

어태치먼트를 이용한 IMZ 임플란트와 자연치의 연결시 고정유무의 연결형태에 따른 광탄성 응력분석에 관한 연구

조선대학교 치과대학 보철학교실

김정선 · 황영필 · 계기성

I. 서 론

Bränemark에 의해 소개, 연구되어온 골유착성 임플란트는 꾸준한 연구와 성공률의 증가로 임플란트에 대한 관심과 임상적 사용이 증가되고 있으며 현재 성공적인 보철치료의 한 방법으로 인정받게 되었다. 골유착이라함은 광학 현미경하에서 임플란트와 주위골조직이 직접부착되어 외부의 압력을 골조직으로 직접 전달할수 있는 구조적 기능적 결합이라 할수 있다¹¹⁾. 현재는 골유착성 임플란트가 전부 무치악인 경우 뿐만아니라 부분 무치악 증례에도 광범위하게 적용되어 구강기능회복을 위한 통상의 술식으로 인정받고 있다. 부분무치악의 경우 임플란트를 이용한 보철수복시 여러 취약점을 가지고 있는데 주로 구치부 이용이 많아 해부학적인 구조물 가까이 식립해야 하므로 식립할 공간이 부족하고 저작하중을 많이 받게되며 자연치와 연결하는 경우 자연치아와 임플란트의 동요도 차이 때문에 자연치와의 연결에 대한 우려를 배제할수 없다^{3,4)}.

임플란트는 자연치의 치주인대와 같은 충격 흡수 및 보호기능이 없기 때문에 자연치와 고정성으로 연결시 자연치아가 무위위축(disuse

atrophy)에 빠져 치주인대의 비박화²²⁾, 골수강의 증대로 인한 변연염증이 발생할 수 있다고 제시한 연구자도 있는가 하면 Rangert 등^{33,34)}은 gold screw의 풀어짐을 피하기 위해선 고정성 연결이 되어야 한다고 보고한 바 있고 Bränemark는 임플란트의 굴성을 측정한 결과 임플란트 지대치 고정나사의 굴성만으로도 자연치의 생리적 운동을 보상할 수 있다고 주장하여 자연치와 임플란트의 고정성 연결이 가능하다고 보고하였다. Finger등²¹⁾은 임플란트에 가해지는 비정상적 응력을 피하기 위하여 응력 완압장치가 반드시 필요하다고 하였다. 1972년 독일의 Koch와 Kirsch에 의해 임플란트체 내부에 치근막을 모방한 IMZ 임플란트가 개발되면서 임플란트에 충격을 흡수할수 있는 기구를 마련하였고 자연치와의 연결을 가능하게 하여 자연치의 감각수용기를 적극적으로 이용할수 있게 되었다^{24,25)}.

자연치와 임플란트를 비고정성으로 연결하는 경우에는 자연치의 영구함입이 보고된바 있으며 이 이유는 아직 명확하지 않으나 key 및 keyway 사이의 기계적 마찰 및 음식물 삽입, 자연치의 rebound memory의 상실 등이 제시되고 있다¹⁶⁾.

자연치와 임플란트와의 연결에 대한 논란, 특히 견고한 임플란트와 보다 탄성이 있는 치아와의 연결에 대한 장기간의 결과에 대하여 논란이 존재하지만 임상적으로 불가피하게 연결하는 경우가 발생한다. 연결방법으로는 고정성 연결(rigid connection)과 비고정성 연결(non-rigid connection)이 있다^{1-3,6,8,10)}. 고정성 연결은 통상의 교의치와 같이 합착재를 이용하여 one-piece로 연결하는 방법과 screw attachment 등을 이용하여 two-piece로 연결할수 있으며 비고정성 연결으로는 정밀부착형 유지장치를 이용해 연결하는 방법이 있다^{3,4)}.

임플란트와 자연치를 연결시 어태치먼트를 이용하여 양호한 임상적 결과를 얻을 수 있는데 현재 이용할 수 있는 어태치먼트의 종류는 매우 다양하나 본 실험에서는 자연치와 임플란트의 연결시 임상에서 흔히 이용하는 key 및 keyway attachment와 T-block attachment를 사용하여 비고정성 및 고정성 어태치먼트를 대별하였으며 하부 골조직에 가해지는 응력양상을 정량적으로 비교해볼 필요가 있다고 사료되어 본 연구를 시행하게되었다. 본 논문은 자연치와 임플란트를 연결하는 중례 특히 내가동장치를 지니는 IMZ 임플란트와 자연치아를 연결시 어태치먼트를 이용한 고정성 및 비고정성 연결에 따른 광탄성응력 분석에 의해 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하고자 한다.

II. 실험재료 및 방법

1. 광탄성 모형 제작

(1) 파라핀 왁스 모형의 제작

하악 제 1, 2 대구치가 결손된 편측 유리단 부분 무치악을 가정하여 가로 40mm, 세로 30mm, 폭경 15mm 의 왁스 block 상에서 제2대구치의 근심치근부에 직경 4mm, 길이 13mm 의 실린더

(cylinder)형 IMZ 임플란트를 식립하고 1, 2 소구치부위에 상부 전부주조 금관을 위해 미리 삭제된 레진치아를 매식하였다(그림 1).

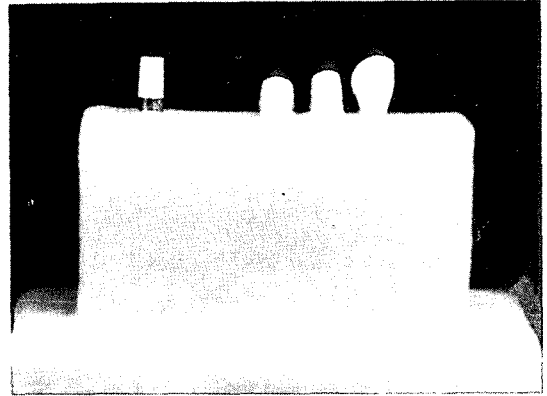


그림 1. 파라핀 왁스모형

(2) 에폭시 레진(epoxy resin) 주입을 위한 형틀 제작

완성된 왁스 모형을 공업용 실리콘 인상재(Shin-Estu, Chemical Co., Ltd., Japan)를 이용하여 인상채득한 다음, 왁스 모형을 광탄성 모형으로 제작하는 과정중 왁스를 제거할때 치아가 움직이지 않고 치아들이 제위치에 고정되도록 치관 부위의 실리콘을 예리한 칼로 제거하여 치관을 노출시킨다음 경석고로 고정하였다.

(3) 치주인대 및 골유착의 재현

끓인물로 파라핀 왁스를 제거한 후 에폭시 레진 주입전에 레진 치아의 치근부엔 공업용 실리콘을 얇은 붓으로 균일하게 2회 도포해 약 0.2mm 치주인대 두께를 가상하였으며 임플란트 fixture는 실리콘을 도포하지 않고 epoxy 레진을 주입함으로써 골유착 상태와 유사하게 재현시켰다.

(4) 에폭시 레진 주입과 광탄성 모형제작

광탄성 모형은 하악골체를 근사하게 재현시킬수 있는 에폭시레진(epoxy resin PL-2)과 경화제(PHL-2, Measurement group, photoelastic di-

vision, U.S.A)를 중량비 1:1 로 계량한 다음 전기로에서 각각을 110°F 까지 예열 한 후 혼합하여 기포가 발생하지 않도록 고르게 휘저어 125°F 까지 온도가 상승했을때 주사기를 이용하여 실리콘형틀내에 서서히 주입하였다. 초기 경화된 다음 인상체에서 모형을 조심스럽게 제거하여 21°C 실온에서 24시간 동안 경화시킴으로써 경화시 발생할 수 있는 잔류응력을 최소화 하였다. 만들어진 광탄성 실험모형은 사포로 열이 발생하지 않도록 서서히 표면을 활택하게 하여 투명도를 증대시켜 관찰이 용이하게 하였다(그림 2).

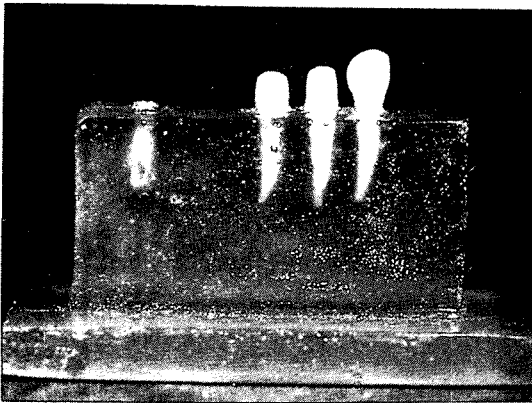


그림 2. 광탄성 실험모형

2. 실험 보철물 제작

광탄성 모형이 완성된 후 인상 채득하여 납형의 형성 및 구조, 연마하여 보철물을 제작하였다. 인접 접촉면을 통한 응력분산 양상을 관찰하기 위해 제 1 소구치를 별도로 제작하여 인접접촉을 부여하였다. 보철물은 제2소구치 원심면에 여성부를 형성한 비고정성 국소의치와 T-block 어태치먼트를 이용한 고정성국소의치로 제작하였다.

3분 고정성 국소의치에 대한 실험이 끝난후 별도로 제작된 제 1 소구치 금관을 납착하여 4분 고정성 국소의치를 제작하였다(그림 3).

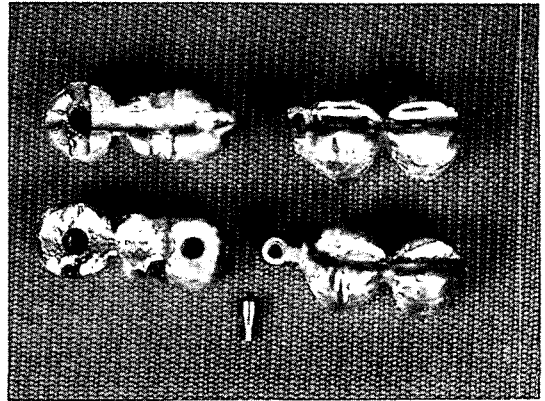


그림 3. 실험 보철물 제작

a : Key 및 Keyway attachment

b : T-block attachment

3. 광탄성 응력분석

연결방법에 따른 광탄성 응력분포를 분석하기 위해 모형을 받침대에 위치시킨후 Circular Transmission Polariscope(Model PA-420, Riken Keiki Fine Instrument Co. Ltd., Japan)에 장착하고 위에서 언급한 4종류의 보철물을 POM (Polyoxymethylene) 내가동 연결장치를 삽입한 후 임시 이장재인 Cavitec (Kerr Co)으로 임시 합착하였으며 세멘경화후 임플란트, 가공치, 제2소구치 및 제1소구치의 중심좌에 16Kg의 집중하중을 가해 나타난 응력을 육안으로 관찰하고 다시 사진 촬영하여 그 응력을 분석하였다(그림 4).

응력분포 양상은 최대 주응력과 최소 주응력의 차인 전단응력의 성분이 무늬차수로 나타나므로 사진촬영후 등색선을 추적함으로써 무늬차수를 구하였다. 무늬차수는 표 1에서와 같은 무늬차수를 이용해 응력을 평가하였다.

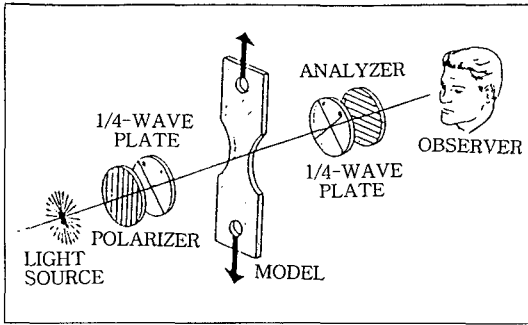
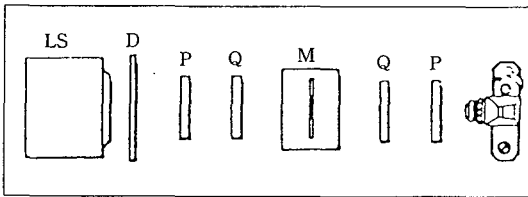


그림 4. Schematic representation of polariscope principle (transmission polariscope)



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

표 1. Isochromatic Fringe Characteristics

| Color | Approximate relative retardation nm | Fringe order N | Strain μE |
|-------------------------|-------------------------------------|----------------|----------------|
| 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 |
| Dullred | 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 |

III. 실험 결과

1. T-block attachment를 이용한 고정성 국소의치

- 1) 임플란트 상부 보철물 중심와에 집중하중 (16Kg)을 가한 경우(사진부도 2,8)

3본의 경우 임플란트 하방, 근심 치조정을 포함한 근심치조골에 광범위한 응력이 관찰되었으며 2.5차 정도의 무늬차수를 나타내었다. 특히 근심 치조골에 1.3 정도의 응력집중이 관찰되었고 전방 제 2 소구치에 미약한 응력이 발생하였다. 4본의 경우 임플란트 2/3를 포함한 fixture 하방에 3.0차 정도의 응력이 집중되었다. 비교정성 연결에 비해 임플란트 주위 근원심으로 비교적 동일한 응력분포가 관찰되었다.

- 2) 가공치 중심와에 집중하중을 가한 경우 (사진부도 4,10)

3본의 경우 임플란트 하방보다 제 2 소구치 치근단에 응력집중이 관찰되었고 임플란트 하방엔 2.0차 제 2 소구치 하방엔 3차 정도의 응력이 관찰되었다. 또한 미약하나마 인접면 접촉을 통해 제 1 소구치 근심 치근단으로 응력이 분산되었다. 4본의 경우 임플란트 하방 및 fixture와 골계면 사이에 응력이 부가되어 불리한 응력분포 양상을 나타냈으나, 전방 지대치와의 응력분산 양상은 다소 유리한 것으로 나타났다.

- 3) 제2소구치 중심와에 집중하중을 가한 경우 (사진부도 6,12)

3본의 경우 제 2 소구치 하방에 과도한 응력이 집중되었으며 4차 정도의 무늬차수를 보였다. 임플란트 하방과 인접 제 1 소구치 하방에는 미약한 응력이 관찰되었고 임플란트 하방에 1.0, 제 1 소구치 하방 근심 치근단에 0.8 정도의 무늬차수를 나타내었다. 4본의 경우 고정성으로 연결한 경우 제 2소구치 치근단에는 미약

한 응력이 걸리었고 제1소구치 하방에 2.5차, 견치 및 임플란트 하방엔 1.0차 정도의 응력이 발생하였다. 고정성으로 연결한 경우 비교정성인 경우보다 임플란트 하방과 제 1 소구치에 응력이 다소 많이 발생하였으며 응력을 가한 제 2 소구치 하방에는 비교정성 연결의 경우보다 응력이 적게 걸리었다.

- 4) 제1소구치 중심와에 집중하중을 가한 경우 (사진부도 14)

제 2소구치 근심 치근부에 1.2차, 제1소구치 하방엔 3.0차, 견치 치근하방 원심 치조골엔 1.4 차 정도의 응력이 걸리었으며 임플란트에는 미약한 응력이 발생하였다.

2. Key 및 Keyway attachment를 이용한 비교정성 국소의치

- 1) 임플란트 상부 보철물의 중심와에 집중하중을 가한 경우(사진부도 1,7)

3본의 경우 임플란트 하방, 근심 치조정을 포함한 근심치조골에 광범위한 응력이 관찰되었으며 2.5차 정도의 무늬차수를 나타내었다. 4본의 경우 임플란트 근심치조정에 1.3차 정도의 응력이 걸리었으며 두경우 모두에서 임플란트 2/3를 포함한 fixture하방에 3.0차 정도의 응력이 집중되었다. 또한 고정성으로 연결한 경우보다 임플란트 근심 치조골에 보다 많은 응력이 걸리었다. 전방 지대치에는 미약한 응력이 관찰되었다.

- 2) 가공치 중심와에 집중하중을 가한 경우 (사진부도 3,9)

3본의 경우 임플란트 하방보다 제 2 소구치 치근단에 응력집중이 관찰되었고 임플란트 하방엔 2.0차 제 2 소구치 하방엔 3차 정도의 응력이 관찰되었다. 4본의 경우는 임플란트 fixture 하방에 2.3차의 응력이 발생하였다.

3) 제2소구치 중심좌에 집중하중을 가한 경우
(사진부도 5,11)

3본의 경우 제 2 소구치 하방에 과도한 응력이 집중되었으며 4차 정도의 무늬차수를 보였다. 임플란트 하방과 인접 제 1 소구치 하방에는 미약한 응력이 관찰되었고 임플란트 하방에 1.0, 제 1 소구치 하방 근심 치근단에 0.8 정도의 무늬차수를 나타내었다. 4본의 경우 전방치 대치인 제 1,2 소구치에 2.0차 정도의 집중응력이 걸리었고 임플란트와 견치에는 0.3차 정도의 미약한 응력이 관찰되었다.

4) 제1소구치 중심좌에 집중하중을 가한 경우
(사진부도 13)

고정성 연결과 응력분포 양상이 비슷하였으며 제 2소구치 근심 치근부에 1.2차, 제1소구치 하방엔 3.0차, 견치 치근하방 원심 치조골엔 1.4 차 정도의 응력이 걸리었으며 임플란트에는 미약한 응력이 발생하였다.

IV. 총괄 및 고안

임플란트 보철물이 구강내에서 장기간 성공적으로 유지되어 정상적인 기능을 수행하기 위해선 임플란트 자체의 생체 친화성이 우수해야 할 뿐 아니라 구강내에서 저작시 교합력에 대해 잘 지지할 수 있는 생체 기능성을 가져야 한다.

1972년 독일의 Koch 와 Kirsch 등은 임플란트체에 자연치의 치주인대의 기능을 모방한 내가동장치를 갖는 IMZ 임플란트를 개발하였는데 이 시스템은 치아, 치조골 및 치주인대가 하나의 단위로서 교합력을 적절히 수용할 수 있는 자연치와 유사한 응력흡수 요소를 가지고 있는 것이 특징적이라 할 수 있다^{19,25,30}. IMZ 임플란트의 내가동 장치는 골유착된 임플란트와 주변 골계면 및 임플란트와 보철물 모두에

충격력을 완화하고 자연치와 유사한 점탄성을 부여함으로써 자연치와 연결할 때 생리적인 움직임을 가능하게 한다. Albreksson⁹⁾ 등은 골유착성 보철물의 장기간 성공을 위한 조건으로 임플란트체의 재료, 형태, 표면상태, 골조직의 조건, 외과술식, 임플란트에 가해지는 외력과 보철물의 설계 및 구강위생등을 주장하였으며 특히 임플란트의 생역학적 고려사항에 대해 강조하였는데 일반적으로 보철물에 대한 생역학적 연구는 구강내에서 시행하기 어려우므로 공학적 개념을 응용한 실험이 많이 이용된다. 광탄성 응력 분석 방법은 복잡한 기하학적 구조물에서 발생하는 기계적 내부응력을 가시광 형태로 변형시켜 응력의 위치와 크기를 나타낼수 있는 술식으로 치의학에서도 널리 이용되어 왔다.

본 광탄성 실험에서 타이타늄 IMZ 임플란트는 악골에 완전히 유착된것으로 가정하였고 레진치아의 치주인대 두께는 0.2mm로 공업용 실리콘을 이용하여 재현하였으며 악골은 전체가 균일한 물질로 구성되었다는 가정하에 광탄성 물질인 PL-2 epoxy resin으로 처리하였다.

임플란트의 장기간 성공을 위해선 치과 임플란트에 가해지는 하중을 감소시키기위한 생역학적인 메커니즘을 이해하는 것이 중요하다 할 수 있는데^{14,35-38,40} 치주인대의 기능을 모방하려는 IMZ 임플란트의 기본적 메커니즘은 임플란트 fixture와 상부 보철물 사이에 내가동장치인 IME(Intramobile element)를 게재시켜 기능성 충격력을 완화시키고 임플란트와 골계면 사이에 응력집중을 방지하며 자연치와 연결하여 자연치의 고유수용기를 최대한 활용하려는 의도로 고안되었으나 IME 자체의 변형 및 나사의 느슨함, 파절 등으로 자주 교체해야 하는 단점이 지적되었다²⁾. 최근엔 이를 개량하여 IMC (intramobile connector)를 이용하는데 이는 IME의 형상은 바꾸지 않고 IME의 구성성분을 2개로 나누어 완충하려는 부위는 POM (polyo-

xymethylene)으로 제작하고, 보철물을 장착하고 고정하는 부위를 titanium insert로 구성하였다²³⁾.

부분무치악 환자에서 골유착성 임플란트와 자연치를 고정성 국소의치로 연결할 경우 임플란트와 자연치의 생리적인 동요차로인해 임플란트 주위골의 응력집중, 골흡수, 보철물 파절, 합착개의 누출 등의 문제점이 존재하는 바 가능한 많은 수의 임플란트를 식립하여 임플란트에 의해서만 보철물을 지지하는 것이 가장 유리하며 비고정성 연결장치를 이용하여 자연치와 임플란트의 생리적인 동요도를 허용하거나^{26,27)} 임플란트 자체에 치주인대와 유사한 점탄성체를 포함시키는 방법등이 개발되었다.

골유착성 임플란트와 자연치와의 연결문제에 대해 여러 논란이 되고 있는데, 자연치아와 고정성으로 연결하는 경우 임플란트는 자연치아의 치주인대가 갖는 생리적 동요도를 허용하지 못하기 때문에 연결된 자연치의 무위 위축(disuse atropy)이 발생하고 임플란트는 많은 응력을 받게되어 붕괴될수 있다²²⁾고 하나 골조직과 titanium 및 gold screw의 굴성이 치근막의 동요차를 보상한다는 견해도 있다.

또한 자연치와 임플란트를 연결시 전술한 생리학적 차이때문에 몇몇 연구자들은 비고정성 연결을 주장한다. Sullivan³⁰⁾등은 자연치와 임플란트의 동요차를 보상하기 위하여 Interlock 사용을 권장하였으며, Ericsson^{18,19)} 등은 비고정성 연결장치가 기능시에 정상적인 하중과 치아이동을 허용해준다고 하였다. 그러나 장기관찰 결과 임플란트는 고정되어 있고 자연치가 영구함입되어 어태치먼트의 남성부와 여성부 사이에 간격이 생겨 외팔보(cantilever) 작용이 일어나 임플란트 보철물의 실패가 발생하는 것이 보고되어 있다. 자연치가 함입되는 이유는 명백하지 않으나 치주인대의 무위위축, 비고정성 연결장치의 기계적 결립, 에너지 흡수현상, fixed partial metal flection, 연결장치내 미세한 음식물 삽입, 하악골의 굴성 및

뒤틀림, 치아의 rebound memory 상실 등의 이유를 들 수 있다¹⁶⁾.

골유착성 임플란트에 어태치먼트를 이용하면 지대치 사이에 삽입로가 현저히 다를경우 이를 극복할 수 있으며, 임플란트에 부착된 어태치먼트 자체 만으로도 가철성 국소의치에 응용할 수 있는 등의 장점이 존재한다. 고정성 연결에 이용되는 나사형 어태치먼트는 치관내 유지장치로 Combi Snap, Cap Screw, Pin Screw 등과 치관의 유지장치로 Regulex, Conex, Fletcher, T-block 등이 있으며 비고정성 연결에 이용되는 어태치먼트는 평행한 벽면을 가진 Tube Lock, Plasta Slide, Interlock 등과 경사진 벽면을 가진 Conolock, Plastic Dovetail등이 있다

본 실험에서 고정성 연결과 비고정성 연결의 차이를 비교하기 위해 좌우 지대치에 비교적 동일한 응력분포 양상을 보여주는 가공치 부위에 16 Kg의 집중하중을 가한 경우 지지골에 나타난 응력분포를 비교해 보면 고정성인 경우 임플란트와 레진치 하방에 비교적 균등한 압축 응력이 발생된 것을 볼 수 있으며 비고정성인 경우 연결부에서의 굽힘 모멘트가 차단되므로 레진치에 가해지는 응력이 감소되었음을 알 수 있고 하중점 하단에 접선 방향으로 마찰력이 존재하여 레진치를 당기게되어 임플란트에 큰 응력이 발생한다고 보고된바²⁾ 있으나 본 실험에서는 이러한 현상을 관찰하기 어려웠다.

Misch 는 3본 고정성 국소의치가 임상적 문제점이 적고 비고정성 연결은 임플란트 지지가 가능할 때만이 적응증이 된다고 하였으며^{31,32)} 비고정성 연결의 생역학적인 타당성은 인정하기 어렵다고 하였다. 이들은 비고정성 연결의 장점인 삽입철거의 장점만을 가질뿐이라 하였으며 telescopic coping, provisional cemented concept 등을 이용하여 삽입철거가 가능한 고정성 연결을 주장하였다. 본실험의 결과 고정성 및 비고정성 연결간에 응력분포의 뚜렷한 차이

점을 관찰할수는 없었지만 응력분포 양상은 고정성 연결이 다소 양호하게 나타났으며 추후 어태치먼트를 이용한 고정유무의 연결형태에 따른 응력분산에 대해 더 많은 연구가 필요하리라 사료된다.

V. 결 론

하악 제 1, 2 대구치가 결손되어 제 2 대구치의 근심 치근부에 IMZ 임플란트를 매식하고 전방 제 2 소구치와 고정성으로 연결한 경우와 비고정성으로 연결한 경우의 응력분포 양상을 비교하고자 T-bolck 어태치먼트를 이용한 고정성 연결 형태와, Key 및 Keyway 어태치먼트를 이용한 비고정성 연결형태의 보철물을 제작하여 각각의 치아, 가공치 및 임플란트 중심와에 16 Kg의 집중하중을 가해 응력분포 양상을 비교해본 결과 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 임플란트 중심와에 집중하중을 가한 경우 고정성 또는 비고정성으로 연결한 보철물모두 근심 치조골을 포함한 임플란트 하방에 응력이 집중되었으며, 비고정성으로 연결한 형태가 고정성으로 연결한 형태보다 임플란트 근심 치경부에 걸리는 응력이 다소 많이 관찰되었다.
2. 가공치의 중심와에 집중하중을 가한 경우 3본 고정성 국소의치에선 고정성 및 비고정성 두 보철물 모두 제 2 소구치 하방에 응력이 많이 걸리었으며 4본 고정성 국소의치에선 고정성으로 연결한 경우가 비고정성으로 연결한 경우보다 임플란트 근심 치조골에 응력이 많이 걸리었으나 자연지대치의 응력분산 효과는 양호하였다.
3. 제 2 소구치의 중심와에 집중하중을 가한 경우 3본 고정성 국소의치에선 제 2 소구치 하방에 3 차 정도의 많은 응력이 관찰되었으

나 4본 고정성 국소의치에선 임플란트와 제 1, 2 소구치 및 인접면 접촉을 통한 견치 하방에 비교적 고른 응력분산을 관찰할 수 있었다.

참 고 문 헌

1. 김동원, 김영수 : “골유착성 보철물에 관한 3차원 유한요소법적 연구”, 「대한치과보철학회지」, 29:167-213, 1991.
2. 김영일, 정재현 : “골유착성 보철 치료시 임플란트와 자연지대치와의 연결 방법에 따른 광탄성 응력분석”, 「대한치과보철학회지」, 31:271-300, 1993.
3. 이정렬, 신상완, 서규원 : “임프란트와 자연치아의 연결문제에 대한 고찰”, 「치과연구」, 33-4:36-41, 1993.
4. 신상완 : “골유착성 임플란트 국소의치에 이용되는 attachment”, 「대한치과 의사협회지」, 3:167-174, 1994.
5. 장두익, 정재현 : “골내 임플란트의 종류에 따른 광탄성 응력분석”, 「구강생물학회지」, 17:137-154, 1993.
6. 정창모, 이호용 : “골유착성 임플란트와 자연치를 이용한 고정성 국소의치에서 응력분산 및 충격 흡수에 관한 유한요소법적 응력분석”, 「대한치과보철학회지」, 30: 582-609, 1992.
7. 최수호, 정재현 : “골내 임플란트를 이용한 고정성 국소의치 하에서 변위 및 응력에 관한 유한요소법적 응력분석”, 「대한치과보철학회지」 29:233-248, 1991.
8. 최충국, 계기성 : “감소된 치조골 고정을 갖는 치아와 골 유착성 임플란트에 의해 지지되는 고정성 국소의치의 유한요소법적 응력분석”, 「구강생물학회지」, 17:473-498, 1993.
9. 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, 1:1-25, 1986.
10. Babbush, C.A., Kirsch, A., Mentag, P.J., and Hill B. : "The intramobile cylinder(IMZ) twostage osseointegrated implant system with intramobile element(IMZ) : Part I. Its rationalae and procedure for use", Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 2:203, 1989.
 11. Brånemark, P-I. : "Introduction to osseointegration", In : Brånemark, P-I., Zarb, G.A., Albrektsson, T., eds. Tissue integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry, Chicago : Quintessence Publishig Co., 1985, pp.11-76.
 12. Brunski, J.B. : "Biomaterials and biomechanics in dental implant design", Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 3:85-97, 1988.
 13. Bunski, J.B. : "Forces on dental implants and interfacial stress transfer", In : Laney, W.R. and Tolman, D.E. eds., Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction", Chicago, Quintessence Publ. Co., 1992, pp. 108-124.
 14. Brunski, J.B., and Skalak, R. : "Biomechanics of osseointegration and dental prostheses", Osseointegration in oral rehabilitation, London : Quintessence Publishing Co., 1993, pp. 133-156.
 15. Chapmann, R.J., and Kirsh, A. : "Variation in occlusal forces with a resilient internal implant shock absorber", Int. J. Oral Maxillofac. implants, 5:369, 1990.
 16. English, C.E. : "Implant-supported versus Implantnatural tooth supported fixed partial dentures", Dental Symposia, 1:10-15, 1993.
 17. English, C.E. : "Biomechanical concern with fixed partial dentures involving implants", Implant Dentistry, 2 : 221-242, 1993
 18. Ericsson, I., Lekholm, U., Branemark, P-I., Linde, J., Glantz, P-O., and Nyman, S. : "A clinical evaluation of fixed bridgework supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium fixtures", J. Clin. Periodontol., 13:307-312, 1986.
 19. Ericsson, I., Glantz, P-O., and Brånemark, P-I. : "Tissue-integrated implants Ad Modum Branemark in the rehabilitation of partially edentulous jaws", In : Laney, W.R. and Tolman, D.E. eds. Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction, Quintessence Co., 1992.
 20. Ericsson, I., Glantz, P-O., and Brånemark, P-I. : "Use of implants in restorative therapy in patients with reduced periodontal tissue supports", Quintessence Int., 19:801-807. 1988.
 21. Finger I.M. and Guerra,L.R.:"Prosthetic considerations in reconstructive implantology",Dent.Clin.North Am., 30:69-83,1986.
 22. Hobo, S., and Jo, Y.H. : "Occlusion for the osseointegrated prosthesis", J. Oral Gnathol., 10:9-25, 1991.
 23. Holmes, D.E., Grigsby, W.R., Goel, V.K., and Keller, J.C. : "Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with Polyoxymethylene or titanium intramobile element : A Finite element stress analysis", Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 7:450-458, 1992.
 24. Kirsh, A., and Ackerman, K.L. : The IMZ

- osseointegrated implant system. Dent. Clin. North Am., 33:733-791, 1989.
25. Kirsh, A., and Mentag, P.J. : "The IMZ endosseous two phase implant system": A complete oral rehabilitation treatment concept. J. Oral. Implantol., 12: 576-588, 1986.
 26. Langert, B., and Sullivan, D.Y. : "Osseointegration : Its impact on the interrelationship of periodontics and restorative dentistry : Part II", Int. J. Periodont. Res. Dent., 9:165-183, 1989.
 27. Lundgren D., Laurell, L., and Falk, H. : "Occlusal force pattern during mastication in dentitions with mandibular fixed partial dentures supported on osseointegrated implants", J. Prosthet. Dent., 58:197-203, 1987.
 28. McGlumphy, E.A. : "Keeping implant screws tight : the solution", Dental Symposia, 1:20-23, 1993.
 29. McGlumphy, E.A., Campagni, W.V., and Peterson, L.J. : "Biomechanical analysis of the tooth and implant supported fixed partial denture", J. Dent. Res.; 67:346, abatr. #1871, 1988.
 30. 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.
 31. Misch, C.E. : "Progressive loading of bone with implant prostheses", Dental Symposia, 1:50-53, 1993.
 32. Misch, C.E. : "Occlusal considerations for implant-supported prostheses", Contemporary implant dentistry, St. Louise, Mosby Year Book Co., 1993, pp. 705-733.
 33. Rangert, B., Gunne, J., and Sullivan, D.Y. : "Mechanical Aspects of a Brånemark implant connected to a natural tooth: An in vitro study", Int. Oral Maxillofac Implants, 6:177-186, 1991.
 34. Rangert, B., Jemt, T., and Jörneus, L. : "Forces and moments on Brånemark implants", Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 4:241-247, 1989.
 35. Richter, E.J. : "Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry", J. Prosthet. Dent., 61:602-609, 1989.
 36. Richter, E.J., Spiekermann, H. and Jovanovic, S.A. : "Tooth to implant fixed prostheses : Biomechanics based on in vitro and in vivo measurement," In : Laney, W.R., Tolman, D.E., eds. Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction, Chicago, Quintessence Publ. Co., 1992.
 37. Skalak, R. : "Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses" J. Prosthet. Dent., 49:843-848, 1983.
 38. Skalak, R. : "Aspect of biomechanical considerations", In : Brånemark, P.I., Zarb, G.A., Albrektsson, T. eds. : Tissue integrated Prosthesis, Chicago, Quintessence Publ. Co., 1985, pp117-128.
 39. Sullivan, D.Y., : "Prosthetic considerations for the utilisation of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch", Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 1:39-45, 1986.
 40. Weinberg, L.A. : "The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses" Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 8:19-31, 1993.

사진부도 설명

- 사진부도 1. key 및 keyway 어태치먼트를 이용한 비고정성 연결시 임프란트 상부 보철물에 집중하중을 가한 경우(3분)
- 사진부도 2. T-block 어태치먼트를 이용한 고정성 연결시 임프란트 상부 보철물에 집중하중을 가한 경우(3분)
- 사진부도 3. key 및 keyway 어태치먼트를 이용한 비고정성 연결시 가공치 상방에 집중하중을 가한 경우(3분)
- 사진부도 4. T-block 어태치먼트를 이용한 고정성 연결시 가공치 상방에 집중하중을 가한 경우(3분)
- 사진부도 5. key 및 keyway 어태치먼트를 이용한 비고정성 연결시 제 2 소구치 상방에 집중하중을 가한 경우(3분)
- 사진부도 6. T-block 어태치먼트를 이용한 고정성 연결시 제 2 소구치 상방에 집중하중을 가한 경우(3분)
- 사진부도 7. key 및 keyway 어태치먼트를 이용한 비고정성 연결시 임프란트 상부 보철물에 집중하중을 가한 경우 (4분)
- 사진부도 8. T-block 어태치먼트를 이용한 고정성 연결시 임프란트 상부 보철물에 집중하중을 가한 경우(4분)
- 사진부도 9. key 및 keyway 어태치먼트를 이용한 비고정성 연결시 가공치 상방에 집중하중을 가한 경우 (4분)
- 사진부도 10. T-block 어태치먼트를 이용한 고정성 연결시 가공치 상방에 집중하중을 가한 경우(4분)
- 사진부도 11. key 및 keyway 어태치먼트를 이용한 비고정성 연결시 제 2 소구치 상방에 집중하중을 가한 경우(4분)
- 사진부도 12. T-block 어태치먼트를 이용한 고정성 연결시 제 2 소구치 상방에 집중 하중을 가한 경우(4분)
- 사진부도 13. key 및 keyway 어태치먼트를 이용한 비고정성 연결시 제 1 소구치 상방에 집중하중을 가한 경우(4분)
- 사진부도 14. T-block 어태치먼트를 이용한 고정성 연결시 제 1 소구치 상방에 집중 하중을 가한 경우(4분)

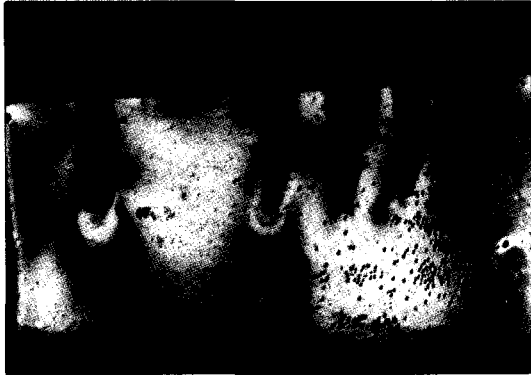
논문 사진부도



1



2



3



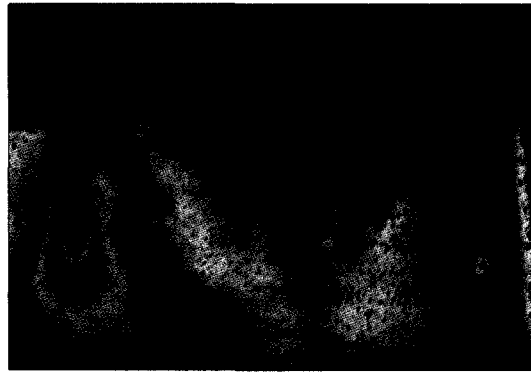
4



5



6

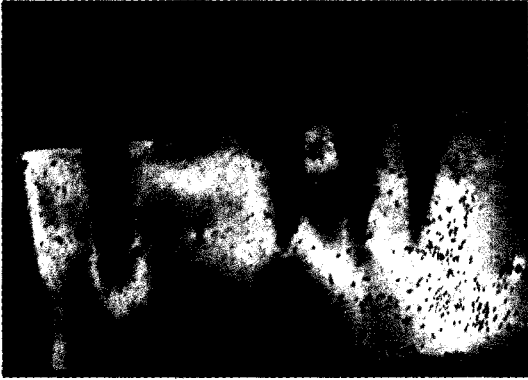


7



8

논문 사진부도



9



10



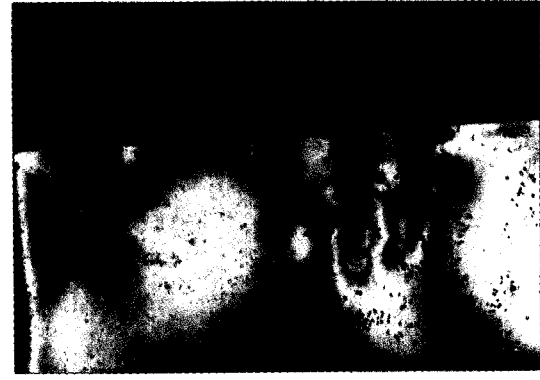
11



12



13



14

Abstract

A STUDY OF PHOTOELASTIC STRESS ANALYSIS IN THE IMZ IMPLANT-NATURAL TOOTH SUPPORTED FIXED PARTIAL DENTURE USING ATTACHMENT WITH OR WITHOUT RIGID CONNECTION

Jeong-Sun Kim, D. D. S., M. S. D., Young-Phil Hwang, D. D. S.,
Kee-Sung Kay, D. D. S., M. S. D., Ph. D.

Department of Prothodontics, School of Dentistry, Chosun University

The purpose of this study was to analyze the magnitude and distribution of stress using photoelastic model with the rigid connection using T-block attachment and non-rigid connection using key & keyway attachment. The vertical load of 16 Kg was applied on the central fossa of the tooth, the pontic and the implant, and the pattern and distribution under each condition was analyzed.

The following results were obtained :

1. In case of vertical load on the central fossa of the implant, the stress was concentrated at the apex of the implant involving the mesial alveolar bone in both fixed partial denture with the rigid connection and that with the nonrigid connection and the stress concentration at the mesial cervical area of the implant was a little more in the nonrigid connection than in the rigid connection.
2. In case of vertical load on the central fossa of the pontic, the stress was concentrated at the apex of 2nd bicuspid in both 3 unit fixed partial denture with nonrigid connection and that with the rigid connection.

The stress was more concentrated at the mesial alveolar bone of the implant, but the stress distribution at the natural teeth more favorable at the rigid connection than at the non-rigid connection in case of 4 unit fixed partial denture.

3. In case of vertical load of the central fossa of the 2nd bicuspid, much stress with 3 fringe order was observed at the apex of the 2nd bicuspid in the 3 unit fixed partial denture, but relatively even stress distribution was observed at the apex of the implant, the 1st and 2nd bicuspid, and the adjacent cuspid in the 4 unit fixed partial denture.