan)을 사용하여 음형을 제작하고, 치밀골과 유사한 탄성

계수(Young's : 420,000psi)를 가진 상온경화 에폭시 레진인 PL-1(Photoelastic Division, Measurement Group Inc., USA)의 레진과 경화제를 중량비 100 : 18로 혼합하여 유리봉으로 기포가 생기지 않도록 서서히 저어 52℃에서 음형에 조심스럽게 부어 6개의 실험모형을 만들었다(Fig. 1).

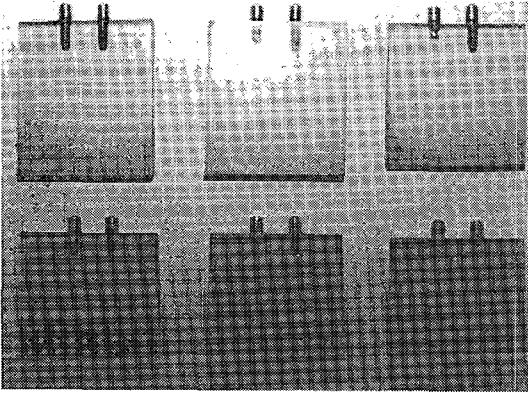


Fig. 1. Six models for experimentation

24시간 경과한 후 주조된 가공의치를 Gold screw로 임플란트 지지대에 고정하여 가공의치 중앙부에 수직 방향으로 64kg의 정하중을 가하고 Circular Polariscop(PA 300, Ricken Keiki Fine Instrument Co. Ltd., Japan)를 이용하여 등색선을 육안으로 관찰하고 확대사진촬영을 하여 응력을 해석하였다.

본 실험의 비교평가를 위해 임플란트 매식체의 부위별 명칭은 편의상 상부 1/3을 경부, 중앙 1/3은 측면부, 하부 1/3은 기저부로 나누었으며, 하악 우측 대구치와 제2소구치가 결손되었다고 가정하여 우측을 근심측, 좌측을 원심측으로 하였고 두 임플란트의 주위에 원심임플란트 경부원심측의 골과의 접촉면을 1로 하여 Fig. 2와 같이 일련번호를 부여하고, 각 실험모형별로 부위별 무늬차수를 관찰하고 그 부위 무늬차수의 최고치를 취해 도식화 하였다.

음형에 에폭시레진을 부을 때는 Haraldson⁵⁾이 지적한 바와 같이 경화수축으로 인해 금속 주위에 내부응력이 발생한다. 이 내부응력은 경화속도를 늦추어서 감소시킬 수는 있으나, 완전히 제거할 수는 없어서 정량적 분석은 어려우므로 본 연구에서는 정성적 성적만 제시하였고, 하중시의 무늬차수에서 잔류응력을 뺀 무늬차수를 최종무늬차수로 하였다.

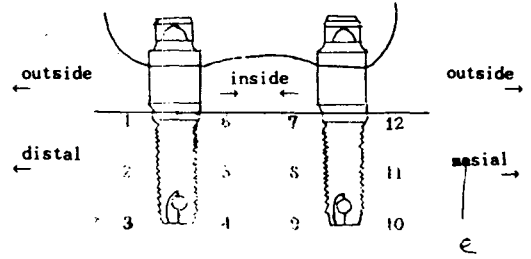


Fig. 2. Measuring point of fringe order number

III. 연구성적

1. 실험모형 I (10mm, 10mm 임플란트)

대체로 좌우 대칭의 응력 분포를 보였는데, 기저부와 경부 외측에서 2.7~2.8차 정도의 비슷한 크기의 최대응력을 보여주었다(Fig. 3).

2. 실험모형 II (7mm, 10mm 임플란트)

원심임플란트 경부원심측과 기저부 원심측에서 3.5차의 최대 무늬차수를 보여주고 있으며, 근심임플란트 원심측은 전반적으로 실험모형 I의 경우보다 무늬차수가 조금 증가된 양상을 보이고 있으며, 근심임플란트 측면부에서 최소 응력을 보여주고 있다(Fig. 4).

3. 실험모형 III (5mm, 10mm 임플란트)

원심임플란트 경부원심측에는 응력이 집중되어 5.5의 최대무늬차수를 보여주고 있고, 근심원플란트에서는 실험모형 I의 경우보다 원심측과 기저부의 응력이 조금 증가된 상태를 보여주고 있다(Fig. 5).

4. 실험모형 IV (7mm, 7mm 임플란트)

좌우 대칭의 응력분포를 보이고 있으며, 경부의 측에서 4차의 최대 무늬차수를 보여 실험모형 I과 비교해서 전반적으로 응력이 증가되어 있음을 보여주고 있다(Fig. 6).

5. 실험모형 V (5mm, 7mm 임플란트)

원심임플란트 경부 원심측에서 5차의 최대 무늬차수를 보여주고 있으며 기저부로 갈수록 응력이 조금씩 감소하나 여전히 큰 응력이 분포되고 있다. 근심임플란트는 실험모형 IV와 비교해서 원심측면부에서 약간 큰 응력을 보여 주고 있다(Fig. 7).

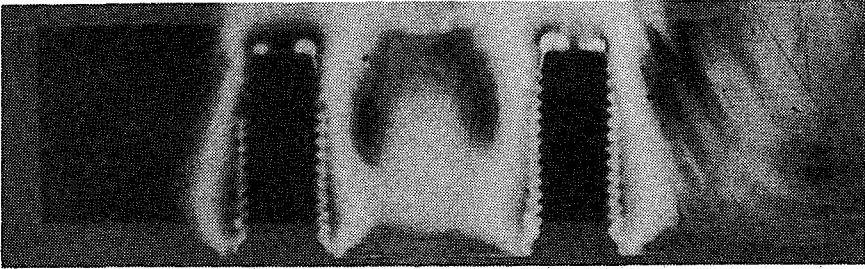


Fig. 3-1. Residual stress of model I

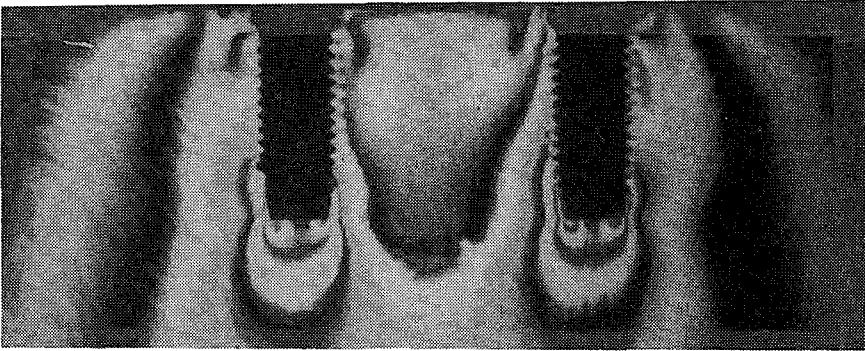


Fig. 3-2. Fringe pattern of model I under load

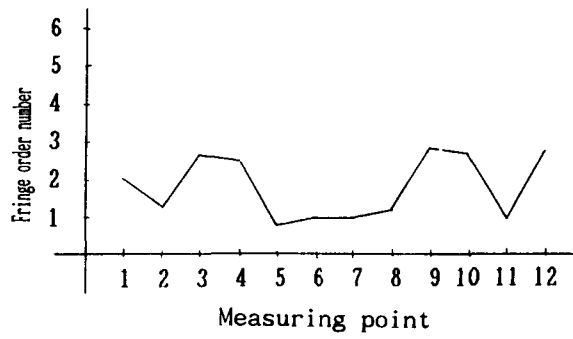


Fig. 3-3. Fringe order number of model I

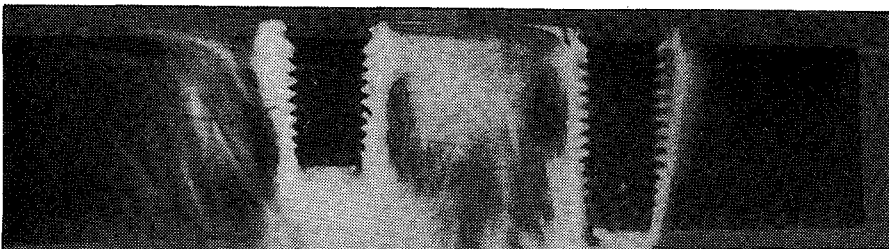


Fig. 4-1. Residual stress of model III

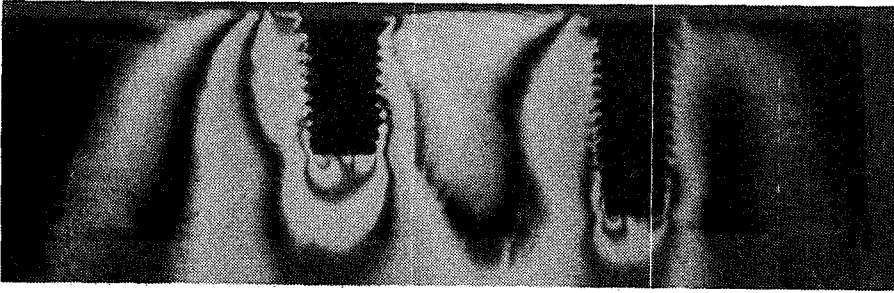


Fig. 4-2. Fringe pattern of model II under load

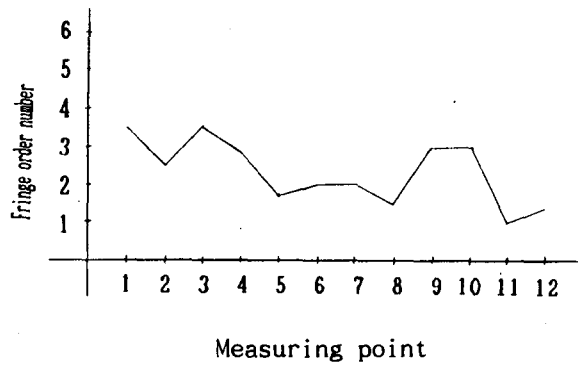


Fig. 4-3. Fringe order number of model II

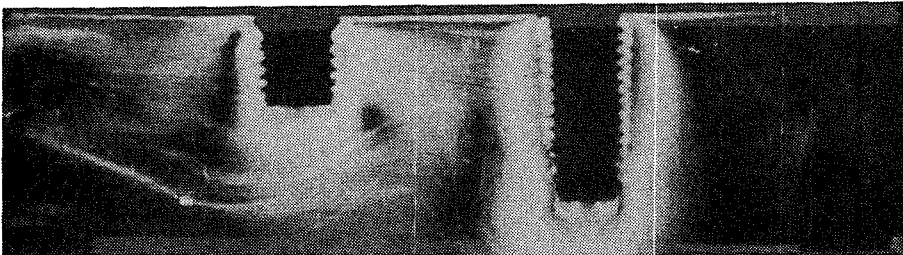


Fig. 5-1. Residual stress of model III

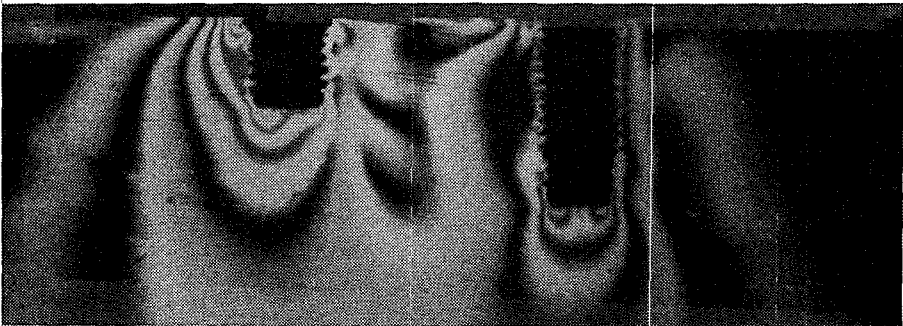


Fig. 5-2. Fringe pattern of model III under load

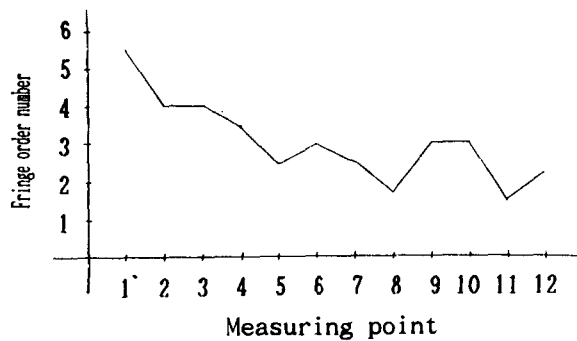


Fig. 5-3. Fringe order number of model III

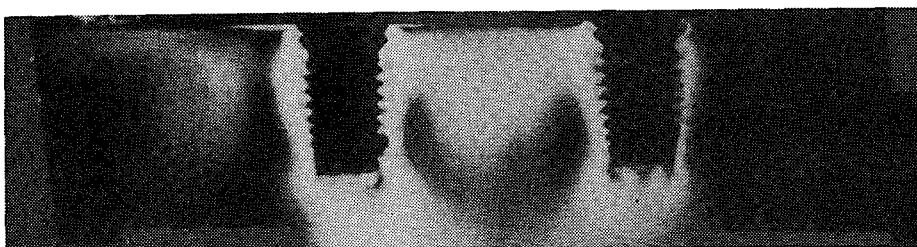


Fig. 6-1. Residual stress of model IV

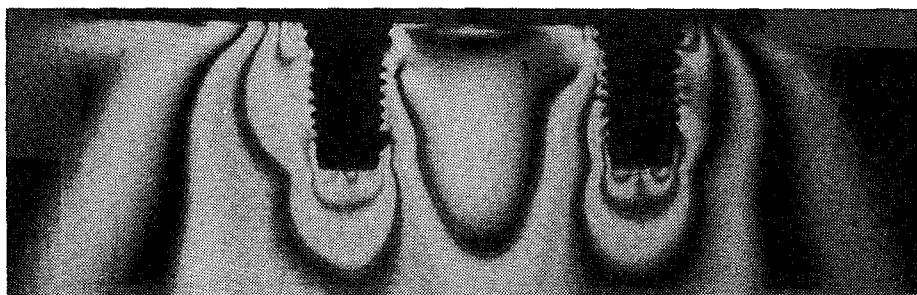


Fig. 6-2. Fringe pattern of model IV under load

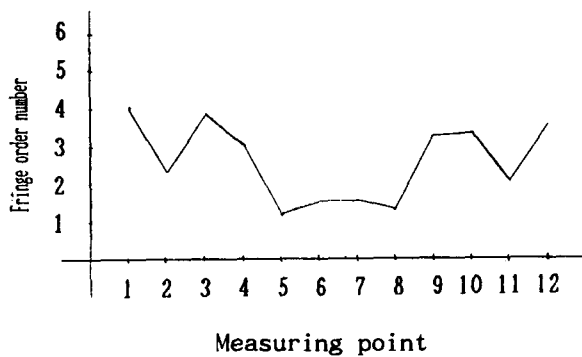


Fig. 6-3. Fringe order number of model IV

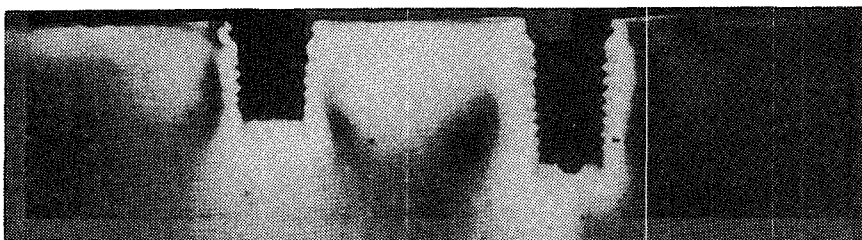


Fig. 7-1. Residual stress of model V

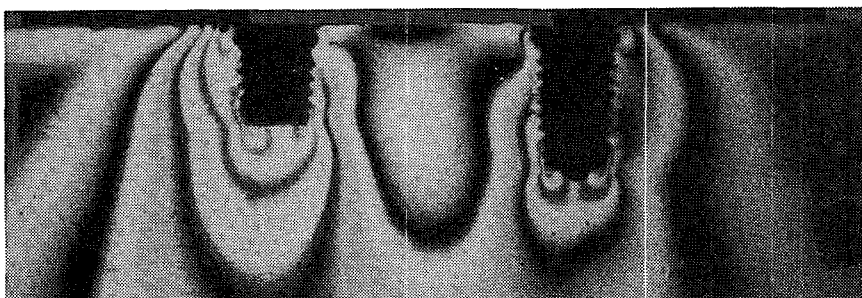


Fig. 7-2. Fringe pattern of model V under load

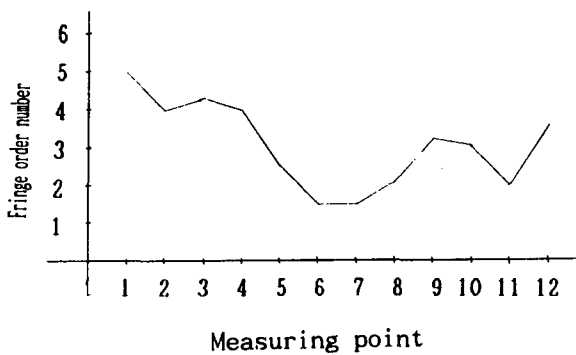


Fig. 7-3. Fringe order number of model V

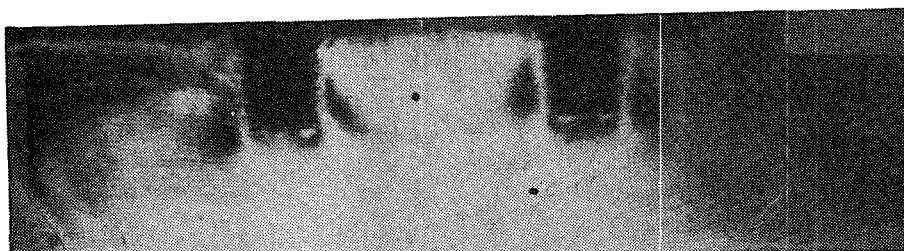


Fig. 8-1. Residual stress of model VI

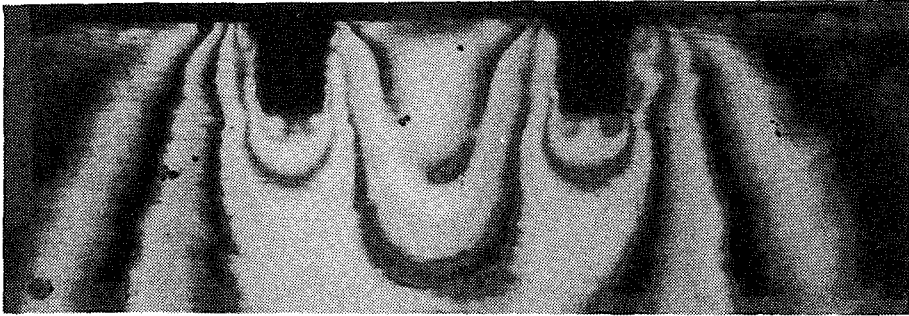


Fig. 8-2. Fringe pattern of model VI under load

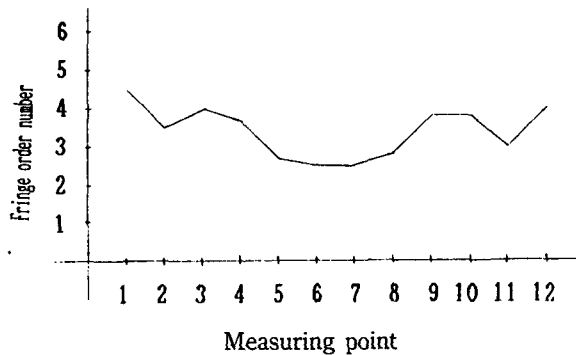


Fig. 8-3. Fringe order number of model VI

6. 실험모형 VI (5mm, 5mm 임플란트)

좌우 대칭의 응력분포를 보여주고, 경부외측에서 4.5의 최대 무늬차수를 보여, 실험모형 I, IV와 비교해서 전반적으로 큰 응력의 증가를 보여주고 있다 (Fig. 8).

IV. 고 찰

골유착 임플란트는 연조직의 개재없이 악골에 직접 결합되어 있어서 그 결합의 진행성 변화나 붕괴없이 응력을 전달할 수 있고 특히 나선형 골유착 임플란트는 어떤 방향의 하중에 대해서도 골의 최대강도를 허용하지만, 기본적으로 악골의 하중지지 능력 한계 내에서 기능을 하도록 설계하여야 한다.^{6,7)} 장기간에 걸쳐서 생리적 한계를 초과하는 과도한 응력이 발생할 경우에는 골흡수를 야기하고, 임플란트 실패의 한 원인이 되므로⁸⁾, 이 응력이 집중되는 부분을 분석해 보고 그 해결책을 제시하는 것은 의미가 깊을

것으로 생각된다. 본 연구에서 설정한 구치부 부분 무치악의 경우에는 상악동과 하치조신경등의 해부학적 장애요소로 인해 임플란트를 충분한 깊이로 식립하기 어려워 골이식과 Alloplastic Augmentation등을 시술하기도 하고 심지어 Nerve transpositioning의 외과적 술식을 통해 해부학적 장애를 극복하려는 노력이 시도되고 있는 상황이다⁹⁾. 그러므로 초단 임플란트의 개발은 이러한 해부학적 장애를 극복하는 하나의 대안이 될수 있을 것이며, 초단 임플란트의 사용 가능성의 제시를 위해서는 충분한 골결합력과 함께 적절한 응력분산이 중요하다고 사료되어 여러가지 길이의 임플란트를 이용하여 광탄성 응력 분석실험을 행하고, 응력 분산현상을 상호 비교 검토해 보았다.

생체의 응력분석 연구 방법으로는 유한 요소법, Brittle coating method, Holography법, strain-gauge법 및 광탄성 응력 분석법이 있으며 치의학 분야의 연구에서는 유한요소법¹⁰⁻¹³⁾과 광탄성법이

많이 이용되고 있다. 광탄성 응력분석법은 1816년 영국의 David Bréwster가 유리에 응력이 발생하도록 해서, 여기에 편광(Polarized light)을 보내면 주름 무늬가 생기는 광탄성 효과를 처음 발견하여 교량 구조물 등의 응력측정이 되리라는 제안¹⁴⁾을 한 이후, 치의학 분야에서는 1935년 Zak¹⁵⁾가 이 방법을 이용하여 치조골 내에서의 교정력 영향에 관하여 최초로 연구하였으며, 그 이후로 보철학¹⁶⁻¹⁸⁾, 보존학¹⁹⁾, 교정학 등의 분야에서 광범위하게 응용되고 있다. 광탄성 응력분석법은 피실험체의 한점 한점의 측정 값을 얻는 다른 응력분석법과는 달리 구조물에 대한 전체의 응력분포를 가시적으로 관찰할 수 있는 장점이 있으므로 본실험의 방법으로 채택하였다²⁰⁾. 섬유성유착 임플란트 실험의 경우는 결체조직을 모방하는 탄성막이 필요하나, 본실험에서는 골유착성 임플란트의 조직학적 특성을 재현하기 위하여 임플란트와 에폭시레진 사이에 개재층없이 직접적인 연결을 시도하였다. 광탄성 모형에 가하는 하중이 클수록 발생하는 응력도 커지지만 응력의 분포는 하중의 양에 관계없이 일정하므로, 교합력과 동일한 힘을 가했을 때 무늬차수가 판독에 적당하지 않을 경우 하중을 증가시켜 모형의 응력분포를 보아도 응력의 정성분석에는 아무런 차이가 없을 것으로 사료되어, 본실험에서는 임플란트 가공의치의 평균 교합력²¹⁾인 성인의 경우 구치부 390-880N, 소구치부 453N인 수치보다 높은 64kg의 하중을 가하였다. 임플란트 가공의치가 기능을 할 때는, 하악골의 측방운동이나 교두경사로 인해 수평력으로 발생하지만 주로 수직력이 가해지므로, 본실험에서는 가공의치 중앙부에 정하중을 가하여 상호 비교가 용이하도록 하였다. 임플란트에 가해지는 하중²²⁾은 축력(Axial force)과 굽힘모멘트(Bending moment)로 나누어 볼 수 있는데 축력은 임플란트 전체를 통하여 응력이 분산되므로 임플란트가 견디어 내기 좋은데 반하여, 굽힘모멘트는 임플란트와 주위 조직에 큰 응력을 발생시키게 되는데 굽힘모멘트는 수직력×lever arm의 길이의 공식으로 산출한다.

Fig. 3, Fig. 6, Fig. 8과 같이 동일한 길이의 임플란트를 식립한 경우 경부 내측보다 외측에 더 큰 응력이 발생한 점은 굽힘모멘트가 외측으로 더 많이 작용하기 때문이라 사료된다. 이는 균일한 단면을 가지는 n 차 구조물(각 변의 길이: ℓ)의 중심에 하중

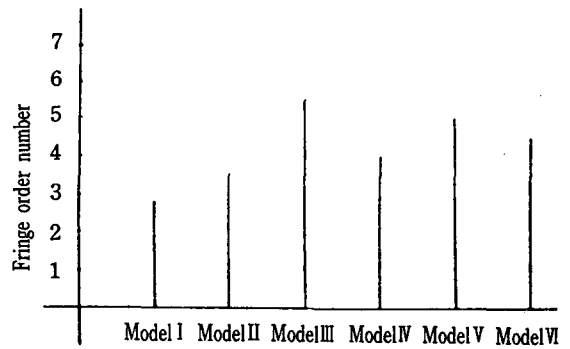


Fig. 9. Maximum fringe order

(P)를 가했을 때, 수직구조물에서는 상방 외측으로 가장 큰 굽힘모멘트($P\ell/12$)가 발생한다는 Timoshenko²³⁾의 이론에 의하여 잘 설명될 수 있다.

Fig. 9은 각 실험 모형들의 최대 무늬차수를 나타낸 그래프이다. 여섯가지 실험모형 중 응력 분산 양상은 실험모형 I (10mm, 10mm)의 경우가 2.8의 최대 무늬 차수를 나타내어 가장 응력이 적게 나타났다. 실험모형 I, IV, VI과 같이 양쪽에 동일한 길이의 임플란트를 식립한 경우는 양쪽이 대칭의 응력 분포를 나타내었으며, 실험모형 IV (7mm, 7mm)에서는 4의 최대무늬차수, 실험모형 VI (5mm, 5mm)에서는 4.5의 최대 무늬차수를 나타내어 임플란트표면적의 감소에 비례하여 응력이 증가함을 보여주었다. 실험모형 II, III, V와 같이 서로 다른 길이의 임플란트를 식립한 경우에 전반적인 응력 분포는 상호 유사한 형태를 보여 주었으며, 특히 길이의 차이가 큰 실험모형 III에서 짧은 쪽 임플란트의 경부외측에 응력이 더욱 집중되고 있음을 보여주었다. 근심축 임플란트의 길이를 10mm로 고정하고 원심축 임플란트의 길이를 변화시킨 실험모형 I, II, III의 경우를 비교하면, 근심축 임플란트에서의 응력 증가는 완만한 반면, 원심축 임플란트에서는 큰 폭의 응력 증가 패턴을 보여 주고 있다. 또, 실험모형 III의 5mm 임플란트에서는 실험모형 VI에서의 5mm 임플란트에서 보다 큰 5.5의 최대무늬차수를 보여주어, 다른 길이의 임플란트를 식립할 경우 길이의 차이가 클 때의 짧은 임플란트 쪽으로 응력이 더욱 집중되는 것으로 나타났다.

위와 같은 점으로 미루어 보아 임플란트의 나사 부위를 따라 과도한 응력의 집중이 있을 경우는 골

흡수가 일어나고 결체조직이나 섬유성 조직 형성이 초래되고, 골흡수로 인해 매식 길이가 짧아질 경우 또 다시 골흡수가 반복되는 악순환을 시사한다고 하겠고, 가능한 길고 동일한 길이의 임플란트를 사용하는 것이 더 좋은 예후를 보일 것으로 사료된다. 짧은 임플란트를 부득이 사용할 경우에는 짧은 쪽으로 응력이 집중되고, 특히 경부에 응력이 집중되고 있으므로 경부에 양질의 치밀골을 가급적 많이 보존하도록 1차 수술시 고려하는 것이 필요할 것이다.

본 실험에서 짧은 임플란트쪽으로 응력이 집중되는 현상은 굽힘모멘트가 짧은 쪽으로 많이 작용하기 때문이라 추측되며, 이 굽힘모멘트의 부정적 영향을 줄이는 방법으로는 연장부를 작게 하고, 교합을 적절히 조정하고, 인공치의 교두 경사를 낮추고, lever arm의 길이를 줄이는 등의 방법이 있을 것이며, 추가의 임플란트를 사용하여 tripod를 형성하는 것도 좋은 대안이 될 수 있을 것으로 생각된다. 초단 임플란트 사용시 경부쪽으로 응력이 집중되는 결과로 미루어 짧은 임플란트를 사용하였을 때 생역학적 과부하를 막는 방법으로 더 큰 지름의 임플란트를 사용하여 임플란트표면적, 즉 골유착 면적을 늘리는 시도도 필요할 것이며, 향후 해부학적인 장애를 극복하는 다방면의 연구가 진행되어야 할 것으로 사료된다.

V. 요 약

저자는 두개의 브로네마트 임플란트를 지대치로 하는 가공의치를 제작할 때 임플란트의 길이에 따른 임플란트 주위 조직의 응력분산양상을 평가하기 위하여 임플란트의 길이가 각각 10mm, 7mm, 5mm인 여섯가지의 실험모형을 제작하고 가공의치 중아부에 64kg의 수직하중을 가하여 2차원적 광탄성응력분석 실험을 행하여 비교 분석 해본 바, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 여섯가지 실험모형 중 응력분산 양상은 실험모형 I (10mm, 10mm)일 경우가 가장 좋았다.
2. 근심과 원심에 같은 길이의 임플란트를 매식하였을 경우, 응력은 대체로 임플란트 표면적의 감소에 비례하여 증가하였다.
3. 근심과 원심에 다른 길이의 임플란트를 매식하였을 경우, 짧은 쪽 임플란트의 경부에 응력이 집중되었다.

참고문헌

1. Albrektsson, T., Branemark, P. I., Hansson, H. A. and Lindstrom, J. : Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long lasting, direct bone-to-implant anchorage in man, *Acta. Orthop. Scand.*, 52 : 155, 1981.
2. Zarb, G. and Albrektsson, T. : Osseointegration-A requiem for the periodontal ligament? An editorial. *Int. J. periodont. Rest. Dent.*, in press, 1990.
3. Bolender, C. L. : Indications and contraindications for different types of implant therapy, *J. Dent. Edu.*, 52(2) : 757-759, 1988.
4. Keller, E. E., Desjardins, R. P. and Tolman, D. E. : Reconstruction of the severely resorbed mandibular ridge using the tissue integrated prosthesis, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1 (2) : 101-109, 1986.
5. Haraldson, T. : A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw, *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.*, 14 : 209-214, 1980.
6. Skalak, R. : Aspects of biomechanical considerations, in Branemark, P. i., Zarb, G. and Albrektsson, T. : *Tissue-integrated prosthesis*, Chicago, Quintessence Publ. Co., Chicago (1985) pp. 117-128.
7. Skalak, R. : Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses, *J. Prosthet. Dent.*, 49 : 843-848, 1983.
8. Adell, R., Lekholm, V., Rockler, B. and Branemark, P. I. : "A 15-Year edentulous jaw", *Int. J. Oral Surg.*, 6 : 387-416, 1981.
9. Rosenquist, B. : Fixture placement posterior to the mental foramen with transpositioning of the inferior alveolar nerve, *Int. J. Oral maxillofac. Implants*, 7 : 45-50, 1992.
10. Cook, S. D., Weinstein, A. M. and Klawittre, J. J. : A three-dimensional finite element analysis of a porous Co-Cr-Mo alloy dental implants, *J. Dent. Res.*, 25-29, 1982.

11. Rieger, M. R., Adams, W. K., Kinzel, G. L. and Brose, M. O. : Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants, *J. Prosth. dent.*, 62 : 436–441, 1989.
12. Clelland, N. L., Y. H., Zaki, H. S. and Pipko, D. : Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis in and Around the Screw-Vent Implant, *Int. J. Oral maxillofac. Implants* 6 : 391–398, 1991.
13. Weinstein, A. M., Klawitter, J. J., Anand, S. C. and Schuessler, R. : Stress analysis of Porous Rooted Dental Implants, *J. Dent. Res.* 55 : 662–777, 1976.
14. Timoshenko, S. P. and Goojdier, J. N. : Theory of elasticity, 3rd ed., McGraw-Hill Co., New York(1970) pp. 150–167.
15. Zak, B. : Photoelasche analyse in der orthodontischen mechanik *Oestree. Z. Stomatol.*, 33 : 22–37, 1935.
16. Kratochvil, F. j., Thompson, W. D. and Caputo, A. A. : Photoelastic analysis of stress patterns of teeth and hone with attachments retainers for removable parial dentures, *J. Prosthet. Dent.* 46 : 21, 1981.
17. Warren, A. B. and Caputo, A. A. : Load transfer to alveolar bone as influenced by abutment designs for tooth-supported dentures, *J. Prosth. Dent.*, 33 : 137–148, 1975.
18. 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. Prosth. Dent.*, 62 : 586–593, 1989.
19. Graig, R. G., El-Ebrashi, M. K., Lepeak, P. J. and peyton, F. A. : Experimental stress analysis of dental restorations. Park 1. Two-dimehnsional photoelastic stress analysis of inlays, *J. Prosthet. Dent.*, 17 : 277–291, 1967.
20. Mahler, D. D. and Peyton, F. A. : Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures, *J. Dent. Res.* 34 : 831–838, 1955.
21. Brunski, J. B. : Biomechanics of oral implants : Future research directions., *J/ Dent. Educ.* 52 : 775–787, 1988.
22. Jemt, T. and Jorneus, L. : “Forces and moments on Branemark implant”, *The Int. J. Oral & Mixillofacial Implants.*, 4 : 241–247, 1989.
23. Timoshenko, S. P. and young, D. H. : Teory of structures, 2nd ed., McGraw-Hill Co., new York (1965) pp. 332–401.

Abstract

A PHOTOELASTIC STUDY OF STRESS DISTRIBUTIONS AROUND
SURROUNDING BONE TISSUES OF IMPLANTS DEPENDING UPON
THE LENGTH OF IMPLANT FIXTURES SUPPORTING FIXED BRIDGES*

Hyong-Su Bae, Sung-Am Cho

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyungpook National University

The Present study was performed to evaluate the stress distribution patterns of bone tissues around two Branemark implant fixtures with varying lengths. Six models were used with the combination of 10mm, 7mm, 5mm Branemark implant fixture analogs. The load distribution characteristics of surrounding bone tissues were observed under 64kg vertical static loading on central part of fixed bridge using 2 dimensional photoelastic technique. Through observing the pattern of stress distribution around the implant fixtures, I got the results as follow :

1. Stress distribution pattern of model I(10mm, 10mm) was best among those of six models.
2. When two fixtures were in equal length, stress was increased in proportion to the reduction of implant surface area.
3. When two fixtures were in unequal length, stress was concentrated on the neck portion of the shorter one.