

骨癒着性 임플란트와 齒牙間的 補綴物 連結 形態에 따른 周圍 骨組織의 應力分散에 관한 3次元的 光彈性 分析

경북대학교 치과대학 보철학교실

李武鍵 · 趙成岩

서 론

결손치아를 수복하는 방법으로 종래의 금관가공의치, 국소의치, 총의치 등의 통상적인 보철수복 방법과 더불어 최근에 개발된 임플란트를 이용한 임플란트 보철수복이 임상에 널리 적용되고 있다. 치과보철과 연관된 임플란트에 대한 개발과 연구는 1809년 Maggiolo¹⁾가 골내에 이물질 이식을 시도한 이래 1940-1950년대의 골막하 임플란트, 1960-1970년대의 blade-vent implant, 1980년대 이후의 Brånemark²⁾에 의해 개발된 골유착성 티타늄 임플란트(osseointegrated titanium implant) 등의 발전 과정을 거쳐 오늘에 이르고 있다. 골유착은 스웨덴의 Brånemark³⁾가 토끼의 경골에 티타늄 원통을 매식시켜 골재생을 연구하던 중 골조직과 티타늄간에 직접 접촉이 일어난다는 것을 발견한 것이 계기가 되어 만들어진 용어이며⁴⁾, 골유착성 임플란트란 광학현미경 수준에서 살아있는 골조직과 임플란트가 섬유성 결체조직의 개재없이 그리고 어떠한 거부반응없이 직접 접촉하고 나아가 그 골조직이 더욱 치밀화되는 것을 말하며, 임상적으로는 임플란트의 동요가

없어야 하며, 방사선 상으로는 임플란트와 골조직의 접촉 사이에 어떠한 방사선 투과성의 조직도 없어야 한다는 것을 의미한다⁵⁾. 반면 섬유성유착(fibrous-integration)이란 건강한 치밀교원섬유조직이 골과 임플란트 사이에 존재하는 것을 의미하는 것이며, Albreksson 등⁶⁾은 임플란트와 골조직 사이에 섬유성 조직이 개재되게 되면 골유착된 경우보다 실패율이 높아진다고 보고하였다. Bloch와 Bader⁷⁾는 임플란트 주위의 섬유성 결체조직이 위막(pseudomembrane)으로 작용해 완충(stress breaker) 기능을 할 수 있을 것으로 추측했으나, Lavelle 등⁸⁾에 의해 임플란트 주위의 섬유성 결체조직은 골에는 결합되어 있으나 임플란트에는 결합되어 있지 않기 때문에 치주인대의 기능적 대치물이 되지 못하는 것으로 밝혀졌다.

임플란트의 성공 여부는 임플란트의 생체 적합성, 골조직의 양과 질, 외과 술식 및 상부 구조물의 설계 등 여러 요소^{9,10)}에 달려 있으며, 특히 골유착성 임플란트는 골조직과 임플란트가 결체 조직의 개재없이 직접 접촉하기 때문에 치주 인대에 의해 둘러싸여진 자연치와는 기능적 및 생리적으로

응력의 분산이나 그 전달과정이 다르다¹¹⁾. 따라서 이렇게 동요도가 서로 다른 임플란트와 자연치를 가공의치로 연결할 경우에는 보철물의 연결형태와 연관된 응력분산에 대한 고려가 반드시 수반되어야 하며, 이에 대한 논쟁은 아직도 계속되고 있으며 연구 문헌도 그리 많지 않은 실정이다.

1978년 Takahashi 등¹²⁾은 하악 제2소구치와 제2대구치를 연결한 통상적인 가공의치와 제2대구치 부위에 blade-vent 임플란트를 매식시켜 서로 연결한 가공의치의 유한요소법적 응력비교분석에서 제2소구치 부위의 응력은 임플란트와 자연치를 연결한 경우에서 더 적게 나타났다고 보고하였으며, Sullivan¹³⁾은 자연치와 임플란트를 연결시킬 때는 반고정성 연결장치(non-rigid connector) 특히 telescope 금관을 이용하는 것이 좋다고 추천하고 있는 반면, McGlumphy 등¹⁴⁾은 자연치와 임플란트를 반정밀 부착형 유지장치(semi-precision attachment)로 연결해 주게 되면 가공치에 하중이 가해질 때 임플란트와 치아에 오히려 cantilever 효과를 증가시켜 더 나쁜 영향을 미칠 수 있다는 상반된 주장을 하고 있다. 골유착성인 Brånemark 임플란트와 자연치를 서로 고정성 및 반고정성 가공의치로 제작해 임상에 적용한 경우 양호한 결과를 얻었다는 보고¹⁵⁾가 있기는 하나, 아직까지 다양한 임상적 사례에서 이들을 어떻게 합리적으로 적용해야 하는지의 기준은 설정되어 있지 않다.

생체의 여러 역학분석 방법 중 광탄성법은 1816년 영국의 David Brewster가 유리에

응력이 발생하도록 해서 여기에 편광(polarized light)을 통과시켜 발견한 것이며, 많은 분야의 실험적 응력분산에 널리 응용되고 있다¹⁶⁾. 치의학 분야에서도 1935년 Zak¹⁷⁾의 치조골 내에서의 교정력 영향에 대한 연구를 시발로 치관 및 가공의치에서의 응력분석¹⁸⁻²⁶⁾, 국소의치에서의 응력분석²⁷⁾, 총의치에서의 응력분석²⁸⁾, 치과보존학 분야²⁹⁻³¹⁾, 치과교정학 분야³²⁾, 치과임플란트 분야³³⁻⁴⁰⁾ 등에서 꾸준히 연구에 응용되고 있다. 섬유성 유착된 임플란트에 대한 역학적 연구로는 Hernandez와 Bodine³¹⁾의 통상의 총의치와 골막하 임플란트를 이용한 임플란트 의치에서의 저작력을 비교하여 임플란트 의치의 경우에 저작력이 2배에서 2.5배 증가했다는 보고, Jones 등³⁵⁾의 골막하 임플란트에 관한 광탄성 연구에서 후방으로 하악지까지 연장되고 임플란트는 서로 연결된 구조를 가지는 것이 유리하다는 보고, Linkow³⁶⁾의 자신이 설계한 blade-vent 형의 임플란트가 자연치보다 측방압에 더 잘 견딘다는 보고 등이 있다. 골유착 임플란트에 대한 역학적 연구로는 Lill 등³⁷⁾이 발표한 골유착성 임플란트에 이용된 완충장치물(stress breaking element)의 유용성에 관한 연구, French 등³⁸⁾이 발표한 4가지 종류의 골유착성 임플란트 주위의 응력을 비교한 광탄성 연구, Reiger 등³⁹⁾의 골유착성 임플란트의 설계에 관한 유한요소법적 연구, Rangert 등⁴⁰⁾의 자연치와 연관된 Brånemark 임플란트의 기계적 특성에 대한 공학적 실험 등이 있으며 최근까지도 이방면의 다양한 연구가 진행되고 있다.

저자는 가공의치에서 임플란트와 치아간의 보철물 연결형태와 나사형 및 원통형 임플란트에서 그 형태의 차이가 주위 골조직의 응력분산에 어떤 영향을 미치는지를 관찰하기 위해 임플란트와 지대치를 고정성 및 반고정성 가공의치로 연결하고 수평면에 대해 수직 및 25도 협축 측방력을 가하여 임플란트와 지대치 주위의 응력분포양상을 3차원적 광탄성 분석법으로 연구하여 본 바 약간의 지견을 얻었기에 이를 보고하는 바이다.

재료 및 방법

실험 재료

치아는 Araldite(CT-200, Cyba Geigy Ltd., Switzerland)와 경화제(HT-901, Cyba Geigy Ltd., Switzerland) 및 Silicate dioxide (Junsei Chemical Co., Japan)를 중량비 10 : 3 : 1로 혼합해 제작했으며, 임플란트는 나사형인 Brånemark 임플란트(Nobelpharma Co., Sweden, 3.75×10mm)와 원통형인 IMZ

임플란트(Friedrichsfeld Co., Germany, 4×11mm)를 인상 채득한 후 Araldite와 경화제 및 Silicate dioxide를 10 : 3 : 5로 혼합해 복제한 것을 사용했으며, 하악골 재료로는 Araldite와 경화제를 10 : 3으로 혼합한 순수 에폭시레진(pure epoxy resin)을 사용했으며, 치주인대로는 실리콘인상재(KE 1402, Shin-Etsu Chemical Co., Japan)를 사용하였다.

실험 방법

1) 시편제작

(1) 치아

Wheeler¹⁾의 실측치를 이용해 조각된 하악 제2소구치의 경석고 모형에 전장관을 위한 지대치 형성(full veneer crown preparation)을 시행하고 실리콘인상재(KE, Shin-Etsu Chemical Co., Japan)로 인상채득하여 음형을 제작한 뒤, Araldite와 경화제 및 Silicate dioxide를 중량비 10 : 3 : 1로 계량하여 응력동결로(Riken Keiki Fine Instrument Co., Japan)에서 용해시킨 후, 치아 음형에 주입하고 온성주기(curing cycle, Fig. 1)에 따라 중합 반응시켜 제작하였다.

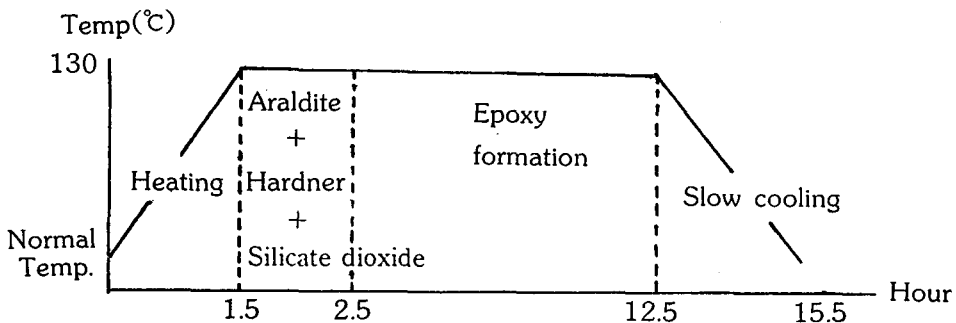


Fig. 1. Curing cycle in the furnace.

(2) 나사형 및 원통형 임플란트

티타늄으로 된 임플란트를 에폭시레진 내에 그대로 매식시켜 사용할 경우 발생하는 큰 잔류응력과 에폭시레진과 금속 간의 큰 물성치 차로 인한 실험오차를 최소한으로 해주기 위해 티타늄으로 된 나사형 및 원통형 임플란트의 실리콘 음형을 채득하여 복제한 것을 사용했으며, 시편 제작에 사용된 광탄성 재료는 Araldite와 경화제 및 Silicate dioxide를 10 : 3 : 5로 혼합한 것이었으며, 임플란트 복제물의 탄성계수를 증가시키기 위해 Silicate dioxide의 비율을 5로 높여 제작하였다.

(3) 하악골

하악골의 형태를 모조한 파라핀왁스 악골모형을 먼저 제작한 다음, 정해진 위치에 광탄성 물질로 복제된 임플란트와 0.2mm 두께의 왁스를 치근에 부착시켜 치근막을 재현시킨 치아를 식립시킨 후, 임플란트만 남겨두고 치아는 왁스와 함께 제거시킨 상태로 실리콘으로 하악골의 음형을 제작했다. 이 음형을 응력동결로 내에서 충분히 예열시키고 나서, 임플란트가 식립될 만입(indentation)부에 임플란트 시편을 위치시키고 난 다음, 음형내부에 Araldite와 경화제를 중량비 10 : 3으로 서로 혼합시켜 기포가 생기지 않게 주입해 하악골모형을 제작하였다.

(4) 치주인대

하악골 제작시 사용된 치아시편의 치근에 부착된 0.2mm 두께의 왁스를 실리콘 고무

인상재로 치환해 사용하였다.

2) 실험재료의 물성치 측정

하악골, 치아, 임플란트로 사용된 광탄성 물질의 응력동결로 내에서의 물성치를 측정하기 위해 각각의 재료로 3×20×0.5cm 크기의 평판(plate)을 제작한 다음, 표면에 strain gauge(N11-MA-2-120, Showa, Japan)를 부착시켜 응력동결로 내에서의 탄성계수와 포아송 비를 측정해 냈다.

측정된 탄성계수는 하악골 재료는 11.0 Mpa, 자연치 시편은 18.3 Mpa, 임플란트 시편은 45.8 Mpa이었으며, 치주인대로 사용된 재료의 탄성계수는 황 등⁴²⁾의 측정치를 참조하였으며 그 값은 0.8 Mpa이었다.

(Table 1)

Table 1. Experimental material properties

Material	E-modulus	Poisson-ratio
Bone	1500-15000	0.3
Dentin	12000	0.3
Periodontal ligament	2.0	0.45
Titanium	10000	0.35
Mandible replica	11.0	0.4
Tooth replica	18.3	0.4
Silicone rubber base	0.8	0.45
Implant replica	45.8	0.41

E-modulus unit : Mpa, 1Kg/mm²=9.8 Mpa

3) 실험모형의 제작

본 연구의 실험을 위해 제2소구치는 건강한 상태이며 제1, 2대구치가 결손된 경우를 가정하여 실험모형을 제작하였다.

제1, 2대구치가 결손된 하악에서 Wheeler¹¹⁾에 의한 실측치를 이용해 제2소구치 원심에서 14mm 지점에 나사형 임플란트를 매식한 실험 모형 4개, '나사형 임플란트 대신 원통형 임플란트를 매식한 실험 모형 4개, 그리고 대조군으로 제2소구치와 제2대구치 부위에 나사형 임플란트 2개를 매식한 실험모형 4개를 각각 제작하였다.

각 실험군의 4개 모형 중 2개는 수직교합력의 응력분석을 위해 수평면과 수직되게, 2개는 측방교합력의 응력분석을 위해 수평면과 25도 경사³²⁾지게 제작하였다.

나사형 임플란트와 치아를 연결한 군과 원통형 임플란트와 치아를 연결한 군의 각 4개 모형 중 2개의 모형에는 고정성 가공의치를, 2개의 모형에는 key와 keyway가 제2소구치 원심 쪽에 존재하는 반고정성 가공의치를 제작하였으며, 나사형 임플란트 2개를 매식한 4개의 대조군 모형중 2개 모형에는 고정성 가공의치를, 2개 모형에는 제2대구치 부위의 임플란트에만 단금관(single crown)을 니켈-크롬 합금(Sankin CB-80, Japan)으로 제작하여 인산아연시멘트(Zinc cement, Lee smith, U.S.A.)로 접착시켜 실험모형을 완성하였다.

4) 하중의 조건

(1) 수직 하중

응력동결로에 미리 제작된 하중장치를

설치시킨 후 하중량의 결정 및 무니차수의 균일성 여부를 위하여 예비실험을 시행하였으며, 그 결과 무니차수를 비교할 수 있는 최적의 하중량인 3Kg을 결정하였다.

수직력에 대한 응력분산을 관찰하기 위해 가공의치의 경우에는 수평면과 수직으로 가공의치의 교합면 중앙좌에 3Kg의 하중을 가했으며, 단금관에는 1.5Kg의 하중을 교합면 중앙좌에 가하였다(Fig. 2).

(2) 측방 하중

측방력에 대한 응력분산을 관찰하기 위해 같은 양의 하중을 수평면과 25도 경사지게 협측방향으로 주었다(Fig. 2).

5) 응력동결 및 측정

보철물의 장착이 끝난 실험모형을 응력동결로 내에 위치시켜 무하중상태에서 소둔(annealing)시킨 후, α -Bromonaphthalene과 유동파라핀의 혼합액(용적비, 1 : 0.585)이 들어있는 용기에 고정하고 이것을 광탄성 실험장치(Photelasticity experiment appliance ; PA-420, Riken Keiki Fine Instrument Co., Japan)에 장치하여 잔류응력의 발생유무를 조사하였으며, 응력을 동결시킨 후 발생한 무니차수에서 잔류응력의 무니차수를 뺀 뒤 응력분석을 하였다(Fig. 3, 4).

실험모형에 하중장치를 부착시키고 실험의 조건대로 하중을 가한 뒤 응력동결로에서 응력동결주기에 따라 응력을 동결시켰다(Fig. 5).

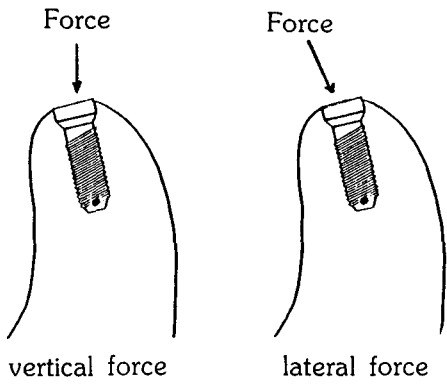


Fig. 2. Direction of force application

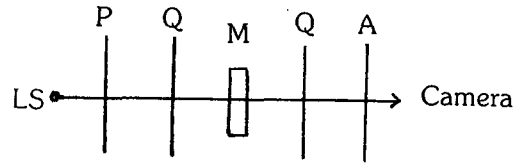


Fig. 3. The circular polariscope arrangement.

LS : the source of light, P : polarizer, Q : the quarterwave plate, M : the model, A : analyzer.

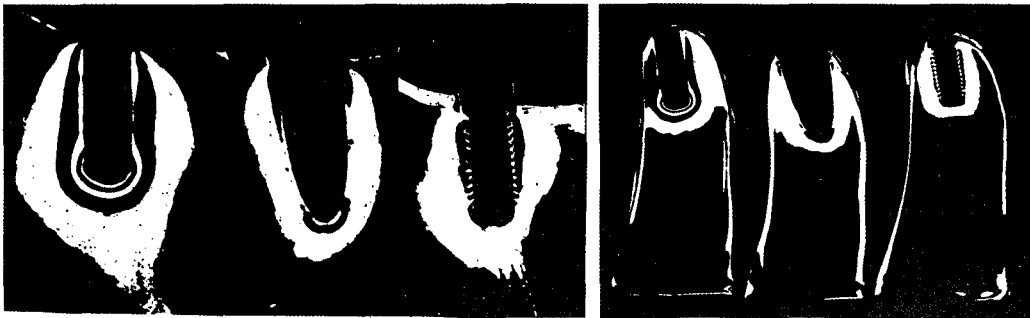


Fig. 4. Residual stress around cylindrical implant, tooth and threaded implant.

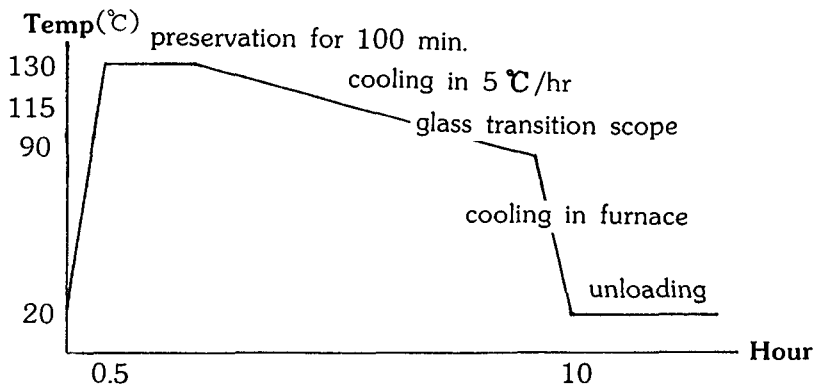


Fig. 5. Stress freezing cycle.

응력동결이 끝난 실험모형은 먼저 근원심방향에서 사진촬영 및 인화하여 무늬차수를 관찰하고난 뒤, 보철물을 제거하고 임플란트와 제2소구치를 중심으로 약 7mm 두께로 협설방향으로 절단하여 절단면이 활면이 되도록 사포로 연마한 후 같은 방법으로 무늬차수를 관찰하였다.

측정은 임플란트와 치아의 경부, 중앙부 및 근단부에 미리 측정점을 잡아 육안 및 광학확대기(Optical comparator; Sc Herr Tumi Co. U.S.A.)로 하였고, 측정점에서의 응력값과 응력분포도를 도표로 작성해 비교분석하였다(Fig. 6)

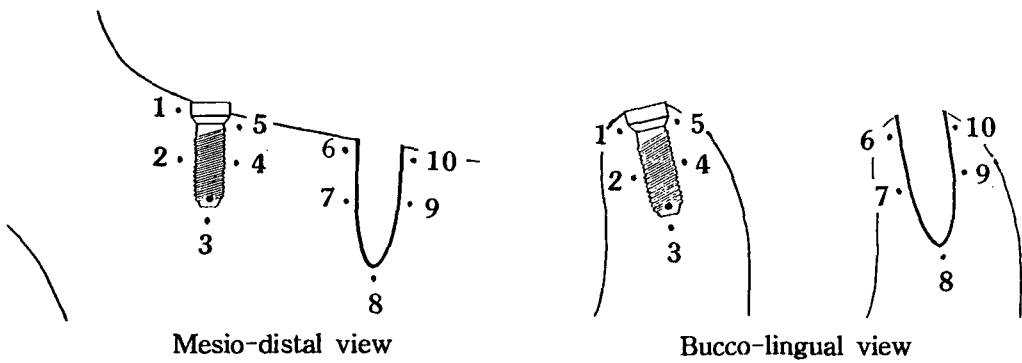


Fig. 6. Measuring points.

실험 성적

1) 나사형 임플란트에 단금관을 장착하고 1.5Kg의 수직 및 25도 측방력을 가한 경우

나사형 임플란트에 단금관을 장착하고 1.5Kg의 수직하중을 가했을 때 임플란트의 중앙 및 근단부에서는 주위에 비슷한 무늬차수가 생겼으나, 나사산과 countersink 부분이 만나는 근원심 경부에는 7차, 10차의 응력집중이 나타났으며, 협설측으로도 나사산 중앙 및 근단부에서는 비교적 고른 응력분산이 나타났으나 설측 경부에는 응력집중이 나타났다(Fig. 7).

25도 측방력에 대해 설측 경부에서 협측 경부로의 힘의 이동이 관찰되었으며, 임플란트 중앙 및 근단부에서는 수직력과 비교

해 응력분산에 큰 차이가 없었다(Fig. 8).

2) 두개의 나사형 임플란트를 고정성 가공 의치로 연결하고 3Kg의 수직 및 25도 측방력을 가공치의 교합면 중앙와에 가한 경우

두개의 나사형 임플란트를 고정성 가공 의치로 연결하고 수직력을 가공치의 중앙와에 가해 주었을 때는, 임플란트의 중앙 및 근단부에서는 응력이 비교적 고르게 분산되었으나 임플란트의 경부에서는 응력집중현상이 나타났으며, 협설측으로도 설측 경부에 응력집중이 나타났다(Fig. 9).

25도 측방력에서는 설측 경부에서 협측 경부로의 힘의 이동이 나타났으며 임플란트 근단 쪽으로 갈수록 측방력에 대한 영향을 적게 받는 것으로 나타났다(Fig. 10).

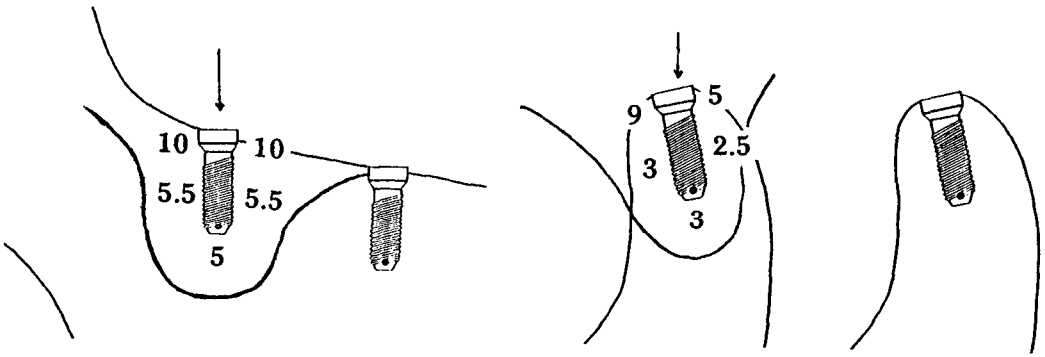


Fig. 7. Stress distribution around single threaded implant when vertical force was applied.

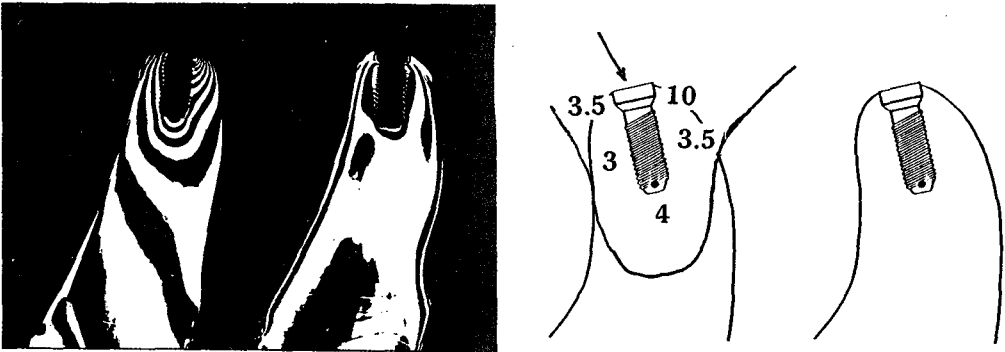


Fig. 8. Bucco-lingual view of stress distribution around single threaded implant when 25 degree lateral force was applied.

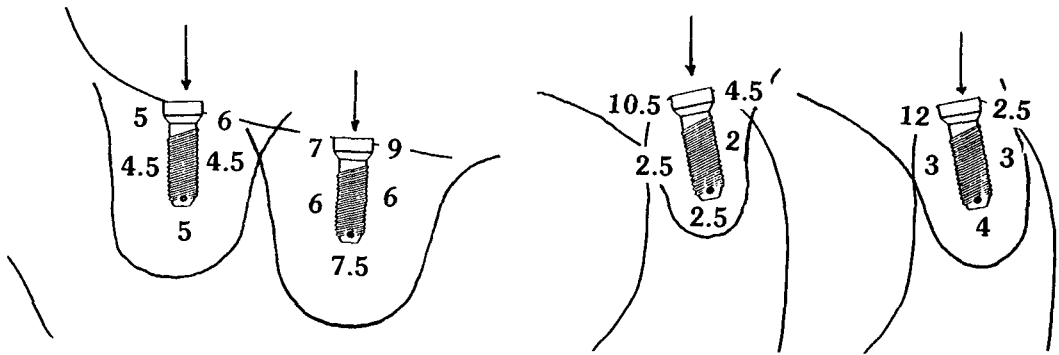
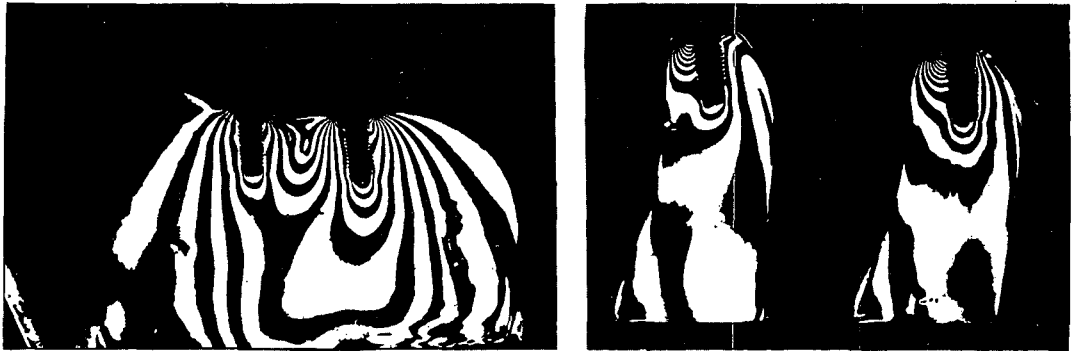


Fig. 9. Stress distribution around two threaded implants connected with rigid connector when vertical force was applied.

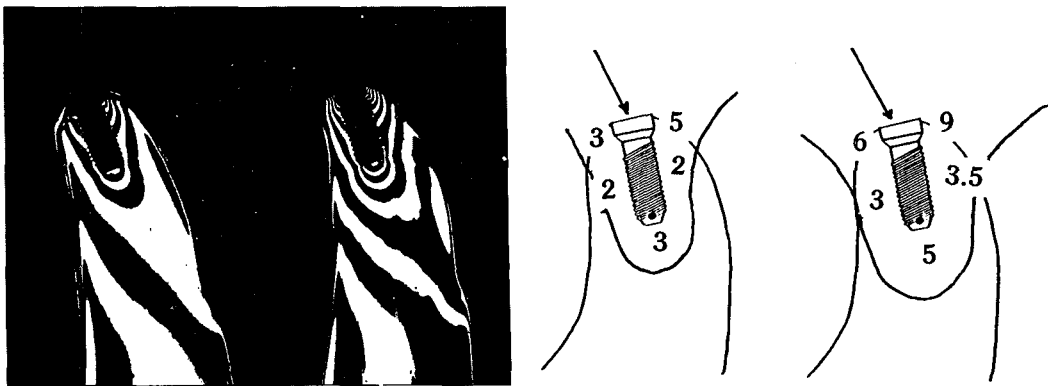


Fig. 10. Bucco-lingual view of stress distribution around two threaded implants connected with rigid connector when 25 degree lateral force was applied.

3) 나사형 임플란트와 치아를 고정성 가공의치로 연결하고 3Kg의 수직 및 25도 측방력을 가공치의 교합면 중앙좌에 가한 경우

나사형 임플란트와 치아를 고정성 가공의치로 연결하고 수직력을 가해 주었을 경우는 임플란트와 지대치의 근원심 및 설측경부와 지대치의 근단부에 응력집중현상이 나타났으며, 임플란트의 중앙 및 근단부에

서는 비교적 고른 응력분산이 나타났으나 지대치주위에서는 중앙부보다는 근단부에서 2배 이상의 응력을 받는 것으로 나타났다 (Fig. 11).

25도 측방력을 가했을 때는 임플란트와 지대치의 설측경부에서 협측경부로 응력집중의 이동이 나타났으며, 임플란트와 지대치의 근단부에서는 수직하중시와 비교해 응력분산에 큰 변화가 없었다 (Fig. 12).

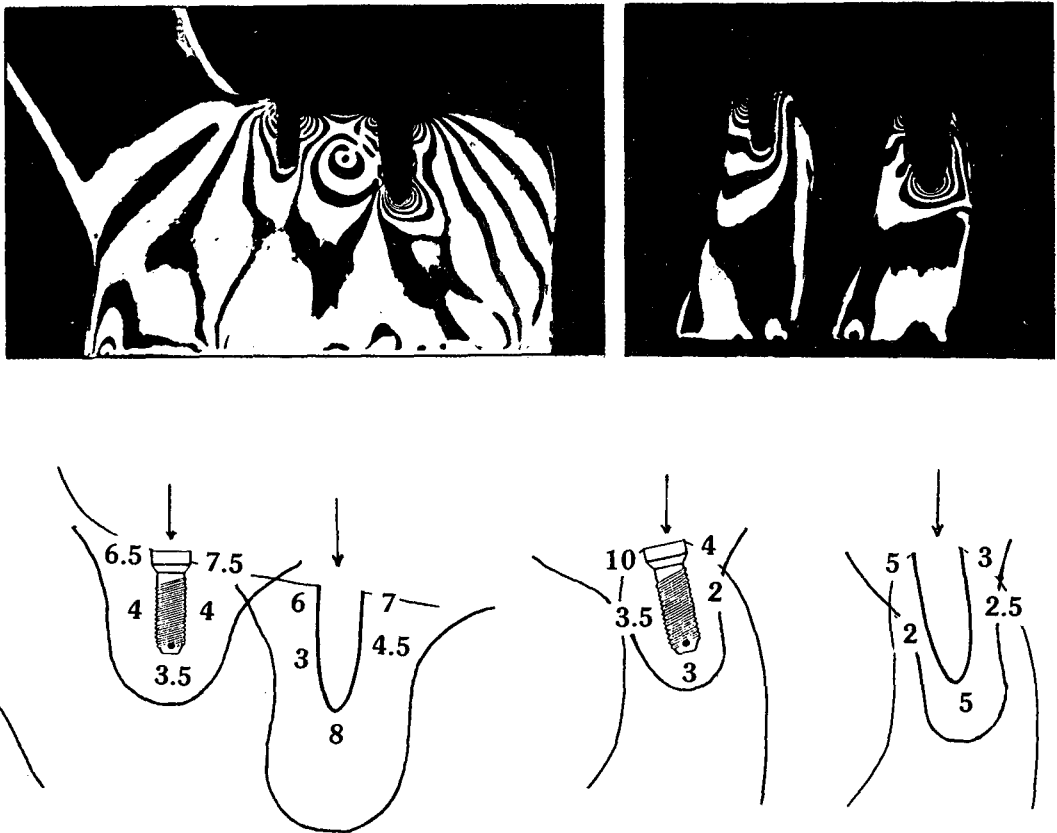


Fig. 11. Stress distribution around threaded implant and tooth connected with rigid connector when vertical force was applied.

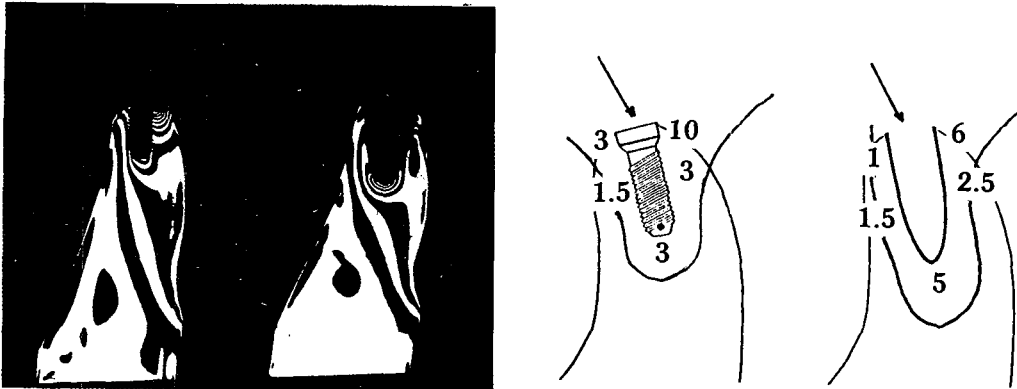


Fig. 12. Bucco-lingual view of stress distribution around threaded implant and tooth connected with rigid connector when 25 degree lateral force was applied.



Fig. 13. Stress distribution around threaded implant and tooth connected with non-rigid connector when vertical force was applied.

4) 나사형 임플란트와 치아를 반고정성 가공의치로 연결하고 3Kg의 수직 및 25도 측방력을 가공치의 교합면 중앙좌에 가한 경우

나사형 임플란트와 치아를 반고정성 가공의치로 연결하고 수직하중을 가했을 때는 임플란트와 치아의 근원심 및 설측 경부와 지대치의 근단부에 응력집중이 나타났으며, 대체적인 응력분산은 고정성 가공의치로 연결했을 경우와 유사했으나 고정성에

서는 지대치의 치경부 쪽에 반고정성에서는 임플란트의 경부 쪽에 더 큰 응력을 나타냈다(Fig. 13).

25도 측방력에 대해 임플란트와 지대치의 설측경부에서 협측경부로 힘의 이동이 관찰되었으며, 임플란트와 지대치의 근단부에서는 수직하중시와 비교해 응력분산에 큰 차이가 없었으며 전반적인 응력분산의 양태는 고정성으로 연결했을 경우와 거의 유사했다.(Fig. 14).

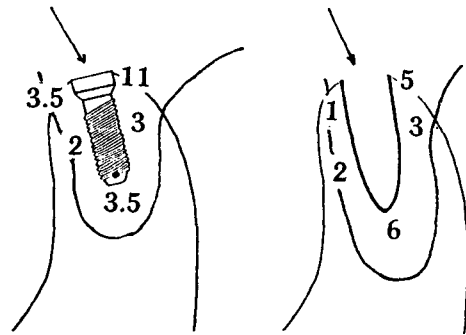
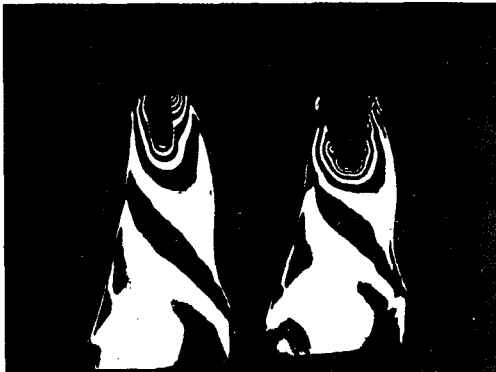


Fig. 14. Bucco-lingual view of stress distribution around threaded implant and tooth connected with non-rigid connector when 25 degree lateral force was applied.

5) 원통형 임플란트와 치아를 고정성 가공의치로 연결하고 3Kg의 수직 및 25도 측방력을 가공치의 교합면 중앙좌에 가한 경우

원통형 임플란트와 치아를 고정성 가공의치로 연결했을 경우 임플란트 주위에서는 비교적 고른 응력분산양상을 나타냈으나, 지대치의 근원심 치경부와 치근단 부위에는 임플란트에서보다 더 큰 응력집중이 나타났으며 특히 치근단 부위의 응력은 13.5차로 다른 부위의 응력값보다 2배이상 높게 나타났다. 나사형 임플란트와 치아를 고정성으로 연결한 것과 비교해 보면, 임플란트

경부의 응력집중은 나사형 임플란트 주위보다 더 적게 나타난 반면, 지대치의 근원심 치경부 및 근단부에는 더 큰 응력집중현상이 나타났다(Fig. 15).

25도 측방력에 대해 임플란트와 지대치의 설측 경부에서 협측 경부로 힘의 이동을 관찰할 수 있었으며 임플란트와 지대치의 중앙 및 근단부는 경부보다 측방력에 대해 덜 영향을 받는 것으로 나타났으며, 나사형 임플란트와 치아를 고정성으로 연결한 것과 비교해서는 임플란트 협측경부의 응력집중현상이 나사형 임플란트에서보다 더 적게 나타났다(Fig. 16).

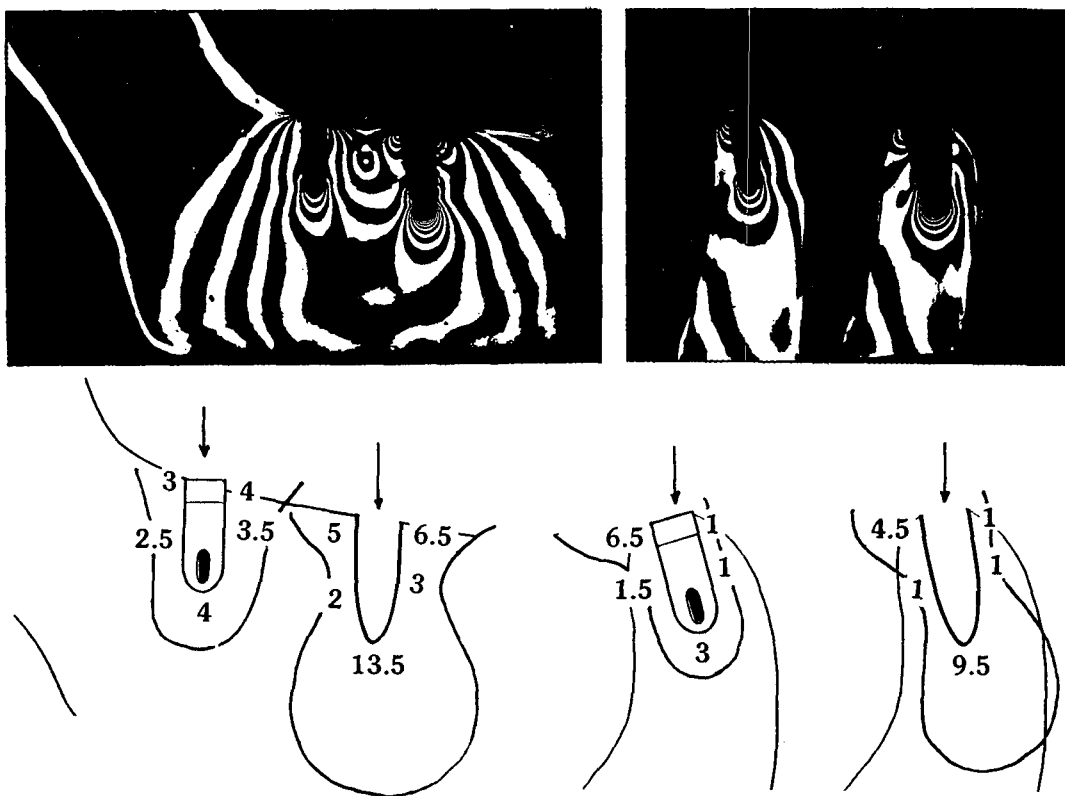


Fig. 15. Stress distribution around cylindrical implant and tooth connected with rigid connector when vertical force was applied.

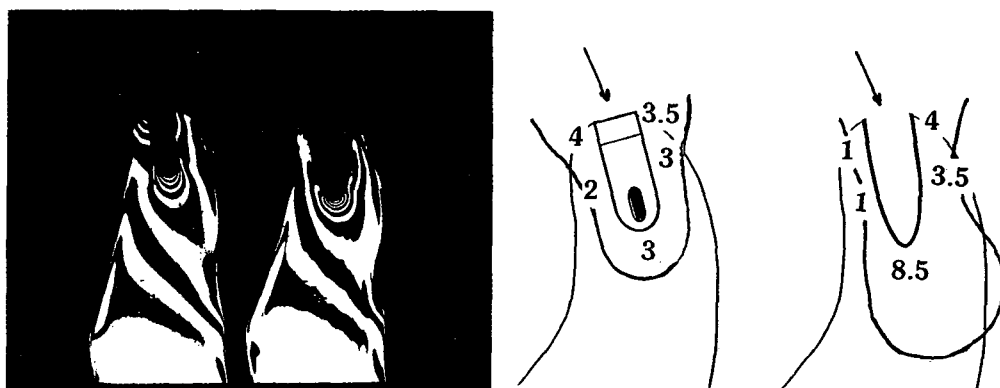


Fig. 16. Bucco-lingual view of stress distribution around cylindrical implant and tooth connected with rigid connector when 25 degree lateral force was applied.

6) 원통형 임플란트와 치아를 반고정성 가공의치로 연결하고 3Kg의 수직 및 25도 측방력을 가공의치의 교합면 중앙외에 가한 경우

원통형 임플란트와 치아를 반고정성으로 연결했을 때에는 임플란트와 치아의 경부 및 지대치의 치근단 부위에 응력집중이 나타났으며, 고정성으로 연결한 것과 비교해 보면 치근단부에는 훨씬 적은 응력집중이 나타난 반면 임플란트와 지대치의 근원심 및 설측 경부에는 보다 더 큰 응력집중이

나타났으며, 특히 치아의 원심 치경부 쪽에는 12차로 고정성에서보다 훨씬 높게 나타났다. 나사형 임플란트와 치아를 반고정성으로 연결한 것과 비교해 보면, 지대치의 근원심 치경부 특히 원심 및 설측에 더 큰 응력집중현상이 나타났다(Fig. 17).

25도 측방력에서는 임플란트와 지대치의 설측 경부에서 협측 경부로의 힘의 이동이 관찰되었으며, 고정성으로 연결해 준 것과 비교해 보면 임플란트의 협측 경부에 더 큰 응력집중이 나타났다(Fig. 18).

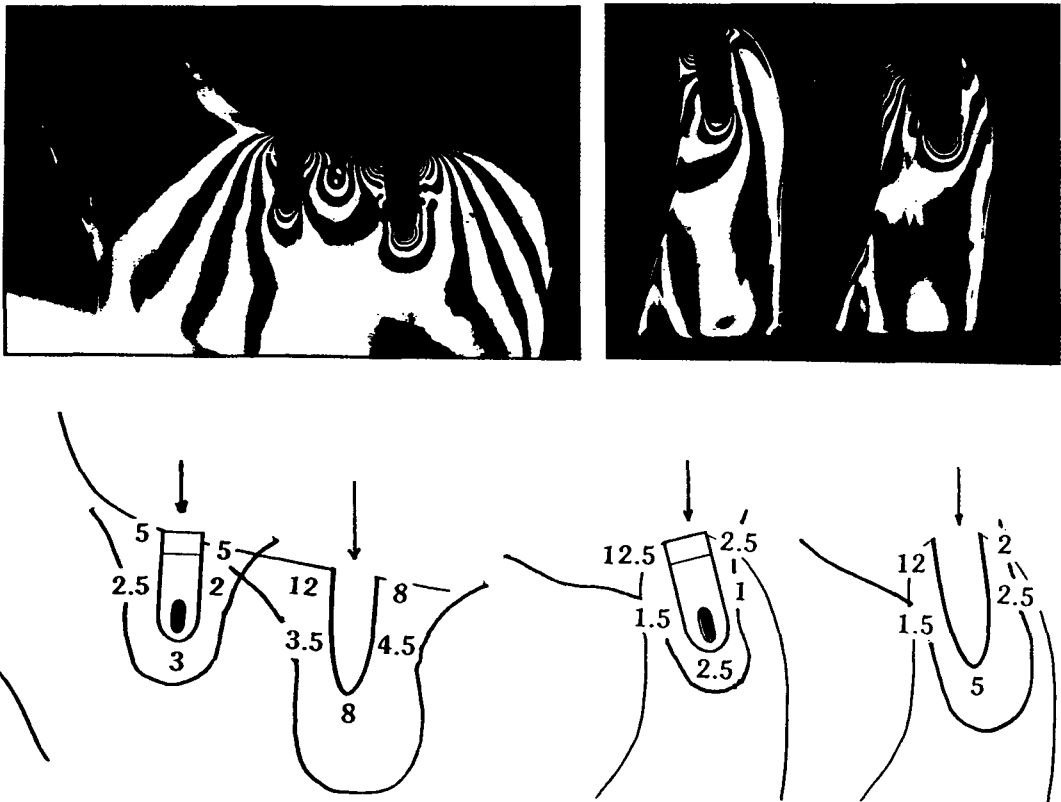


Fig. 17. Stress distribution around cylindrical implant and tooth connected with non-rigid connector when vertical force was applied.

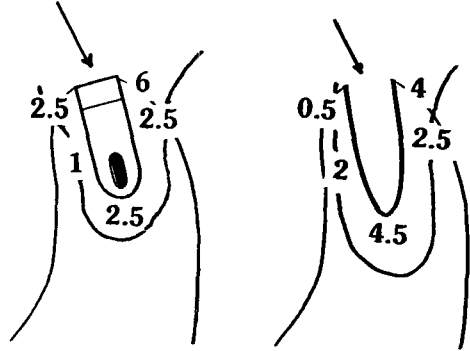


Fig. 18. Bucco-lingual view of stress distribution around cylindrical implant and tooth connected with non-rigid connector when 25 degree lateral force was applied.

고 찰

자연치와 임플란트는 그 물성치와 형태가 상이하므로 이들을 서로 연결해 줄 때에는, 이를 지지하는 치아, 치근막, 치조골 등에 생리적 한계를 넘는 과도한 힘이 전달되지 않도록 해주어야 하며, 어떤 한 부분에 힘이 집중되지 않게 응력의 고른 분산을 도모해 주어야 한다^{9, 10, 43, 44}.

생체의 역학분석 방법으로는 strain gauge법, holography법, brittle coating법, 기계적파절 실험법, 유한요소법 및 광탄성법 등의 여러가지 방법들이 있으며 치의학 분야의 연구에서는 strain gauge법^{45, 46}, 광탄성법^{14, 17-33, 35, 38, 47}과 유한요소법^{12, 39, 48-54} 등이 많이 이용되고 있다. Strain gauge법은 보철물이나 지지조직과 유사하게 제작된 모형표면에 strain gauge를 부착해 하중이 주어졌을 때 생기는 표면의 변화를 전기적 저항으로 측정해 응력을 해석하는 방법이며, 이 방법은 비교적 정확한 표면응력을

계산해 낼 수 있으나, 장착 가능한 gauge의 수가 제한되고 장착을 위한 공간의 확보를 위해 보철물의 변형이 필요하며 내부응력에 대한 정보를 얻을 수 없다는 단점을 가진다.

유한요소법은 구조물을 물리적 성질이 비슷한 여러 개의 작은 분할요소로 나누고 구성성분의 탄성계수와 포아송 비, 하중의 크기와 방향을 컴퓨터 프로그램에 입력시켜 계산함으로써 각 요소의 응력과 절점의 변위를 산출하고 이것을 연결시켜 전체의 양상을 파악하는 응력분석 방법이다⁵⁰.

광탄성법은 편광이 실험모형을 통과하면서 발생시키는 각기 다른 무늬차수를 분석 함으로서 응력의 크기 및 분포 양상을 밝히는 응력분석법이며, 특히 이 방법은 피실험체의 한점 한점의 값을 얻는 다른 응력분석법과는 달리 실제와 같은 상황으로 시편을 제작해 시편전체의 응력분포를 동시에 관찰할 수 있다는 잇점이 있다^{56, 57}. 광탄성법에서 문제가 되는 것은 실험모형상의 모든 구조물의 물성치를 일치시켜 줄

수 없다는 것이나, 만약 이 문제를 최소한으로 해결해 줄 수 있다면 광탄성 응력분석법은 완성된 구조물의 응력을 해석해 보는 최적의 실험법이라 할 수 있다. 본 실험에서는 자연치, 임플란트, 치주인대, 하악골 등의 각기 다른 탄성계수와 포아송비를 최대한 비슷한 비율로 맞추려고 물성치를 조절했으며, 미리 잔류응력을 측정해 보정해 주었기 때문에 이들 구조물의 물성치 차이로 인한 실험오차는 거의 없었을 것으로 사료된다(Table 1 참조).

하중의 조건은 예비실험을 통해 무늬차수 측정이 가장 용이한 응력동결로 내에서의 3Kg으로 결정했으며, 이 하중은 외부에서의 113.4Kg정도(20도에서의 광탄성 감도는 $\alpha=0.92\text{mm/Kg}$ 이고, 130도에서의 감도는 $\alpha=34.78\text{mm/Kg}$ 이다. 따라서 $34.78/0.92=37.8$ 아드로 여기에 3Kg의 하중을 곱하면 $37.8 \times 3 \approx 113\text{Kg}$)가 된다. 성인 구치부의 교합력에 대해 Craig⁵⁸⁾은 390N에서 880N 정도, Morrey 등⁵⁹⁾은 최대교합력이 1221N 정도, 이⁶⁰⁾는 한국인의 최대교합력은 54Kg정도라고 주장하는 등 학자에 따라 다양하다.

본 실험에서는 Morrey 등⁶¹⁾이 주장하는 최대교합압 1221N에 근사한 응력동결로 내에서의 3Kg으로 하중량을 결정하였다(1Kg=9.8Newton). 그러나 광탄성 응력분석에 있어 무늬차수로 나타난 응력분포는 응력의 크기와 선형적으로 비례하므로 하중의 크기 자체가 응력분산의 양상을 알아 보는 데는 크게 중요하지 않다⁶⁰⁾.

Adell 등⁶²⁾은 Brånemark 임플란트를 시술한 734 경우 중 상악에서는 매식 첫 해

성공율이 88%, 5년에서 12년 성공율이 84%, 하악에서는 각각 94%, 93%였다고 보고하였다. 실패의 원인으로는 수술 중 외상, 치유기 동안의 천공, 반복된 과하중(repeated overload), 진행성 변연부 골흡수(progressive marginal bone loss), 보철물 제작의 잘못, 부적절한 응력분산 등을 지적했다. 따라서 골유착이 이루어진 임플란트에 보철물을 제작해 줄 때에는 응력집중으로 인한 변연부 골흡수와 임플란트 주위의 균등한 응력분산에 대한 고려가 필수적이라 할 수 있다. 현재 임상에 적용되고 있는 임플란트의 형태는 매우 다양하며¹¹⁾, 이들 중 원통형으로 생긴 것이 다른 형태보다 응력분산에 더 양호하며⁶³⁾, 원통형이면서도 여기에 나사산이 형성된 경우가 더 좋으며⁶³⁾, Kinni 등³³⁾의 연구에 의해 나사산의 형성도 Brånemark 임플란트 같이 전체에 걸쳐 형성된 경우가 Core-vent 같이 일부분에만 형성된 것보다 응력분산에 더 양호하다고 알려져 있다. 한편 Reiger 등^{33,52-54)}은 나사형 임플란트 중에서도 원추(taper)의 나사형이 원통의 나사형보다 응력분산에 더 좋다고 보고하고 있다. 치아에 post를 적용시킬 때에도 나사형 post가 응력을 가장 잘 분산시키는 형태라고 알려져 있다⁶⁴⁾.

1986년 Albreksson 등⁶⁾은 임플란트 성공의 기준으로 수직골흡수(vertical bone loss)에 대해 언급했는데 그 양은 보철물 장착 1년 후 부터는 매년 0.2mm 이하이어야 한다고 하였으며, Adell 등⁶⁵⁾은 Brånemark 임플란트를 매식한 환자의 보철물 장착 첫

해의 평균골소실은 1.2mm이었으며, 그 다음해부터의 매년골소실은 0.1mm이하였다고 보고했다.

그리고 매식초기 치유기에 발생하는 수직 골흡수는 하악에서보다 상악에서 더 크게 나타난 반면 보철물 연결 후의 골흡수는 상악보다 하악에서 더 크게 나타났으며, 그 이유는 가해지는 외력에 대한 임플란트 주위 골조직의 장기반응(long-term reaction)으로 골소주(trabecular)의 층판석회화(laminarization)가 일어나는 remodeling의 능력과 정도 차이 때문일 것이라 추측했다¹¹⁾. 본 연구에서는 나사형 임플란트에 수직 및 측방력이 가해졌을 때 근원심 경부에 큰 응력집중이 나타났는데, 이런 양상은 Reiger 등^{39,52-54)}의 나사형 임플란트 주위의 응력분산에 관한 유한요소법적 연구결과와 Clelland⁵¹⁾ 등의 나사형 임플란트의 일종인 Screw-vent 임플란트 주위의 응력을 유한요소법으로 분석한 결과와 유사했다. 공학자인 西田正孝⁵⁵⁾도 應刀集中이란 그의 저서에서 다자산의 갯수가 6개, 8개, 10개인 볼트와 너트를 결합시켜 압축력을 가해주게 되면 공히 첫번째 나사산과 두번째 나사산이 만나는 골부위에 최대의 압축응력이 나타난다는 광탄성 분석결과를 보고하고 있다. 그러나 Kinni 등³⁹⁾은 Brånemark 임플란트에 수직 및 25도 측방력을 가하면 경부가 아닌 근단부에 응력집중이 생긴다는 다른 결과를 보고했으며, Haraldson⁴⁷⁾은 countersink 부위까지 매식시키고 회전력(torque)을 가해주었을 때는 경부에, 측방력에서는 근단부에, 변연골이 V형으로 흡

수된 상태에서 나사산 부위만 매식시키고 수직력을 가했을 때는 경부에 응력이 집중되었다는 하중 조건과 변연부 골흡수의 양상에 따른 다양한 결과를 보고하였다. 따라서 보철물 장착 칫해에 발생하는 좀 과도한 변연부 골흡수는 이 부분의 응력집중과 깊은 연관이 있을 것으로 사료되며 그 다음해부터는 응력에 대한 골조직의 적응이 이루어진 상태이므로 그 양이 줄어들어 안정된 양상을 유지하는 것으로 추측된다. 초기골흡수가 일어나고난 뒤의 임플란트 경부 주위 골조직의 응력분산양상은 Haraldson⁴⁷⁾의 연구 등을 참조해 볼 때, 본 실험의 결과와는 달리 변연부 골의 흡수정도와 모양에 따라 달라질 수 있을 것으로 여겨지며, 차후의 더 깊은 연구분석이 필요한 것으로 사료된다.

그리고 협설로의 응력분산양상은 설측경부의 응력집중이 협측보다 더 많았는데, 그 이유는 하악대구치 부위에서는 하악와(submaxillary fossa)로 인해 임플란트를 약간 설측으로 경사져 매식시킬 수 밖에 없기 때문에 나타난 결과라 사료되며, 만약 수직력을 임플란트와 치아의 장축 방향으로 가했다면 협설측 무늬차수는 거의 비슷했을 것으로 추측된다. 그러나 임플란트를 매식할 때 장축방향으로 교합력을 일치시켜 준다는 것은 거의 불가능한 일이기 때문에 본 실험에서는 수직교합력에 대한 주위의 응력분산을 알아보기 위해 장축방향이 아닌 수평면에 대해 수직방향으로 힘을 가했으며, 임플란트를 매식할 때는 근원심 및 협설 어느 쪽으로도 크게 경사지지 않고 가능하

면 교합력이 주어지는 방향과 일치시켜 매식해 주는 것이 응력분산에 더 양호할 것으로 사료된다.

나사형 임플란트 두개를 고정성 가공의치로 연결한 경우의 응력분석에서 두개의 임플란트 중 앞부분에 임플란트의 근심면에 더 많은 응력이 나타났는데, 이런 양상은 하악골이 전방 쪽으로 경사져 있기 때문에 앞쪽 임플란트가 더 깊이 매식되어 나타난 결과로 사료되며, 이런 경우에서의 수직력은 Fig. 19에서 보는 바와 같이 전방으로 p1, 경사면에 수직으로 p2, 두개의 벡터로 분산이 이루어져 전방으로 p1만큼의 힘이 더 전달되게 된다.

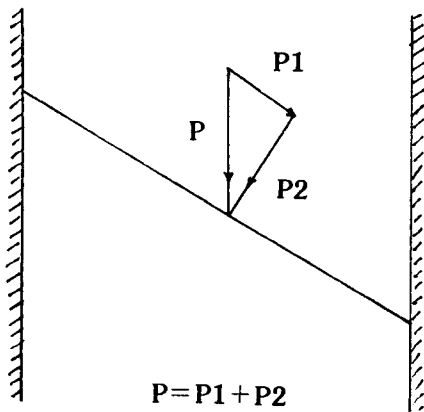


Fig. 19. Force distribution on slope.

자연치와 치조골 사이에 존재하는 치근막은 교합력을 치조골로 전달시키고 치아가 저작하고 있는 동안 충격흡수 기능도 수행한다. 자연치와 임플란트를 연결한 구조물

에 외력이 가해지면 주위 조직에 응력이 발생되며 그 응력의 크기가 생리적 한계를 벗어나거나, 지대치의 한부분에 응력이 집중되면 치근막의 파괴와 치조골의 흡수가 발생한다. 특히 치근막에 높은 압축응력이 가해지면 파골세포의 작용을 증진시켜 골흡수가 발생한다고 알려져 있다⁶⁶⁾.

일반적으로 자연치는 저작시 20-100 μ m 정도의 동요도를 가지며, 골유착성 임플란트는 동요도가 거의 없는 것으로 알려져 있다³⁷⁾. 이렇게 동요도가 서로 다른 골유착성 임플란트와 자연치를 가공의치로 연결할 때는 충격흡수 기능과 응력분산에 대한 고려가 있어야 한다.

이 문제들의 해결을 위해 IMZ 임플란트에서는 Intra-mobile element(IME)를 사용하고 있는데, IME의 기능에 대해 Lill 등³⁷⁾은 IMZ 임플란트와 자연치를 서로 연결했을 때 큰 교합력 하에서는 임플란트가 전적으로 외력을 담당하고 작은 교합력 하에서는 임플란트와 자연치에 외력이 분산될 것으로 추측했으며 IME는 교합력의 응력분산에 크게 기여하지 못한다고 발표했으며, McGlumphy¹⁴⁾도 IME가 응력분산에 큰 영향을 미치지 않는다고 보고하고 있다. 그러나 Rossen 등⁵⁰⁾의 IMZ 임플란트의 충격흡수 장치에 대한 응력분산 연구에 의하면 단독 임플란트에서의 IME는 완충작용에는 기여하나 응력분산에는 아무 영향을 미치지 못한 반면 자연치와 연결되었을 때는 IME의 탄성계수 값이 낮을수록 균일한 응력분산과 완충 효과가 있는 것으로 다소 다른 결과를 보고하고 있다.

본 실험에서는 원통형 임플란트와 나선형 임플란트의 형태학적 특징에 따른 차이를 비교 분석해 보는 것이 목적이었기 때문에 IMZ 임플란트의 IME 기능을 무시하고 일체로 하여 실험을 행하였다. 따라서 IME의 기능을 가지는 IMZ 임플란트와 자연치를 직접 연결했을 때의 실제 응력분석양상과 본 실험의 결과가 일치한다고 주장할 수는 없을 것 같으며, IME의 기능을 가지는 IMZ 임플란트와 자연치를 연결한 보철물의 응력분산에 대한 차후의 더 깊은 연구가 필요할 것으로 사료된다.

Brånemark 임플란트에서는 임플란트 지

대치와 보철물을 연결하는 gold screw 자체가 충격흡수 기능을 가지기 때문에 자연치와 연결해 사용해도 큰 무리가 없다고 알려져 있다⁴⁰⁾. 그리고 충격흡수에 관한 문제는 보철물의 외부를 낮은 탄성계수의 재료(resin 계통)로 피개해 주거나^{37, 43, 63)}, 상하악 치아가 동시에 접촉되도록 보철물을 제작해 주면 해결이 가능하며⁴³⁾, 만약 생리적 한계를 벗어난 과도한 충격외력이 주어질 때는 gold screw 부분이 먼저 이완(loosening)되거나 파괴되어 임플란트와 주위 골조직을 보호해 줄 수 있게 되어 있다⁴⁰⁾.

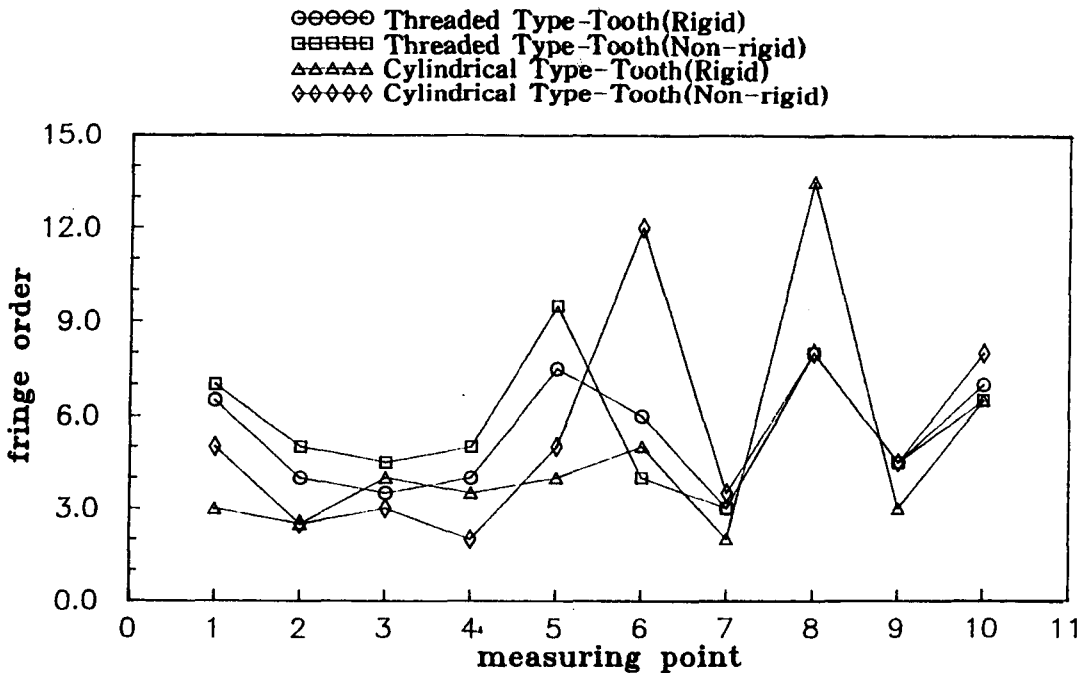


Fig. 20. Stress distribution around threaded, cylindrical implant and tooth connected with rigid or non-rigid connector.

나사형 임플란트와 자연치를 연결한 경우 고정성 가공의치에서는 치아 쪽에, 반고정성에서는 임플란트 쪽에 더 많은 응력이 나타났는데, 이것으로 미루어 나사형 임플란트와 자연치를 연결시켜 줄 때는 임플란트와 매식된 경부의 골질(bone quality)과 자연치의 동요도 및 치조골 높이 등을 고려해 보철물의 연결형태를 결정해야 할 것으로 사료되며, 원통형 임플란트와 치아를 연결한 경우 고정성 가공의치에서는 지대치의 근단부에, 반고정성 가공의치에서는 임플란트와 지대치의 경부에 더 많은 응력이 나타나 나사형을 사용한 경우와는 응력분산 양상이 달랐으며, 특히 원통형 임플란트와 치아를 고정성 가공의치로 연결한 경우에는 실험모형 중 치근단부에 가장 큰 응력집중을 나타냈다(Fig. 20). 이렇듯 같은 조건의 경우에서도 원통형 및 나사형 등의 임플란트 외형에 따라 응력분산양상이 상이하게 나타나므로 나사형 임플란트를 원통형으로 단순화시켜 유한요소법 등으로 응력분석하는 것은 실제와는 다른 결과를 나타낼 수도 있지 않을까 사료된다⁵¹⁾.

본 실험에서는 원통형 임플란트를 사용했을 경우 나사형 임플란트를 사용한 경우보다 임플란트 경부에 응력집중이 덜했는데, 이 결과는 French 등³⁹⁾의 상업적으로 사용되는 4종류의 골유착성 임플란트의 응력분산을 팽탄성법으로 분석해 본 바 IMZ나 Integral 같은 원통형 임플란트에서 Core-vent나 Screw-vent 같은 나사형 임플란트보다 경부에 더 큰 응력이 나타났다는 연구 결과와는 다소 상이하게 나타났으며, 이런

양상은 나사형 임플란트 경부의 기하학적 형상이 나팔꽃 모양으로 벌어져 있기 때문에 나타난 결과로 사료된다.

나사형 및 원통형 임플란트를 치아와 보철물로 연결한 후 지대치 주위의 응력분산을 살펴보면, 고정성 가공의치로 연결했을 경우에는 원통형 임플란트와 치아를 연결했을 경우가 나사형 임플란트와 치아를 연결한 경우보다 지대치 근단부에 더 위대한 것으로 나타났으며, 반고정성 가공의치로 연결했을 경우에도 원통형 임플란트와 치아를 연결한 경우에서 나사형 임플란트와 치아를 연결한 경우보다 지대치의 원심면 상부에 더 큰 응력집중을 나타냈다. 따라서 치아주위의 전반적인 응력분산은 나사형 임플란트와 치아를 연결한 군의 지대치 주위 무니차수 차가 원통형 임플란트를 사용한 군보다 상대적으로 더 적기 때문에 나사형 임플란트가 더 균등하게 지대치 주위의 응력을 분산시키는 것으로 나타났으며, 만약 치아와 임플란트를 연결해 주어야 할 때는 고정성 가공의치 및 반고정성 가공의치 어느 것을 선택하든 나사형 임플란트를 사용하는 것이 원통형 임플란트를 사용하는 경우보다 지대치 주위의 응력분산에 더 효과적이라는 것을 알 수 있다(Fig. 20).

제2대구치 부위에 매식된 나사형 임플란트 주위의 응력은 임플란트 두개를 연결했을 때 가장 균등했으며, 그 다음이 임플란트와 치아를 고정성 가공의치로 연결했을 때, 그 다음이 임플란트와 치아를 반고정성 가공의치로 연결했을 때, 그리고 임플란트 단독으로 사용했을 때 가장 불리한 것으로

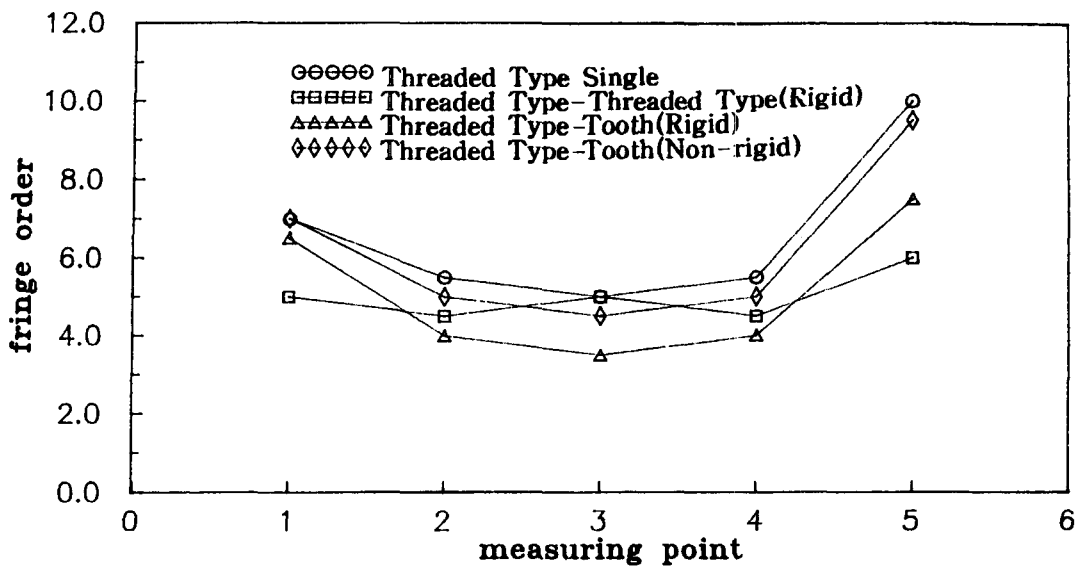


Fig. 21. Stress distribution around threaded type implants.

나타났는데, 이로 미루어 부분 무치악의 경우에는 가능하면 임플란트끼리 연결해 보철물을 제작해 주는 것이 최선이며, 임플란트 단독으로 사용하는 것 보다는 치아와라도 연결해 주는 것이 응력분산의 측면에서는 더 양호할 것으로 사료되며(Fig. 20), 자연치의 경우에도 응력분산은 단금관 보다는 연결금관(splinting)의 경우 더 양호하다고 알려져 있다⁴⁵⁾.

나사형 임플란트 및 원통형 임플란트를 치아와 연결하고 25도 측방하중을 가해준 경우는 실험모형 모두에서 임플란트와 지대치의 경부가 중앙 및 근단부보다 더 큰 영향을 받는 것으로 나타났다. 따라서 임플란트와 치아를 연결하는 보철물을 제작해 줄 때는 측방력에 의한 협설측 경부의 변연부 골흡수에 대한 고려가 있어야 하며,

가능하면 기능시 조기접촉이 일어나 원하지 않는 측방력이 주위골 조직으로 전달되지 않도록 보철물을 제작해 주는 것이 응력분산과 변연부 골보존에 더 양호할 것으로 사료된다.

요 약

저자는 가공의치에서 임플란트와 치아간의 보철물 연결형태와 나사형 및 원통형 임플란트에서 그 형태의 차이가 주위 골조직의 응력분산에 어떤 영향을 미치는지 알아보기 위해 임플란트와 지대치를 고정성 및 반고정성 가공의치로 연결하고 수평면에 대해 수직 및 25도 측방하중을 가하여 주위 골조직의 응력분산 양상을 3차원적 광탄성 실험을 통해 비교 분석한 바 다음과 같은

결론을 얻었다.

- 1) 나사형 임플란트에서는 수직 및 측방력에 대해 경부에 응력집중이 나타났다.
- 2) 나사형 임플란트와 치아를 가공의치로 연결했을 경우에는 임플란트의 경부와 지대치의 치경부 및 근단부에 응력집중이 나타났으며, 고정성 가공의치로 연결했을 때에는 지대치의 치경부에 반고정성 가공의치로 연결했을 때에는 임플란트 경부에 더 큰 응력집중이 나타났다.
- 3) 원통형 임플란트와 치아를 가공의치로 연결했을 경우에는 임플란트와 지대치의 근단부에 응력집중이 나타났으며, 고정성 가공의치로 연결했을 때에는 지대치의 근단부에 반고정성 가공의치로 연결했을 때에는 임플란트와 지대치의 경부에 더 큰 응력집중이 나타났다.
- 4) 임플란트와 치아를 가공의치로 연결했을 경우에는 고정성 및 반고정성 가공의치 양쪽 모두에서 원통형 임플란트보다 나사형 임플란트에서 지대치 주위의 응력분산이 더 균등하게 나타났다.
- 5) 나사형 임플란트 주위의 응력분산은 임플란트 두개를 고정성 가공의치로 연결했을 때, 가장 균등한 것으로 나타났으며, 그 다음이 치아와 고정성 가공의치로 연결했을 때, 그 다음이 치아와 반고정성 가공의치로 연결했을 때, 그리고 임플란트 단독으로 사용했을 때가장 불리한 것으로 나타났다.

참고문헌

1. Jourdan et Maggiolo : *Le manuel de l'art du dentiste*, Nancy, 1807. in Lew, I. : Progress in implant dentistry-An evaluation, *J. Am. Dent. Assoc.*, 59 : 478-492, 1959.
2. Brånemark, P. I. : Osseointegration and its experimental background. *J. Prosthet. Dent.*, 50 : 339-410, 1983.
3. Brånemark, P. I., Breine, U., Adell, R., Hansson, B. Ö., Lindstrom, J., Hallen, O., and Ohlsson, A. : Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies, *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.*, 3 : 81-93, 1969.
4. Zarb, G. : Proceedings Toronto Conference on Osseointegration in Clinical Dentistry, C. V. Mosby G., St. Louis, 1983, pp. 1-165.
5. Albreksson, T., Zarb, G., Worthington, P., and Eriksson, A. R. : The long-term efficacy of currently used dental implants ; A review and proposed criteria of success, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1 : 11-25, 1986.
6. Albreksson, T. and Zarb, G. A. : The Brånemark osseointegrated implant, Quintessence Publishing Co., Chicago, 1989, p. 25.
7. Bloch, V. P. and Bader, E. : Tissue tolerance of metallic implants, *J. Am. Dent. Assoc.*, 83 : 856-859, 1971.
8. Lavelle, C., Wedgwood, D., and Love, W. B. : Some advances in endosseous implants, *J. Oral Rehabil.*, 8 : 319-331, 1981.
9. Richter, E. J. : Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry, *J. Prosthet. Dent.*, 61 : 602-609, 1989.
10. Rangert, B., Jemt, T., and Jorneus, L. : Forces and moments on Brånemark implants, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 4 : 241-247, 1989.
11. Brunski, J. B. : Biomaterial and biomechanics in dental implant design, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 3 : 85-97, 1988.
12. 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.
13. Sullivan, D. : Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1 : 39-45, 1986.
14. 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 resilient internal element, *J. Prosthet. Dent.*, 62 : 586-593, 1989.
15. Ericsson, I., Lekholm, U. V., 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.
16. Timoshenko, S. P. and Goodier, J. N. : *Theory of elasticity*, 3rd ed., McGraw-Hill Co., New York, 1970, p. 150.
17. Zak, B. : Photoelastische analyse in der orthodontischen mechanik, *Oestree. Z. Stomatol.*, 33 : 22-37, 1935.
18. Landry, K. E., Johnsno, P. F., Parks, V. J. ; and Pelleu, G. B. : A photoelastic study to determine the location of the non-rigid connector in a five-unit intermediate abutment prosthesis, *J. Prosthet. Dent.*, 57 : 454-457.
19. Craig, R. G., El-Ebrashi, M. K., and Peyton, F. A. : Experimental stress analysis of dental restoration, *J. Prosthet. Dent.*, 17 : 292-302, 1967.
20. El-Ebrashi, M. K., Craig, R. G., and Peyton, F. A. : Experimental stress analysis of dental restorations, *J. Prosthet. Dent.*, 22 : 333-445, 1969.
21. El-Ebrashi, M. K., Craig, R. G., and Peyton, F. A. : Experimental stress analysis of dental restorations, *J. Prosthet. Dent.*, 23 : 177-186, 1970.
22. 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.

23. Nally, J. N., Farah, J. W., and Craig, R. G. ; Experimental stress analysis of dental restorations, *J. Prosthet. Dent.*, 25 : 307-315, 1971.
24. Standlee, J. P. and Caputo, A. A. ; Load transfer by fixed partial dentures with three abutment, *Quintessence Int.*, 19 : 403-410, 1988.
25. Loney, R. W., Kotowicz, W. E., and McDowell, G. C. ; Three-dimensional photo elastic analysis of the ferrule effect in cast post and cores, *J. Prosthet. Dent.*, 63 : 506-512, 1990.
26. Chou, T. M., Caputo, A. A., Moore, D. J., and Xiao, B. ; Photoelastic analysis and comparison of force-transmission characteristics of intracoronal attachments with clasp distal-extension removable partial dentures, *J. Prosthet. Dent.*, 62 : 313-319, 1989.
27. Lopuk, S. and Caputo, A. ; Photoelastic comparison of posterior denture occlusion, *J. Prosthet. Dent.*, 40 : 18-22, 1978.
28. 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.
29. Craig, R. G., El-Ebrashi, M. K., Lepeak, P. J., and Peyton, F. A. ; Experimental stress analysis of dental restorations, *J. Prosthet. Dent.*, 17 : 277-291, 1967.
30. El-Ebrashi, M. K., Craig, R. G., and Peyton, P. J. ; Experimental stress analysis of dental restorations, *J. Prosthet. Dent.*, 22 : 347-353, 1969.
31. El-Ebrashi, M. K., Craig, R. G., and Peyton, P. J. ; Experimental stress analysis of dental restorations, *J. Prosthet. Dent.*, 22 : 565-577, 1969.
32. Caputo, A. A., Chaconas, S. J., and Hayashi, P. K. ; Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction, *Am. J. Orthod.*, 65 : 250-259, 1974.
33. Kinni, M. E., Hokama, S. N., and Caputo, A. A. ; Force transfer by osseointegration implant devices, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 2 : 11-14, 1987.
34. 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.
35. 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.
36. Linkow, L. I. ; Endosseous blade-vent implant ; A two-year report, *J. Prosthet. Dent.*, 23 : 441-448, 1970.
37. Lill, W., Marejka, M., Rambousek, K., and Watzek, G. ; The ability of currently available stress-breaking elements for osseointegrated implants to intimate natural tooth mobility, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 3 : 281-286, 1988.
38. French, A. A., Bowles, C. Q., Parham, P. L., Eick, J. D., Killy, W. J., and Cobb, C. M. ; Comparison of peri-implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants, *Int. J. Peio. & Restorat. Dent.*, 9 : 221-230, 1989.
39. Rieger, M. R., Adams, W. K., and Kinzel, G. L. ; A finite element survey of eleven endosseous implants, *J. Prosthet. Dent.*, 63 : 457-465, 1991.
40. 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*, 6 : 177-186, 1991.
41. Wheeler, R. C. ; Dental anatomy, physiology and occlusion., 5th ed., W. B. Saunders Co., Philadelphia, 1974, pp. 216-290.
42. 황재석, 최영철, 안면환, 권재도, 최선호 ; 체간위치가 하요추부의 용력상태와 척추분리증에 미치는 영향(1), *대한기계학회 논문집*, 16 : 723-736, 1992.
43. Skalak, R. ; Biomechanical considerations in osseointegrated prosthesis, *J. Prosthet. Dent.*, 49 : 843-848, 1983.

44. Brunski, J. N. ; In vivo forces on endosteal implants ; A measurement system and biomechanical considerations, *J. Prosthet. Dent.* 51 : 82-89, 1984.
45. Wright, K. W. J. and Yettram, A. L. ; Reactive force distributions for teeth loaded singly and when used as fixed partial denture abutment, *J. Prosthet. Dent.*, 42 : 411-416, 1979.
46. McCartney, J. W. ; Motion vector analysis of an abutment for a distal extension removable partial dentures ; A pilot study, *J. Prosthet. Dent.*, 43 : 15-21, 1980.
47. 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.
48. Cook, S. D., Weinstein, A. M., and Klawitter, J. J. ; A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant, *J. Dent. Res.*, 61 : 25-29, 1982.
49. Rossen, I. P., Braak, L. H., Putter, C., and Groot, K. ; Stress-absorbing elements in dental implants, *J. Prosthet. Dent.*, 64 : 198-205, 1990.
50. Clleland, N. L., Ismail, Y. H., Zaki, H. S., and Pipko, D. ; Three-dimensional finite element analysis in and around the Screw-vent implant, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 6 : 391-398, 1991.
51. 김동원, 김영수 ; 골유착성 보철물에 관한 삼차원 유한요소법적 연구, *대한치과보철학회지*, 29 : 167-213, 1991.
52. Reiger, M. R., Mayberry, M., and Brose, M. O. ; Finite element analysis of six endosseous implants, *J. Prosthet. Dent.*, 63 : 671-676, 1991.
53. Reiger, 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.
54. Reiger, M. R., Fareed, K., Adams, W. K., and Tanquist, R. A. ; Bone stress distribution for three endosseous implants, *J. Prosthet. Dent.*, 61 : 223-228, 1989.
55. 임상전, 광병만, 이주성 ; 유한요소법 입문, *동명사*, 서울, 1985, pp. 1-21.
56. Dally, J. W. and Riley, W. F. ; Experimental stress analysis, McGraw-Hill Co., New York, 1978, pp. 408-412.
57. 辻二郎, 四田正孝, 河田幸三 ; 光彈性 實驗法, *日刊工業新聞社*, 東京, 1974, pp. 103-104.
58. Craig, R. G. ; Restorative dental materials, 6th ed., C. V. 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.
59. Morrey, L. W. and Nelson, T. J. ; Dental science handbook, U. S. Dept. H. E. W. Pub., 1972, 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.
60. 이선형 ; 가공의치 교합력에 관한 연구, *최신의학*, 13 : 105-118, 1970.
61. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, 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.
62. McKinny, R. V., Koth, D. L., and Steflik, D. E. ; The single crystal sapphire endosseous dental implant. 1. Material characteristics and placement technique, *J. Oral Implantol.*, 10 : 487-503, 1982-1983.
63. Brånemark, P. I., Zarb, G. A., and Albreksson, T. ; Tissue-Integrated Prostheses, Quintessence Publishing Co., Chicago, 1985, pp. 117-128.
64. Deutsh, A. S., Musikant, B. L., Cavallari, J. C., and Lepley, I. B. ; Prefabricated dowels ; A literature review, *J. Prosthet. Dent.*, 40 : 498-503, 1983.
65. 西田正孝 ; 應力集中, 森北出版株式會社, 東京, 1978, pp. 666-677.
66. Reitan, K. ; Clinical and histological observations on tooth movement during and after orthodontic treatment, *Am. J. Orthod.*, 53 : 721-745, 1967.

67. Hobo, S., Ichida, E., and Garcia, L. T. : Osseointegrated and occlusal rehabilitation, Quintessence Publishing Co., Tokyo, 1989, pp.278–290.

A Three-dimensional Photoelastic Analysis of Stress Distributions Around Osseointegrated Implants and Abutment Teeth According to Bridge Connecting Type*

Moo-Geon Lee, Sung-Am, Cho

Department of Prosthodontics, College of Dentistry,

Kyungpook National University

Taegu, Korea

(Abstract)

This study was performed for the purpose of evaluating the stress distribution around threaded type implants, cylindrical type implants and teeth connected with rigid or non-rigid connector. The stress distribution around the surrounding bone was analyzed by three-dimensional photoelastic method. Twelve mandibular photoelastic epoxy resin models and a circular polariscope were used to record the isochromatic fringes.

After the stress distribution around the implant and tooth was observed, the results were as follows :

1. In threaded type implants, stress concentrated patterns were observed at the neck either vertical or 25 degree lateral force.
2. The stress concentrated patterns were observed at the tooth apical portion and neck portions of the implant and tooth when a threaded implant was connected with the tooth by either a rigid or non-rigid connector. More force was generated at the tooth neck portion by a rigid connector and more force at the implant neck portion by a non-rigid connector.

* A thesis submitted to the Council of the Graduate School of Kyungpook National University in partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Dental Science in December, 1992.

3. The stress concentrated patterns were observed at the apical portion of the implant and tooth when a cylindrical type implant was connected with the tooth either by a rigid or non-rigid connector. More force was generated at the tooth apical portion by a rigid connector and more force at the neck portion of the tooth and implant by a non-rigid connector.

4. The stress around the tooth was more equally distributed in a threaded type implant than in a cylindrical implant when the tooth was connected with either a rigid or non-rigid connector.

5. The stress around a threaded type implant was progressively more equally distributed in the following order : 1) when used a single implant, 2) a non-rigid connection with the implant and tooth, 3) a rigid connection with the implant and tooth, 4) a rigid connection with two implant fixtures.