

골내 임플란트의 종류에 따른 광탄성 응력 분석

조선대학교 치과대학 보철학교실
정재헌 · 장두익

I. 서 론

임플란트 치료는 최근 높은 성공적인 결과로 인하여 환자나 치과의사에게 많은 주목을 받고 있다. 이러한 성공은 골유착 임플란트(osseointegrates implant)의 사용과 밀접한 관련을 갖고 있다고 보고되고 있으며 이러한 전체적인 성공에도 불구하고 개개의 골유착 임플란트의 실패가 역시 보고되기도 하는데, Andel 등⁷⁾은 15년간의 장기적인 골유착 임플란트의 연구에서 상악의 경우 19%, 하악의 경우 9%의 실패율을 보고 하였다. 골유착은 광학 현미경하에서 임플란트와 주위 골조직이 직접 부착되어 있는 상태, 또는 결합조직의 피막 형성 없이 임플란트와 골조직이 부착되어 외부의 압력을 골조직 내로 직접 전달할 수 있는 즉 골과 임플란트 사이의 구조적 및 기능적인 직접 결합이라고 정의되고 있다.^{12,13,14,30)} 그러므로 골유착의 경우 임플란트는 접촉 부위에서 움직임이 없는 상태로서 임플란트에서 골 내로 응력이 완화되지 않고 직접 전달되는데 비해, 자연치근은 주위의 치주인대의 존재로 생리적 범위 내의 치아운동이 허용되며 충격을 완화해 주는데⁴⁰⁾, Bränemark 등에 의해서 언급된 바와같이 골유착은 조심스러운 외과적 기술, 긴 치유기간, 기능시에 적절한 응력분산 등에 의해 이루어지고 유지될 수 있다.

보철물이 성공적으로 유지되기 위해서는 기능 및 부기능 시 발생하는 저작압을 생체의 지지 능력 한계 내에서 잘 분산시킬 수 있도록 설계되어야 하는데 임플란트 보철에서도 이러한 생역학적 원칙은 똑같이 적용된다 할 수 있다.^{1,3,9,17,49)}

임플란트는 특수한 환경인 구강 내에 식립되어 치아의 역할을 대신하여 정하중 및 동하중을 계속 복합적으로 받게되므로 생역학과 관련하여 많은 문제점들이 발생할 수 있다. 이러한 문제점들은 임플란트와 치조골간의 결합의 파괴, 임플란트 자체의 파절, 임플란트와 보철물 연결부의 손상, 상부 보철물의 파절, 시멘트의 파괴, 고정나사의 이완 및 파절, 치조골의 소실 등이며, 이들이 궁극적으로 임플란트의 실패를 야기하게 된다.¹⁵⁾ 따라서 Skalak^{42,43)}은 골유착성 임플란트는 악골과 직접 결합되어 있으므로, 기능 시 초래되는 외력은 매식체를 통해 직접 악골에 전달되게 되며, 이러한 외력을 치주인대에 의해 둘러싸여 있는 자연 치아에서와 같이 완압시키지 못함으로써 많은 문제점들이 유발될 수 있다 하였고, 따라서 외력을 균등하게 분산시키기 위해서는 임플란트와 관련된 구조물들이 상대적으로 견고해야 하며, 기하학적인 임플란트 배열 및 설계가 중요하게 고려되어야 한다고 강조하였다. Rieger 등^{38,39)}은 골유착성 임플란트의 장기적 및 생역학적 성공을 위해서는 파괴 응력이 지지골에 전달되지 않도록 보철물에 가해진 응력을 넓게 분산시킬 수 있도록 디자인된 임플란트가 필수적이나 아직 이와 관련된 명확한 규명은 부족하다 하였다.

임플란트의 급속한 보급은 다양한 상품개발을 유도하여 현재 25종 이상의 다른 치근형 임플란트(root-form implants)가 이용되고 있으며,⁴⁰⁾ Finger 등^{19,20)}은 임플란트에 가해지는 비정상적 응력을 피하기 위해서 응력 완압장치(stress-breaking component)가 반드시 고려되어야 한다고 하였다. 따라서 자연치의 이동을 재현하고자

IMZ 임플란트의 경우엔 flexible polymethylene (POM)으로 구성된 내부 가동성 완충기구 [intramobile element, (IME)]를 이용하여 임플란트 내에 가동성을 부여하여 충격 응력을 줄인다고 하였으나^{10,29)} 치아 자체의 운동을 재현시키지는 못하며 IME 자체의 변형 및 파절 등으로 인한 빈번한 교환의 필요성 등이 보고됨^{21,33)}에 따라 최근 IME 대신에 IMC(intramobile connector)를 이용하는 것이 추천되고 있다. Rangert^{36,37)} 등은 Bränemark 임플란트의 경우 지대원주를 연결시키는 gold screw의 유연성(flexibility) 때문에 임플란트와 자연치의 연결은 잘 조화를 이룰 수 있으며 gold screw의 풀어짐을 피하기 위해서는 고정성 연결(rigid connection)이 되어야 한다고 보고한 바 있으며, 또한 Branmark는 골조직은 자체의 탄성을 가지고 있으므로 교합력의 충격흡수를 보상해줄 필요는 없다고 하였다.²⁵⁾ 이에 반해 Steri-Oss 임플란트의 경우에는 강성의 screw를 사용하고 있는데 이러한 임플란트 설계의 차이에 의한 응력분산 양상에 관해서는 지금까지 많은 논란이되어오고 있는 실정이다.

따라서 본 연구에서는 광탄성 응력분석법을 이용하여 이러한 여러 형태의 골내 임플란트중 Bränemark 임플란트, Steri-Oss 임플란트의 screw type, Steri-Oss 임플란트 blade type, IMZ 임플란트 및 인공 자연치에 금관수복 후 수직 및 경사하중시 응력분포 상황을 비교하여 지견을 얻었기에 이에 보고하고자 한다.

II. 실험 재료 및 방법

1. 실험 재료

1) 광탄성 실험 모형의 제작

(1) 파라핀 왁스 모형의 제작

미리 제작된 왁스 블록(25 × 25 × 15mm)의 중앙에 자연 치열과 유사한 상태로 Bränemark fixture(3.75 × 10.0mm), IMZ fixture (4.0 × 11.0 mm), Steri-Oss screw fixture (3.8 × 10.0mm), Steri-Oss blade fixture(4.0 × 6.0 × 18.0mm) (Table 1, Fig. 1)를 각각 고정한 4개의 파라핀 왁스 모형과 상기의 골 유착성 임플란트를 이용한 보철수복 시와의 비교를 위해 대조군으로 타이포텐트용 하악 제1대구치의 레진치를 고정한 1개의 파라핀 왁스 모형을 제작하였다.

(2) epoxy 레진 주입을 위한 형틀의 제작

공업용 실리콘 고무 인상재(Shin-Etsu Chemical Co., Ltd)를 이용하여 위에서 제작된 파라핀 왁스 모형의 인상을 각각 채득한 후, 뜨거운 물

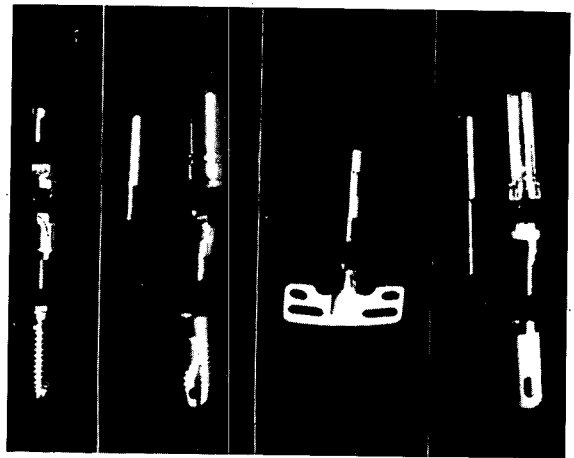


Fig. 1. Implants tested

a:Bränemark, b:Steri-Oss(screw),
c:Steri-Oss(blade), d:IMZ with IMC.

Table 1. Implant sizes tested

	Length (mm)	Diameter (mm)	Manufacturer
Bränemark	10.0	3.75	Nobelpharma AB, Goteborg, Sweden
Steri-Oss(screw)	10.0	3.8	Denar Co., Anaheim, California
Steri-Oss(blade)	6.0 × 18.0	4.0	Denar Co., Anaheim, California
IMZ with IMC	11.0	4.0	Friedrichsfeld, Germany

을 부어 파라핀 왁스를 제거하므로서, epoxy resin을 주입시킬 형틀을 준비하였다.

(3) 치주 인대 및 골유착의 재현

epoxy 레진 주입전에 타이포덴트용 레진 치아의 치근부엔 공업용 실리콘 (Shin-Etsu, Chemical Co., Ltd)을 얇은 붓으로 균일하게 2회 도포해 약 0.2mm 치주인대 두께를 재현하였으며 임플란트 fixture는 실리콘을 도포하지 않고 epoxy 레진을 주입하므로서 골 유착 상태를 유사하게 재현시켰다.

(4) epoxy 레진 주입과 광탄성 모형의 제작

광학적 응력 감도 수치가 제일 큰 epoxy 레진 (PL-1)과 경화제(PLH-1), (Vishay Co., U.S. A.)를 중량비 5:1로 계량한 다음, 전기로에서 각각을 90°F까지 예열한 후 혼합하여, 고르게 휘저으면 중합 열 반응이 진행되면서 자체 온도가 중합열에 의해 상승, 125°F에 도달했을 때 미리 제작된 형틀에 서서히 주입한 후 공기 중에서 약 24시간 동안 경화시킴으로써 경화 시 발생할 수 있는 잔류 응력을 최소화시킨 광탄성 하악 모형을 제작하였다.

2) 상부 보철물의 제작 및 장착

(1) 치아 삭제 및 임플란트 fixture에 지대주의 연결

대조군 모델에선 제 1 대구치의 레진 치아에는 통법에 의한 전장금관을 위한 치아 삭제를 시행하였고, 매식된 고정체 (fixture)엔 각 임플란트의 지대주(abutment)를 고정하였다.

(2) 납형의 형성 및 상부 보철물의 주조

대조군 및 각 실험군의 모형상에 납형을 제작한 후 통법에 따라 매몰, 금속으로 모두 주조, 연마하여 상부 보철물의 제작을 완성하였다.

(3) 상부 보철물의 장착

상기 방법에 의해 제작된 상부 보철물을 대조군 및 실험군의 모형에 임시 cement(Tem-Bond, Kerr, Europe)을 이용하여 고정하였으며, 임플란트는 임플란트 제조회사의 지시대로 해당 screw를 이용하여 고정하였다(Fig.2).

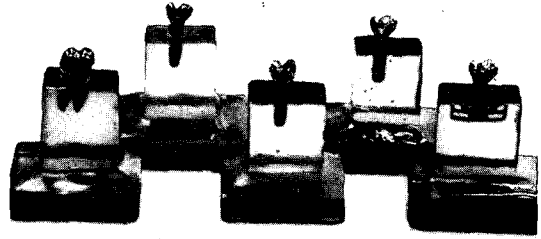


Fig. 2. Photoelastic models after fabrication and seating of prostheses.

2. 실험방법

1) 하중 조건 및 광탄성 응력 분석

(1) 하중 조건의 부여

광탄성 응력 분포를 분석하기 위해 20×20×5 cm의 반침대위에 광탄성 모형을 놓고 하중을 원하는 부위에 일정량으로 가할수 있도록 조절이 가능한 하중 장치를 적절히 위치시킨 후 반사형 원편광기를 사용하기 위하여 Model 202 null-balance compensator를 이용하여 검광자를 검정색(0차 무늬차수)이 나타나도록 조절한 후 각 모형의 치관수복물의 중심외에 각각 수직으로 20Kg²¹⁾의 정하중(Fig. 5)과, 치관수복물의 원심상부 1/3 부위에 수직축에 대한 45° 경사로 측면에서 16Kg의 경사하중(Fig.6)을 가하였다^{4,23,24)}.

(2) 광탄성 응력 분석

응력의 분포상태를 가시화하기 위하여 편광기 (Model PA-420, Riken Keiki Fine Instrument Co. Ltd., Japan)를 사용하였다. 이는 광원, polarizer, 1/4 wave plate, 시판, 1/4 wave plate, analyzer 로 구성되어 있다(Fig. 3). 응력 분포 양상은 최대 주응력과 최소 주응력의 차인 전단응력의 성분이 무늬차수로 나타나므로, 사진 촬영 후 등색선을 추적함으로써 무늬차수를 구하였다. 이때 무늬차수의 크기를 계량하는데는 Table 2에서 보인 PL-1 재료의 무늬차수로 평가하였다 (Fig.4).¹⁶⁾

최대 전단응력은 $\tau_{xy} = \frac{\sin 2\pi\theta}{Nf \times 2h}$ 에 의해 계산된다.

- n : 무늬차수
- f : 광탄성 계수
- h : 모형 두께

그러나 수치로 계산된 응력 분포가 무늬차수와 선형적으로 대응되므로 본 실험에서는 무늬차수만 가지고 응력을 비교 분석하였다²⁷⁾.

Ⅲ. 실험 성적

A. 수직 방향으로 20 Kg 의 집중 하중이 가해진 경우

- ① 인공자연치
- 자연치의 경우는 초기에 잔류 응력은 거의 없

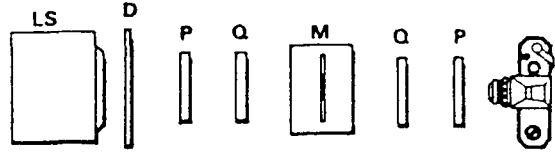


Fig 3. Circular polariscope set up for visualization of isochromatic fringes. LS, light source; D, diffuser, P, polarizing lens; Q, quarter wave plate; M, model.

었으며(Fig.5-a), 20 Kg의 수직 하중이 치아의 중심선과 잘 일치되어 작용된 경우에는 치근분지

Table 2. Isochromatic fringe characteristics

Color	Approximate relative retardation nm	Fringe order N	Strain* uE
Black	0	0	0
Gray	160	0.28	265
White	260	0.45	425
Pale yellow	345	0.60	570
Orange	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 PL-1 Photoelastic plastic, 0.080 inch(2mm) thick

의 하방으로 치아 폭과 유사한 반경을 갖는 1.3 차 정도의 등근 응력 띠가 형성되며, 양쪽 치근 단엔 2.5차 정도의 응력 집중이 나타남을 볼 수 있었다(Fig.6-a).

② Bränemark 임플란트

초기 광탄성 소재의 수축에 의한 잔류응력이 임플란트의 하단부에 약간 (0.4차) 분포된 상태였고 (Fig.5-b), 20 Kg의 수직 하중이 작용하는 경우에는 임플란트 치경부 주위 치조골로 약 0.5 차 정도의 무늬차수가 등분포되고, 임플란트 치근단부의 치조골엔 1.7차의 무늬차수가 분포됨을 볼 수 있어 초기응력 상태를 고려하면 1.3차 정도의 응력이 발생되었다(Fig.6-b).

③ Steri-Oss 임플란트의 screw type

광탄성 모형의 응고시에 나사산 주위로 0.6 차 정도의 잔류 응력이 등분포 되었는데, 이는 광탄성 재료의 응고시 나사에 의해 응고수축이 저해되기 때문에 잔류응력이 발생한 것으로 보이며 임플란트의 치근단에는 0.8 차 정도 잔류응력이 초기에 형성되어 있었다(Fig.5-c). 이 상태에서 20Kg의 수직 방향의 집중 하중이 작용한 경우에 나사산 주위로는 1.1 차의 응력 띠가 형성되고 임플란트 치근단부 치조골에는 2.4 차 정도의 응력 집중이 발생함을 볼 수 있었다. 따라서 초기 응력 상태를 뺀 응력 상태는 screw 주위에는 0.5 차, 치근단부 주위에는 1.6 차 응력이 수직 하중에 의해 발생 다고 볼 수 있었다 (Fig.6-c).

④ Steri-Oss 임플란트 blade type

임플란트 치경부 치조골에 0.4 차 정도의 잔류 응력이 분포되고 blade 주변부위에는 거의 잔류 응력이 없는 양호한 상태인데(Fig.5-d), 20 Kg의 수직 하중이 작용한 경우에 치경부 치조골에 0.6 차 정도의 무늬차수가 나타나고, blade 하부 치조골에서는 중앙이 0.9 차 정도이며 그 주위로는 0.8 차 정도의 등분포 응력을 보이고 있었다 (Fig.6-d).

⑤ IMZ 임플란트

초기 상태에서는 잔류 응력이 별로 없었으나 20Kg의 수직 하중을 가한 경우에는 치경부 치조

골 주위의 응력이 0.6 차 정도의 무늬차수를 보이는 상태였고, 임플란트의 치근단 주위 치조골에는 2.1 차의 무늬차수가 발생됨을 볼 수 있었다(Fig.6-e). 그리고 한번 수직하중을 가한 후에 하중을 제거한 후에도 Fig.5-e에서 보는바와 같이 IMC의 변위량 만큼 serew 나사의 수직하강력 및 고정체 (fixture)의 팽창이 잔존되어 압축 응력이 0.6 차 정도 잔류되는 것을 볼 수 있었으며, 치근단부 치조골에도 0.4 차 정도의 잔류응력이 남아있었다(Fig.5-e).

B. 45° 경사방향으로 16kg의 집중 하중을 가한 경우

① 인공자연치

경사하중을 가한 경우 작용하중의 수평성분에 의해 근심 치경부 치조골 부위에 1.8 차 정도의 응력집중이 나타나며 치조골 상면으로 부터 넓은 폭에 걸쳐서 약 1.2 차 정도의 응력 띠가 형성되는 것을 볼 수 있었다. 또한 근심 치근단 하부 치조골에는 약 0.8 차의 응력 분포를 볼 수 있는데 이는 수평하중에 의해 발생하는 모멘트를 치경부 치조골 상부와 치근단 하부에서 지지하고 있음을 보여주고 있었다(Fig.7-a).

② Bränemark 임플란트

근심 치경부 치조골 상부에 약 3.8 차의 매우 큰 응력 집중이 나타나며 응력 집중 부위도 좁은 폭에 걸쳐서 나타남을 볼 수 있었다. 반면에 치근단 원심측 치조골부에는 0.6 차 정도의 응력 띠가 형성되는데 이 분포 응력과 근심 치경부 주위의 치조골에 응력 집중이 수평하중에 의한 모멘트를 지지하고 있음을 알 수 있었다(Fig.7-b).

③ Steri-Oss 임플란트의 screw type

임플란트의 나사 주위로 0.6 차 정도의 잔류 응력이 초기에 분포되고 있었는데, 45° 경사 하중을 가한 경우에 근심 치경부의 치조골 상부에 2.2차의 응력 집중 상태가 자연치에 비해서 더 좁은 폭에 걸쳐서 나타남을 볼 수 있으며, 나사 주위로는 잔류 응력 상태에 비해 치근 원심측 치조골에 0.6차 정도의 응력 띠가 더 형성되는 것을 볼 수 있는데 이는 수평 하중에 의한 모멘트

를 근심 치경부의 치조골 상부와 치근 원심 측면 치조골에서 지지하고 있음을 알 수 있었다(Fig.7-c).

④ Steri-Oss 임플란트의 blade type

근심 치경부 치조골 상부에 1.6 차 정도의 응력 집중이 나타나, 0.4 차 정도의 초기 잔류응력을 고려하면 실제 1.2 차 정도의 응력이 걸려 있으며 blade 의 근심 하단부 치조골에 초기 응력보다 약 1.0 차 정도 큰 응력 상태가 나타나고

blade 의 바닥면으로 응력이 넓게 분산되면서 수평하중에 의한 모멘트가 지지되고 있는 것을 볼 수 있었다(Fig.7-d).

⑤ IMZ 임플란트

이 경우에는 임플란트 상부에 수직 하중을 가한 다음, 다시 하중을 제거한 후에도 임플란트 주위로 약 0.6 차 정도의 압축 잔류 응력이 잔재되며 치근단 부위의 치조골에는 0.4 차 정도의 잔류 응력이 집중되는 곳도 나타남을 볼 수 있었

Table 3. Fringe orders under the vertical load

Type	Areas observed	Tooth or Implant	
		Mesio-cervical 1/3	Apex or Middle of lower border
Artificial tooth		0.5	2.5
Bränemark		0.5	1.3
Steri-Oss (screw type)		0.5	1.6
Steri-Oss (blade type)		0.2	0.9
IMZ with IMC		0.6	2.1

Table 4. Fringe orders under the 45° inclined load

Type	Areas observed	Tooth or Implant	
		Mesio-cervical 1/3	Disto-Apex
Artificial tooth		1.8	0.8
Bränemark		3.8	0.6
Steri-Oss (screw type)		2.2	0.6
Steri-Oss (blade type)		1.2	1.0
IMZ with IMC		1.6	1.0

는데(Fig.5-e), 경사 하중을 작용시킨 경우에는 하중을 가하지 않은 경우에 비해 근심 치경부 치조골에 1.6 차 정도의 압축 응력과 치근 원심 치조골부에 1.0 차 정도의 압축 응력이 더 부가되어서 수평력에 의한 모멘트를 지지하는 것을 볼 수 있으며, 근심 치경부 주위의 치조골에 걸리는 응력은 Bränemark, Steri-Oss screw 임플란트 보다 적게 걸리는 경향을 보이니 임플란트 고정체와 상부 보철물이 결합되는 부위가 0.5 mm 정도 틈새가 발생됨을 볼 수 있었다. 이는 상부의 플라ستيك 연결부의 강도가 약해서 변형이 심한 결과라고 생각된다(Fig.7-e).

이상의 수직 및 경사하중시의 각 경우에 따른 주요부위의 변화된 응력분포를 무늬차수로 표시하면 Table 3, Table 4 와 같다.

V. 총괄 및 고안

원래 3차원 모형의 응력 분석을 할때는 응력 동결법을 사용하여 각 모형의 입체형상을 절개해 가면서 응력 분포 상태를 관찰, 분석하는 것이 원칙이나, 이런 경우에는 실험 조건의 수만큼 실험 모형을 제작하여 일정조건의 하중과 동결과정을 거쳐야 하는데, 실제 실험을 수행할 때는 각 모형에 동일조건을 부여하면서 응력을 동결시킨다는 것이 불확실하므로, 동일한 형태의 모형을 제작하여 상부구조물에 따른 상대비교를 하는 것이 신뢰성이 더 있으리라 사료되어 본 연구에서는 실제 광탄성 모형의 형태는 3차원이거나, 입체 모형의 각 부위에 발생하는 응력을 손쉽게 관찰하기 위하여 2차원적인 광탄성 응력 측정방법을 선택하였다.⁴⁾

본 광탄성 실험에서는 타이타늄 임플란트는 악골에 완전히 유착된 것으로 가정하였고 자연치의 치주인대 두께는 0.2mm로 공업용 실리콘을 이용하여 재현하였으며 치조골은 광탄성 물질(epoxy resin PL-1)로 균질되게 처리하였는데, 이는 실제 인체와 동일하게 설정되지 않아 산출된 결과도 실제와는 다를 수 있지만, 제한된 범위 내에서 개략적이고 전체적인 현상을 파악코저 하였다²⁾. 또한 저작은 치열에서 주로 수직력을 유발하지만 하악의 수평운동과 교두의 경사 등에 의해

수평력도 유발하며 이러한 교합력은 상부 보철물을 통해서 fixture, 치조골로 전달되게 되는데 보철 및 임플란트의 기하학적 배열 때문에 응력의 다른 양상을 보여주게 될 것이다.³⁾ 따라서 본 연구에서는 예비 실험에서 비교적 응력선이 잘 파악되는 20kg의 수직하중, 16kg의 45° 측방 경사 하중을 가하였다.

Assif 등⁸⁾은 임플란트 보철은 수동적 적합(passive fit)이 되지 않으면 screw를 조일때 응력이 임플란트와 골과의 접촉 부위인 골계면에 집중되며 이는 불편감을 일으키고 보철물과 임플란트 자체의 파절을 유발하거나 나아가서는 골유착성을 해칠 수 있으므로 임플란트의 보철은 정밀하게 제작되어야 한다고 하였는데, 본 연구에서도 구조된 보철물을 광탄성 모형에 cement screw 등으로 고정시켰을때 광탄성 모형 자체에 초기응력이 잔존되어 나타나는 양상을 보여 주었는데 Steri-Oss screw type 임플란트, Bränemark 임플란트의 경우가 인공자연치, IMZ 임플란트, Steri-Oss blade type 임플란트의 경우보다 잔류 응력이 더 많이 나타나는 경향을 보였다. 이는 임플란트 fixture의 나사산 형태에 의한 광탄성 모형 제작 중의 재료 수축으로 인한 내부응력의 발생차이라고 생각되며, 상부 보철물의 적합도 및 cement screw의 고정에 의한 응력의 발생^{2),4)}도 원인이 되리라고 사료된다. 따라서 임상에서 이러한 초기 응력을 줄여주기 위해서는 정확한 상부 보철물의 제작이 임플란트 보철에서 무엇보다 중요하리라고 생각된다.

응력 분포 종합적 분석

임플란트 보철에 가해지는 하중은 축력과 굽힘 모멘트로 분류해 볼 수 있는데 축력은 임플란트 고정체 전체를 통하여 응력이 분산되므로 견디어 내기 좋은데 반하여, 굽힘 모멘트는 임플란트는 물론 골내에 높은 응력 변화를 나타낸다^{6),30)}. 어느 정도 잘 견디어 낼 수 있는 축력에 비해서 하악의 측방이나 전방 운동시에 임플란트 보철물에 수평력이 가해지므로서, 과중한 굽힘 모멘트가 작용된다면 임플란트 고정체나 나사 및 골내에 문제가 야기될 수 있어 역학적 관점에서는 이러한 굽힘 모멘트를 줄여 줄 수 있는 방법이 고려

되어야 한다^{31,44,46}). 따라서 임플란트 종류에 따른 응력 분포의 차이를 종합적으로 비교키 위해서는 가장 대표적인 응력 분포의 양상을 보여주는 가공치 치관 부위에 수직하중 및 경사 하중이 작용 시 지지골에 나타나는 응력 분포를 분석해 보는 것이 바람직하다고 생각된다.

A. 수직 하중에 따른 응력 분포

전반적으로 자연치에 비해 임플란트는 직경이 작기 때문에 수직 하중에 대한 근단부의 응력 분산효과가 감소되는 형편이나 Steri-Oss blade의 경우는 넓은 blade 하방으로 응력을 고루 분산시키는 양호한 결과를 나타내고 있었다. 따라서 치조골이 약한 환자의 경우는 골유착 blade type을 추천할만 하다고 판단된다. 한편 임플란트에 나사산이 있는 경우와 없는 경우를 비교해 볼때 나사산이 있는 Steri-Oss screw 임플란트 및 Bränemark 임플란트의 경우는 임플란트의 측면을 따라서 더 많은 응력을 분산시켜 하방으로의 침하를 저항하는 능력이 큰데 비해, 원통형의 IMZ 임플란트의 경우는 오히려 둥글게 형성되어 있는 치근단부에서 넓게 응력이 분산되는 양상을 보여 주었다. French 등²¹)은 옆면이 미끄러운 IMZ 임플란트와 같은 원통형(cylinder)은 임플란트의 측면을 따라서는 응력을 덜 받았으나, Steri-Oss, Bränemark 임플란트등과 같은 외부나사식은 임플란트의 측면을 따라서 더 많은 응력을 받고, 치경부 부위에서는 응력을 덜 받는 것으로 나타났다 보고하여, 본 실험의 수직하중 시의 결과와 유사하였다. Skalak^{42,43})은 screw 형태의 임플란트는 하중을 받을때 나사의 경사면에 압축됨으로써 인접골에 유리하게 응력을 전달할 수 있기 때문에 활택한 원통형 임플란트 보다 유리한 설계라고 주장하였으며 또한 골유착성의 임플란트의 경우 그 설계에 외부 나사가 포함되며 골과의 상호결합 형태를 제공하게 되어 유리하다고 언급하였다. 따라서 치조골이 양호한 환자에게는 나사산 형식의 임플란트를 사용하여 응력을 고르게 분산하는 것이 더 유리하리라 생각된다.

IMZ의 경우(Fig. 7-e)는 IMZ의 상부 완압 IMC plastic을 마치 스프링 완충기(spring-damper) 시스템으로 묘사해볼 수 있으며 임플랜

트 쪽의 수직하중에 의해 plastic이 변형되며, 특히 IMZ 상부 screw 에 수직 하중이 집중적으로 가해진 경우는 고정 screw가 하방으로 밀려 내려가 screw bolt가 nut에 박히게 되어 하중이 제거된 후에도 하방 변형이 회복되지 않고 임플랜트 직경이 팽창된 상태가 계속 유지되게 된다 하였다⁴). 이런 현상은 앞서 보인 실험 결과 Fig. 5-e에서 임플랜트 고정체 중앙 부위에 잔존되어 있는 압축 응력에서 잘 나타나 있다. 따라서 IMZ의 경우는 상부에서 screw 에 수직하중이 직접 가해지는 경우를 피하는 것이 바람직하리라 본다.

Bränemark, Steri-Oss(screw), IMZ의 임플랜트는 수직하중시 치근단 1/3에서 대부분의 응력 집중을 보이거나 자연치의 경우에 비해서는 근단에 나타나는 응력차수가 적음을 볼수가 있었는데 이는 임플랜트 기저부가 대체로 원통형으로 디자인되어 있으므로 자연치아의 날카로운 치근단에 비해 곡률반경이 넓어 응력을 넓게 분산시키기 때문²⁶)이며 이러한 원통형 임플랜트의 경우에 있어서도 특히 IMZ의 경우가 제일 응력이 집중되는 양상을 보였는데 이는 근단부의 큰 곡률반경과 측면에 나사가 없는 활택한 원통형이기 때문이라고 사료된다. 따라서 김 등²), 전 등⁵), Riger 등^{38,39}), Skalak 등^{42,43})이 언급한 임플랜트의 형태와 응력의 분산과는 아주 밀접한 관련이 있으리라고 사료된다.

B. 경사 하중에 따른 응력 분포

인공자연치의 치관 상부 원심부에 45° 방향으로 경사 하중이 작용하는 경우를 수직하중과 수평 하중으로 분리하여 작용력의 영향을 검토해 보면(Fig. 8) 수평력이 치아중심과 e_1 만큼 떨어져 수평력에 의해 지지단에 작용하는 모멘트(M_1)는

$$M_1 = P / \sqrt{2} \times e_1$$

또한 수직력이 치아중심과 e_2 만큼 떨어져 작용하기 때문에 발생하는 모멘트(M_2)는

$$M_2 = P / \sqrt{2} \times e_2$$

로서, 실제 치아에 작용하는 모멘트(M_t)는

$$M_t = M_1 - M_2 = P / \sqrt{2} \times (e_1 - e_2)$$

이 되어 힘의 작용점과 치아의 중심으로부터 편심된 거리에 의해 치아에 작용하는 모멘트가

결정되며 서로 상쇄효과가 있음을 알 수 있으나, 대체로 $e_1 > e_2$ 이므로 $M_1 > M_2$ 이라고 할 수 있다. 따라서 수평력과 실제 치아에 작용하는 모멘트를 동시에 지지하는 근심 치경부의 치조골 상부에는 상당히 큰 압축력이 작용하게 될 것이다. 그러나 자연치의 경우는 치경부의 폭이 크고 치근막이 있기 때문에 압축응력이 치근면에서 분산되어 근심 치경부 치조골에 약 1.8차 정도의 응력 분포를 보임을 알 수 있었고, 치근부에서는 주로 근심치근부의 치조골에서 수직하중과 모멘트를 지지하고 있음을 알 수 있으며, 근원심 치근사이에 압축 응력이 발생되므로 사진에는 나타나지 않으나 치근이 갈라지는 분지에는 인장 응력이 발생 될것으로 보인다(Fig.7-a, Fig.8).

Bränemark system은 치관부와 치경부가 유연성있는 gold screw인 볼트로 체결되어 측방하중에 대한 강성이 떨어지기 때문에 Fig. 7-b, Fig. 9에서 볼 수 있듯이 fixture와 abutment 체결 경계면이 수평하중에 의해 근심부쪽으로 기울기 때문에 abutment의 하단 근심부가 fixture에 압축을 가하는 현상이 발생하여 경계면의 치조골 지지부에 매우 큰 응력 집중이 발생됨을 알 수 있다. Rangert 등³⁶⁾은 Bränemark 임플란트의 경우, gold cylinder와 abutment를 fixture에 고정시키는데, gold screw와 abutment screw가 이용되는데 이러한 screw joint에 굽힘모멘트 (bending moment)

가 걸릴때 abutment의 cantilever side에 압력은 증가되고, 반대편측에 압력은 감소된다고 하였는데, 본 실험에서도 치관 원심부에 측방 경사하중이 가해진 경우에 근심치경부의 치조골에 높은 응력 집중을 보여 주므로서, 이러한 현상을 볼수 있으며 과도한 힘이 가해질 경우에는 screw의 유연성 (flexibility) 및 screw joint의 열림이 예상될수 있다고 사료된다. 따라서 이 경우는 수평하중에 의해 치조골에 국부적인 손상이 발생될 수도 있을 것이며, 적지만 빈번한 수평하중을 받게 되는 경우는 근심 치경부 치조골 측의 흡수가 다른 경우보다 더 빠르게 진행될수도 있을 것으로 판단된다. 또한 Rangert 등^{36,37)}은 Bränemark 임플란트를 생리적 치아 동요를 갖는 치아와 고정성으로 연결시킨 경우에 임플란트에 걸리는 굽힘모멘트는 임플란트의 연결부를 개방시키는데 요구되는 모멘트보다 적으며 임플란트에 과도한 하중이 가해질 위험성도 별로 없다고 하여 임상적으로 만족할만 하다고 하였으며 이는 지대원주를 연결하는 gold screw의 유연성 때문으로서 자연치의 적절한 자극도 허용해 준다 하였고 McGlumphy 등³⁵⁾, Tayler 등⁴⁰⁾은 가장 중요한 유연성을 얻는 것은 screw 자체라고 하였다. 따라서 앞으로 이러한 굽힘 모멘트와 관련된 screw의 유연성 및 screw joint의 열림, 국부적인 응력집중 등에 대해서도 계속 연구, 관찰되어야 하리라

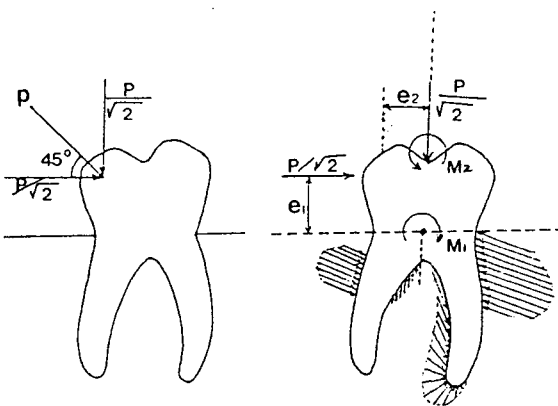


Fig. 8. Schematic diagram of the case of artificial tooth under the 45° inclined load

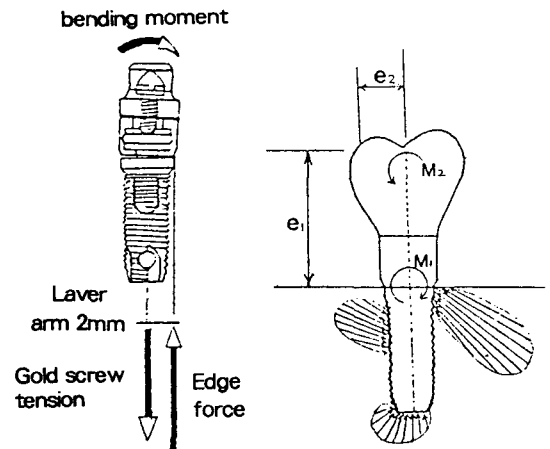


Fig. 9. Schematic diagram of the case of Bränemark under the 45° inclined load

고 사료된다^{1), 18, 26, 34, 45)}.

Steri-Oss 임플란트의 screw type의 경우는 자연치와는 달리 치근막이 없고 자연치보다는 치경부의 두께가 적기 때문에 근심 및 원심 치경부의 치조골 축에서 주로 모멘트를 지지하게 되고 치근하단 치조골부에서 압축응력을 지지하는 상태이다(Fig.7-c, Fig.10). 자연치와는 달리 치근막이 없기 때문에 응력의 분산이 잘되지 않아 치조골 상부에 응력이 집중되는 것을 볼수 있으며, 임플란트 쪽에서 고찰해 보면 임플란트 고정체 및 상부 보철물의 경계면 및 주위 치조골에 가장 큰 응력이 발생되어 파절의 위험이 있을수 있는 단점이 있다. 그러나 Steri-Oss 임플란트의 경우에는 경성의 screw를 이용하며 fixture에 단단하게 고정되므로서 유연성이 부여된 Bränemark 또는 IMZ 임플란트의 경우와는 다른 응력 분산 양상을 본 연구에서 보여주었는데 실제 Hobo 등^{25, 26)}은 골은 그 자체의 탄성을 가지고 있으므로 교합력의 충격 흡수를 특별히 보상할 필요는 없다고 보고한 바 있으며 screw joint에서 반복되는 상대적 움직임은 screw를 풀리게 하므로 이를 해결하기 위해서 제한된 움직임과 확고한 부착이 중요하다 하였으므로³⁶⁾ 이러한 관점에서는 Steri-Oss는 장점으로 고려될 수 있으므로 앞으로 이 와 관련하여 계속 생역학적 분석이 진행되어야 하리라고 사료된다.

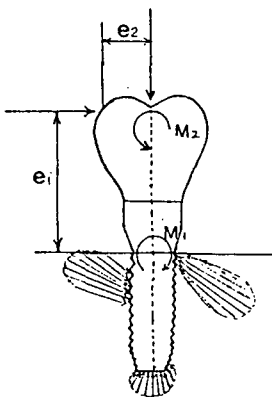


Fig. 10. Schematic diagram of the case of Steri-Oss(screw) under the 45° inclined load

Steri-Oss 임플란트의 blade type의 경우는 Fig.7-d, Fig.11에서 볼 수 있듯이 수평력에 의한 모멘트를 근심 치경부의 치조골 상부와 blade의 근심축 구석부 및 하부치조골에서 지지하는 특성을 갖고 있다. 이는 자연치보다 blade 형은 치근부가 넓기 때문에 치열 방향의 수평력에 대해 매우 안정된 구조이며 응력도 고루 분산시키는 장점으로 볼 수 있다⁴⁷⁾.

그러나 blade 형 치근부의 두께가 얇고 구석부 모서리에 응력이 집중되기 때문에 분리한 점도 있으나 모멘트의 지지 강도가 양호하기 때문에 장단점을 동시에 갖고 있다고 볼 수 있다. 따라서 구치부의 치조계의 폭이 좁은 경우에는 screw형 임플란트를 식립하는 것보다 blade형 임플란트를 식립함으로써 생역학적으로 좋은 결과를 얻을 수 있다고 사료된다.

IMZ 임플란트의 경우는 근심 치경부 주위의 치조골에 걸리는 응력은 IMC의 완충 등으로 인하여 Bränemark 및 Steri-Oss screw 임플란트의 경우 보다 적게 걸리고 있으나 Fig.7-e 및 Fig.12에서 보는바와 같이 수평모멘트에 의해 상부 보철물과 고정체(fixture)의 볼트 체결부에 틈새가 발생되며(약 0.5mm) 이로 인해 볼트에는 인장력이 작용하게 되고 근심 접촉부에는 압축력이 발생하는 결과가 되어 볼트에 무리한 응력이 발생할 것으로 보이며, 수평력에 의한 모멘트를 근

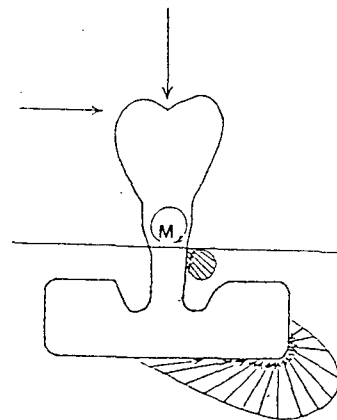


Fig. 11. Schematic diagram of the case of Steri-Oss(blade) under the 45° inclined load

원심 치경부의 치조골층에서 주로 지지하나 치경 부가 단이 저 있지 않고 균일한 직경의 원통이기 때문에 구석부에 발생하는 응력도 그리 크지 않음을 알 수 있다. 그러나 이 경우는 수평력에 의해 볼트 체결부가 반복적으로 틈새를 보이게 되면 볼트가 쉽게 풀리거나, 아니면 볼트가 파절될 위험이 큰 것으로 판단된다.

Babbush 등¹⁰⁾, Kirsch 등²⁰⁾은 IMZ 임플란트의 점탄성의 성질을 갖는 내부 가동성 완충기구 [intramobile element(IME)]는 정상적인 저작과 단단한 음식 저작 시 발생하는 갑작스러운 충격 하중 등에 의해 발생하는 교합력에 자연치 치근막의 점탄성과 유사하게 재현되도록 하므로써 주위골과 잔존치열에 충격력을 완화시키며, 응력 흡수 및 분산을 야기한다 하였다. 반면 McGlumphy 등²⁰⁾은 이러한 IME가 자연치의 치근막의 탄성을 그대로 재현시키지 못한다 하였다. 또한 IME plastic은 점탄성에 의해 금속보다는 내구력이 약하므로 시간이 경과하면 IME는 대체되어야 하며 1년에 1회 정도 정기 검사 시에 교환을 해주어야 하는 어려움이 있다 하였고¹⁰⁾, 임상에서의 빈번한 파절 및 20kg의 경사하중 실험에서 파절됨을 보고하기도 하였다²¹⁾. 따라서 최근에는 IME 대신에 IMC로 바꾸어 사용하는 경향을 보이므로 본 실험에서도 IMC를 사용 하였다. 사용한 IMC (Intramobile connector)는 polymethylene으로 만들어 졌는데 기능 시에 약간의 움직임이 허용되며 점탄성 성질을 가지므로써 임플란트와 골면 사이에 외력을 균일하게 분산시키며 충격을 완압시킬 수 있다고 사료되나 본 실험에서 보는바와 같이 하중시에 변형 및 하중 제거 후에도 변형의 회복이 더딘 양상이 보여지고 있음을 알 수 있었다. 따라서 이러한 임상적 문제를 해결코저 가능하면 임플란트의 장축으로 교합력이 작용되도록 하여야 하며²¹⁾ 적절한 자연치 운동의 재현 및 내구성을 갖도록 계속 연구되어야 하리라고 사료된다.

이상의 검토를 종합해 보면 수직력에 비해 경사력이 치경부 치조골 부위에 더 큰 응력을 야기시키며 또한 수평력에 의해 상부 치조골에 발생하는 응력의 크기는 Bränemark 임플란트 > Steri-Oss screw 임플란트 > IMZ 임플란트 > 자연치 > Steri-Oss blade 임플란트의 순으로

응력의 분산면에서는 자연치와 blade 형이 가장 우수한 것으로 나타났으며, 수평력에 대한 안정성 면에서는 Bränemark 임플란트와 IMZ 임플란트가 불리한 경우로 나타났다. 또한 임플란트 보철물에 경사 하중이 가해지는 경우에는 임플란트의 지대원주의 한축연이 받침점이 되어 굽힘 모멘트가 발생되므로써 나사에 가해지는 인장력이 크게 증가하여 나사의 풀림이나 파절의 위험성이 높아지는 매우 불리한 상황이 되므로^{6,30)} 이런 경우에 있어서 측방력이 적게 가해질 수 있는 교합의 조건이 고려되어야 하며 또한 금속 골격이 견고하고 지대 원주와 완전히 수동적 접촉이 이루어져야 불리한 역학적 조건을 좀더 완화시킬 수 있으리라 사료된다.

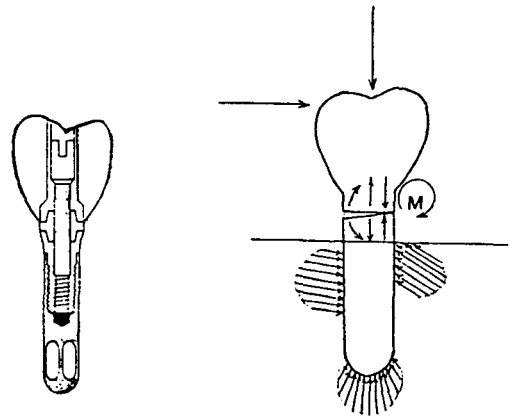


Fig. 12. Schematic diagram of the case of IMZ with IMC under the 45° inclined load

이러한 광탄성 응력 분석법은 실험의 결과를 가시적으로 측정하기는 용이하나 실험에 관련된 제반 상황들을 실제와 유사하게 설정하기는 어려워 전체적인 현상을 파악하기가 난해하고 동적 하중을 제외한 정적 하중만이 작용된 관계로, 산출된 결과도 실제와는 다를 수가 있으며, 결과의 해석으로서 응력 최대치가 크게 나타났고 그것으로부터 임상적 실패를 단언 할 수는 없으므로 앞으로도 계속 생체와 관련하여 적절한 임플란트 지지 상부 보철물의 디자인, 충격 완압장치의 효과, 나사의 강도 및 파절, 골유착의 실패 등 생역학적인 더 많은 연구가 필요하리라고 사료된다.

V. 결 론

인공 지대치로 사용되는 골유착성 골내 임플랜트 (Bränemark, Steri-Oss의 screw 및 blade, IMZ) 상에 장착한 보철물에 수직하중 및 원심 축방경사 하중 시 지지조직에 발생하는 응력의 양상을 광탄성 응력 분석법을 이용하여 비교한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 수직하중시 Steri-Oss screw, Bränemark 임플랜트와 같이 나사산이 있는 경우는 임플랜트의 측면을 따라서 더 많은 응력을 분산하였으며, IMZ 임플랜트와 같이 나사산이 없는 원통형의 경우는 측면을 따라서는 응력을 덜 분산하는 대신 치근단 부위에서 주로 응력을 분산하였다.
2. 수직하중시 Steri-Oss blade 임플랜트의 경우는 넓은 blade 하방에서 응력을 고루 분산하였다.
3. 경사 하중시 Bränemark 및 Steri-Oss screw 임플랜트의 경우는 하중이 가해지는 반대편 근심 치경부 치조골 부위에 높은 응력이 집중되었는데, 이중 유연성 있는 gold screw 를 갖는 Bränemark의 경우가 경성의 screw를 갖는 Steri-Oss의 경우보다 더 높은 응력집중을 보였다.
4. 경사 하중시 Steri-Oss blade 임플랜트의 경우는 근심 치경부 치조골과 blade의 하부 및 근심축 치조골부에 넓게 응력을 분산하였다.
5. 경사 하중시 IMZ의 임플랜트의 경우는 IMC의 변위로 상부 보철물과 고정체 사이에 틈을 보이나 근심 치경부 치조골 부위에는 Bränemark 및 Steri-Oss screw 임플랜트의 경우보다 낮은 응력이 집중되었다.
6. 경사 하중시 근심 치경부 치조골에 발생하는 응력의 크기는 Bränemark 임플랜트, Steri-Oss screw 임플랜트, IMZ 임플랜트, Steri-Oss blade 임플랜트의 순이었다.

7. 수직력에 비해 경사력이 치경부위에 더 큰 응력을 야기하였다.

8. 응력의 분산면에서는 Steri-Oss blade 형이 가장 우수하였으며 수평력에 대한 안정성에서는 IMZ 임플랜트와 Bränemark 임플랜트가 불리하였다.

REFERENCES

1. 고 현주, 정 재현 : 골유착성 임플란트 보철 수복시 자연 지대치와의 고정유무에 따른 유한 요소법적 응력 분석 『대한 치과 보철학회지』, 29:147-160, 1991.
2. 김 동원, 김 영수 : 각종 형태의 골내 임플란트와 해부학적 치형에 관한 광탄성응력 분석 『대한치과 교합학회지』 3:25-36, 1984.
3. 김 동원, 김 영수 : 골유착성 보철물에 관한 삼차원 유한요소 분석적 연구 『대한 치과 보철 학회지』 29:167-213, 1991.
4. 김 영일 : 골유착성 임플랜트 보철치료시 자연지대치와의 연결방법에 따른 광탄성 응력 분석 연구 『조선대학교 대학원 논문』, 1992.
5. 전 진영, 김 영수 : 골유착성 치근형 임플란트에 관한 광탄성 응력 분석, 『대한치과 교합학회지』, 5:7-19, 1988.
6. 조 인호 : 임플란트 보철의 생체역학, 『대한 치과 의사 협회지』, 30:597-602, 1992.
7. Adell, R., Lekholm, U., Rocker, B. et al : "A fifteen year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaws," Int. J.Oral Surg., 10:387-416, 1981.
8. Assif, D., Fenton, A., Zarb, G. and Schmitt, A.: "Comparative accuracy of implant impression procedures," Int.J.Periodont.Rest. Dent., 12:113-121, 1992.
9. Astrand, P., Borg, K., Gunne, J. and Olsson, M.: "Combination of natural teeth and osseointegrated implants as prosthesis abutments : A 2-year longitudinal study", Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 6:305-312, 1991.

10. Babbush, C.A., Kirsch, A., Mentag, P.J. and Hill, B.: "The intramobile cylinder(IMZ) two-stage osseointegrated implant system with the intramobile element(IME): Part I. Its rationale and procedure for use", Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 2:19-32, 1987.
11. Beumer III, J. and Lewis, S.G.: The Bränemark implant system, St. Louis, Ishiyaku Euro-America, Inc., Publ., 1989.
12. Bränemark, P.I.: "Osseointegration and its experimental background", J. Prosth. Dent., 50:399-410, 1983.
13. Bränemark, P.I., Zarb, G. and Albrektsson, T.: "Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry", Chicago, Quintessence Publ.Co., 1985.
14. Brunski, J.B.: "Biomaterials and biomechanics in dental implant design", Int. J. Oral Maxil. Implants, 3:85-97, 1988.
15. Brunski, J.E and Hipp, J.A. : "In the forces on endosteal implant; A measurement system and biomechanical consideration," J. Prosth. Dent., 51:82, 1984.
16. Bulletin IB-228 : Isochromatic fringe characteristics, photoelastic division, Measurement group, Inc., U.S.A.
17. Chapman, R.J.: "Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing, and force of occlusal contacts", Quintessence Int., 20: 473-480, 1989.
18. Ericsson, I., Lekholm, U., Bränemark, 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. Perio., 13:307-312, 1986.
19. Finger, I.M. and Guerra, L.R.: "The integral implant system: prosthetic considerations", Dent. Clin. North Am., 36:189-206, 1992.
20. Finger, I.M. and Guerra, L.R.: "Prosthetic considerations in reconstructive implantology", Dent. Clin. North Am., 30:69-83, 1986.
21. French, A.A., Bowles, C.Q., Parham, P.L. et al : "Comparison of peri-implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants", Int. J. Periodont. Res. Dent., 9:221-229, 1989.
22. Glickman, I., Roeber, F.W., Brion, M. and Pameijer, J.H.M.: "Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces", J. Period., 41:30-35, 1970.
23. Haraldson, T. and Carlsson, G.E.: "Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants", Scand. J. Dent. Res., 85:200-208, 1977.
24. Haraldson, T., Carlsson, G.E. and Ingervall, B.: "Functional state, bite force, and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges", Acta Odontol. Scand., 37:195, 1979.
25. Hobo, S. and Iohida, E. and Garcia, L.I.: Osseointegration and occlusal rehabilitation, Chicago, Quintessence Publishing Co., 1989.
26. Hobo, S. and Jo, Y.H.: "Occlusion for the osseointegrated prosthesis", J. Gnathology, 10: 9-17, 1991.
27. Jemt, T., Lekholm, Y. and Adell, R.: "Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: A preliminary study on 876 consecutively placed fixtures", Int. J. Oral Maxil. Implants, 4:211-217, 1989.
28. Kinni, M.E., Hokama, S.N. and Caputo, A. A.: "Force transfer by osseointegration implant devices", Int. J. Oral Maxil. Implants, 2:11-14, 1987.
29. Kirsch, A. and Ackermann, K.L.: "The IMC osseointegrated implant system", Dent. Clin. North Am., 33:733-791, 1989.
30. Kopp, C.D.: "Bränemark osseointegration: Prognosis and treatment rationale", Dent. Clin. North Am., 33:701-731, 1989.
31. Langer, B. and Sullivan, D. Y.: "Osseo-

- integration : Its impact on the interrelationship of periodontics and restorative dentistry : Part II", Int. J. Periodont. Rest. Dent., 9:165-183, 1989.
32. Lavernia, J.K., Cook, S.D., Weinstein, A.M. and Lawitter, J.K : "An analysis of stress in a dental implant system," J.Biomend., 14:555, 1981.
 33. Lill, W., Materjka, M., Rambousek, K. and Watzek, G.: "The ability of currently available stress-breaking elements for osseointegrated implants to limitate natural tooth mobility", Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 3:281-286, 1988.
 34. Mathews, M.F., Breeding, L.C., Dixon, D.L. and Aquilino, S.A.: "The effect of connector design on cement retention in an implant and natural tooth-supported fixed partial dentures", J. Prosth. Dent., 65:822-827, 1991.
 35. McGlumphy, E.A., Campagni, V.W. and Peterson, L.J.: "A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or resilient internal element", J. Prosth. Dent., 61:586-593, 1989.
 36. Rangert, B., Gunne, J. and Sullivan, D.Y.: "Mechanical aspects of a Bränemark implant connected to a natural tooth : An in vitro study", Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 6: 177-186, 1991.
 37. Rangert, B., Jemt, T. and Jorneus, L.: "Forces and movements on Bränemark implants", J. Oral Maxillofac. Implants, 4:241-247, 1989.
 38. Rieger, M.R., Adams, W.K., Kinzel, G.L. and Brose, M.D.: "Alternative materials for three endosseous implants." J,Prosth. Dent., : 317, 1989.
 39. Rieger, M.R., Adams, W.K. and Knzel, G.L.: "A finite element survey of eleven endosseous implants", J. Prosth. Dent., 63:457-465, 1990.
 40. Saadoun, A.P. and LeGall, M.L. : "Clinical results and guidelines on steri-oss endosseous implants," Int.J.Periodont.Rest.Dent., 12:487-499, 1992.
 41. Sellers, G.C.: "Direct assembly framework for osseointegrated implant prosthesis", J. Prosth. Dent., 62:662-668, 1989.
 42. Skalak, R.: Aspects of biomechanical considerations, in Barnemark, P-I., Zarb, G. A. and Albrektsson, T(eds): Tissue integrated Prostheses, Chicago, Quintessence Publ. Co., 1985, pp117-128.
 43. Skalak, R.: "Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses", J. Prosth. Dent., 49:843-849, 1983.
 44. Smith, D.E.: "A review of endosseous implants for partially edentulous patients", Int. J. Prosthodont., 3:12-19, 1990.
 45. Standlee, J. P. and Caputo, A.A.: "Load transfer by fixed partial dentures with three abutments", "Quintessence International", 19: 4303-410.
 46. Sullivan, D.Y.: "Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch," Int.J.Oral Maxil.Implants., 1:39-45, 1986.
 47. Takahashi, N., Kitagami, T. and Komori, T. : "Analysis of stress on a fixed partial denture with a blade-vent implant abutment." J. Prosth. Dent., 40:186, 1978.
 48. Tayler, R. and Bergman, G. : "Laboratory technique for the Bränemark system," Chicago, Quintessence Publ. Co., 1990, pp 11-16.
 49. Van Rossen, I.P., Braak, L.H., de Putter, C. and de Groot. K.: "Stress-absorbing elements in dental implants", J. Prosth. Dent., 64:198-205, 1990.

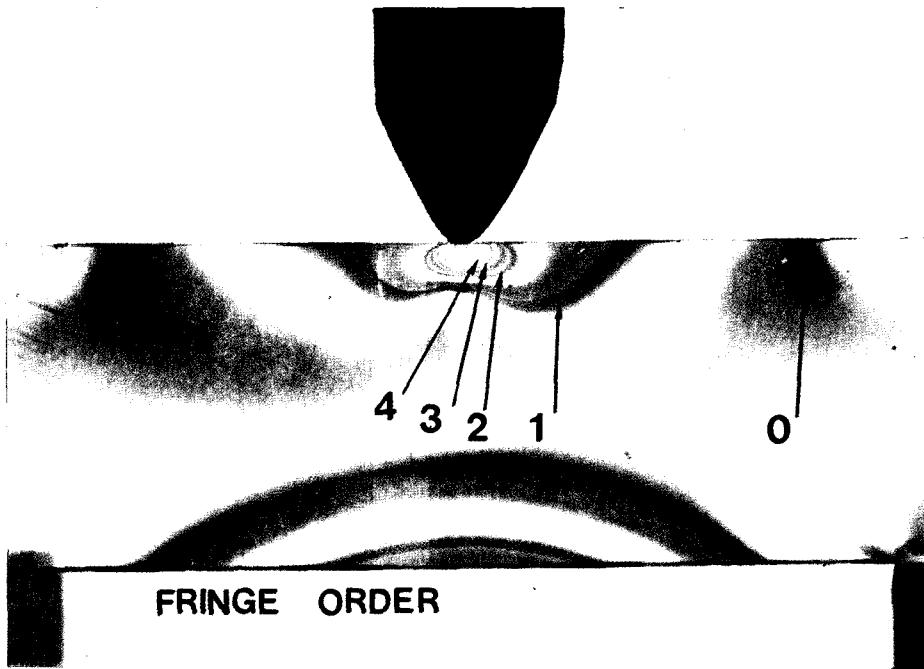


Fig. 4. Fringe orders.

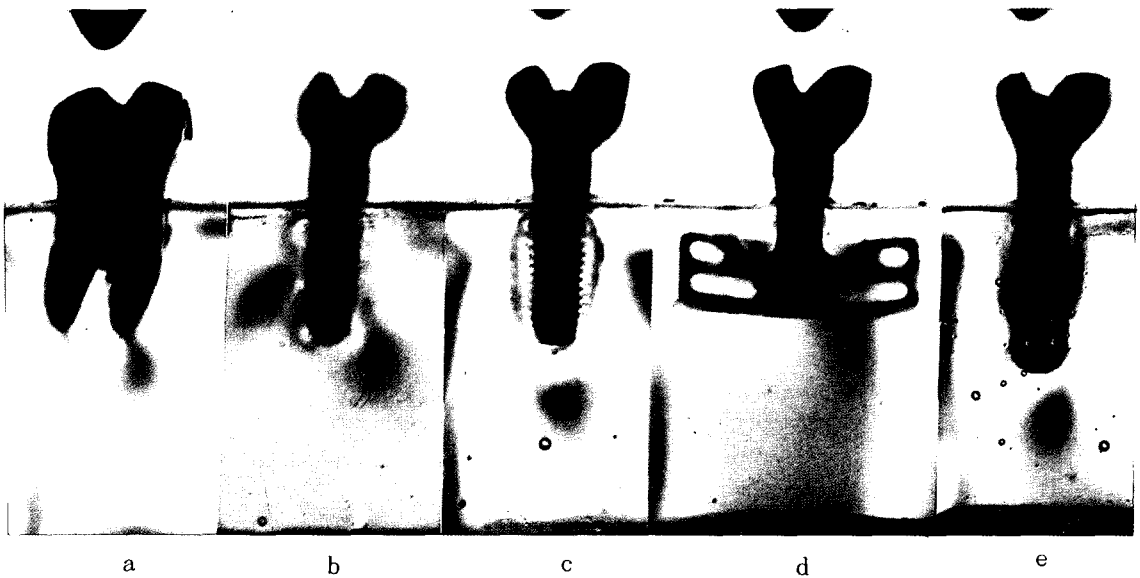


Fig. 5. Unloaded photoelastic model showing initial stress after cementation or seating of prosthesis
 a: artificial tooth, b: Bränemark, c: Steri-Oss(screw)
 d: Steri-Oss(blade), e: IMZ with IMC

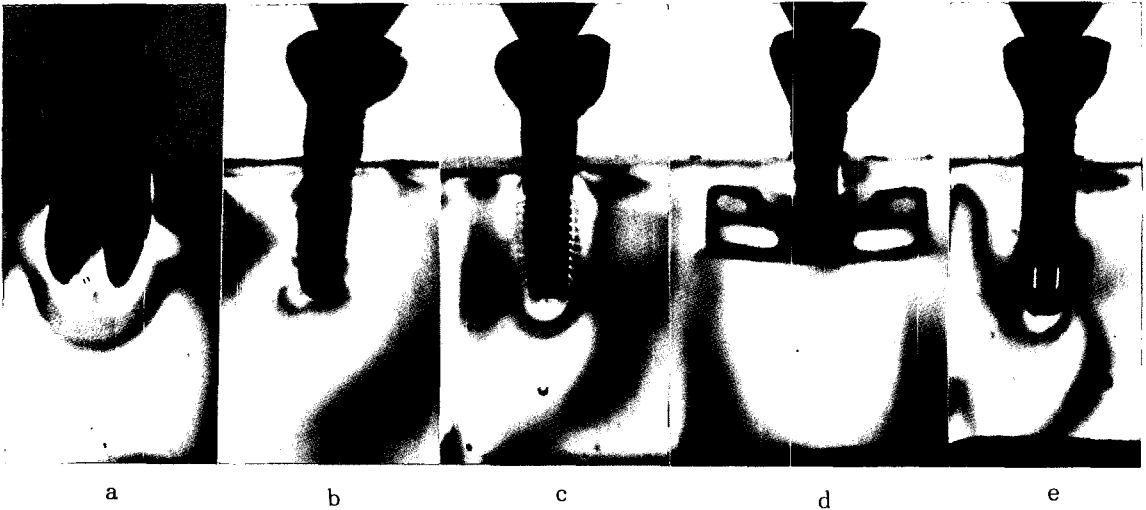


Fig. 6. Stress distribution under the vertical load

a: artificial tooth, b: Brånemark, c: Steri-Oss(screw)
 d: Steri-Oss(blade), e: IMZ with IMC

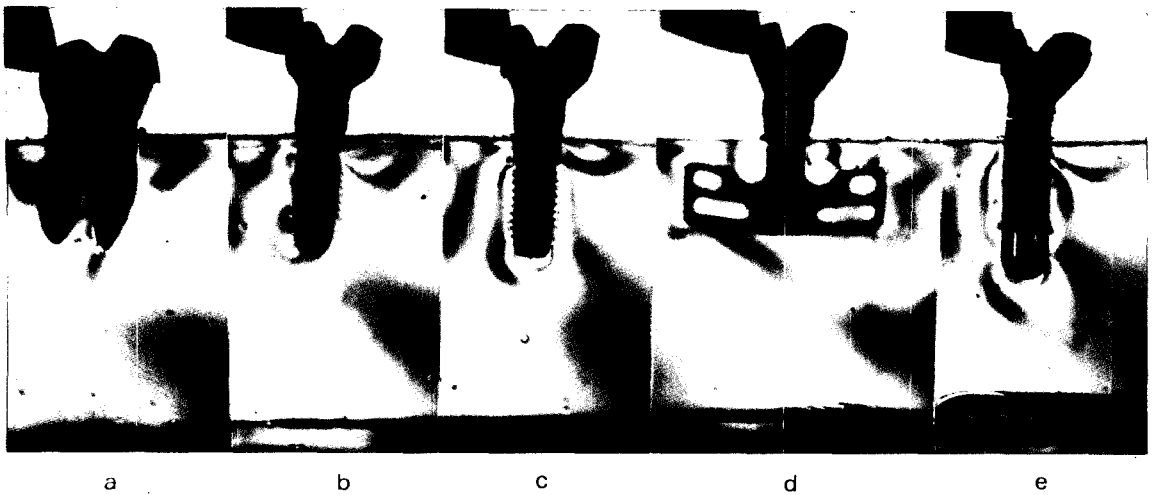


Fig. 7. Stress distribution under the 45° inclined load

a: artificial tooth, b: Brånemark, c: Steri-Oss(screw)
 d: Steri-Oss(blade), e: IMZ with IMC

Abstract

PHOTOELASTIC ANALYSIS OF STRESS INDUCED BY DIFFERENT TYPE ENDOSSEOUS IMPLANTS

Chae-Heon Chung, D. D. S., M. S. D., Ph. D., Doo-Ik Chang, D. D. S.
Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Chosun University

The purpose of this study was to analyze the stress distribution at supporting bone according to the types of endosseous implants.

This investigation evaluated the stress patterns in rectangular photoelastic models produced by four different types of dental implants such as Brånemark, screw type of Steri-Oss, blade type of Steri-Oss, IMZ with IMC and resin tooth using the techniques of quasi-three dimensional photoelasticity.

All prostheses were casted in the same nonprecious alloy and were cemented or screwed on their respective implants and abutments.

20 kg of vertical load was applied on the central fossa of casted crown and 16 kg of inclined load was applied on the top third of distal surface of casted crown respectively.

The results were as follows :

1. Under the vertical load, screw implants of Steri-Oss and Brånemark showed increasing stress condition between and around the screw threads along the implant lateral surface and cylindrical implant of IMZ showed the less stress condition along the lateral surface with concentration of stress mostly near the root apex.
2. Under the vertical load, the stress of Steri-Oss blade was distributed uniformly at the alveolar bone under the broad blade.
3. Under the inclined load, the stress concentration of Steri-Oss screw and Brånemark was developed highly around the mesiocervical bone area on the contralateral side to force application. The stress of Brånemark with flexible gold screw was more concentrated in the cervical bone area than that of Steri-Oss with stiff screw.
4. Under the inclined load, the stress of Steri-Oss blade broadly was distributed around the mesiocervical bone area and the lower and mesial bone area of the blade.
5. Under the inclined load, IMZ implant showed the gap between crown and fixture due to deformation of the IMC and IMZ was lower in stress concentration developed around the mesiocervical bone area than

Bränemark and Steri-Oss screw.

6. Under the inclined load, the stress magnitude induced in the mesiocervical bone area of implants was in order of Bränemark, Steri-Oss screw, IMZ and Steri-Oss blade.

7. Tilting forces as compared to axial forces exerted greater magnitude of stress in the cervical bone area of the implant.

8. In respect of stress distribution, Steri-Oss blade was superior than any other implants and in respect of the stability by horizontal force, IMZ and Bränemark was inferior than any other implants .