

연결고정, 인접면 접촉강도 및 치관길이에 따른 엔도포어 임플란트를 이용한 고정성 국소의치의 광탄성 응력 분석

원광대학교 치과대학 치과보철학교실

정희열 · 최민호 · 김유리 · 조혜원

I. 서 론

하악 구치부가 결손된 부분 무치악 환자는 클라스 프나 어태치먼트를 이용한 가철성 국소의치와 후방 연장 고정성 국소의치로 수복이 가능하나, 유지나 안정성이 결여되기 쉽고, 동통, 기능 저하, 심미성 결여, 불편감과 거부감, 지대치의 이차 우식이나 동요도 증가 등의 문제점이 발생할 수 있다. 골유착성 임플란트는 초기에는 완전 무치악 환자를 위해 사용되었으나 점차 치료 영역을 넓혀 단일 치아 수복은 물론, 부분 무치악에서도 효과적인 치료 방법으로 높은 성공률을 나타내고 있다.¹⁾ 그러나 하악 구치부는 하치조관과 이공에 의한 해부학적 제한으로 이용할 수 있는 골의 높이가 제한되어 있고 전치부에 비해 교합력이 높기 때문에 임플란트에 의한 수복이 항상 가능한 것은 아니다.²⁾

부분 무치악 환자에서 Lekholm 등³⁾은 Brånemark 임플란트 시스템의 나사형, 티타늄 임플란트는 5년간 성공률이 상악에서 92%, 하악에서 94%였다고 보고하였다. 그들은 대부분의 실패가 7~10 mm 길이의 비교적 짧은 임플란트에서 일어났으며, 하악에서는 10 mm 미만인 경우, 상악에서는 13 mm 미만인 경우에 실패율이 높았다고 보고하였다.⁴⁾ Bahat⁵⁾의 연구에서도 7 mm 임플란트의 실패율이 9.5%로, 다른 길이의 임플란트가 3.8%의 실패율을 보인 데

비해 높았다고 보고하였으며, Wyatt와 Zarb⁶⁾도 7 mm 길이의 임플란트의 실패율이 25%라고 보고하였다.

짧은 임플란트의 높은 실패율에 대한 우려에도 불구하고, 최근에는 직경이 큰 임플란트를 사용하고,⁷⁾ 임플란트의 표면 특성을 개선하여 표면적을 증가시킴으로써 성공률을 높이고자 하는 시도가 이루어지고 있다. 형태에 있어서도 직선형인 나사형 고정체는 골 접촉을 유지하기 위해 충분한 길이가 필요하고, 초기 치유 시의 미세 동요를 줄이기 위해 근단부에서도 치밀골과 접촉 안정화되어야 하나, 원추형 고정체는 매식하기가 쉽고, 초기고정이 용이하며, 응력 분산이나 전달이 용이하다는 점에서 유리하다고 할 수 있다.

엔도포어 임플란트 시스템(Innova Co., Toronto, Canada)은 토론토 대학에서 개발한 5° 경사의 원추형 고정체로, 쉼기 효과를 일으켜 초기 고정에 유리하다. 또한 표면은 50~200 μm의 크기⁸⁾의 구형 티타늄 합금(Ti-6Al-4V) 입자를 0.3 mm의 두께가 되도록 1250℃의 고온에서 고정체에 소결시켜 2~3층으로 형성하여, 삼차원적인 미세 구멍을 만들고 그 내부로 골 성장이 일어나면서 임플란트가 고정된다.^{9,10)} 골이 고정체의 미세구멍으로 성장해 들어가면서 삼차원적 기계적 결합이 가능해 골유착이 우수하고 치유가 빠르다. Fleming¹¹⁾은 특히 골질이 불량하거나

※ 본연구는 한국과학재단 목적기초연구(R04-2202-000-00144-0)지원으로 수행되었음.

짧은 임플란트를 사용해야 할 경우, 혹은 치관/치근의 비율이 큰 경우에 엔도포아 임플란트를 선택할 수 있다고 제안한 바 있다.

인접한 다수의 임플란트를 수복할 때 시스템에 따라 지대주의 선택이나 금실린더의 사용, 시멘트 유지형과 나사 유지형 등 다양한 방법으로 보철물을 제작할 수 있다. Fischman¹²⁾은 임플란트로 수복할 경우, 연결 고정된 전악 보철물을 제작하는 대신 개별적으로 수복된 보철물을 추천하였으며, 구강청정이 쉽고 보철물의 형태가 보다 심미적이며 하악골의 탄성변형과 상관없이 유리하다고 하였다.^{12,13)} 그러나 골조직의 부족이나 해부학적 구조로 말미암아 임플란트 사이의 적절한 간격을 유지하지 못하거나 갯수가 부족할 때가 많기 때문에 개별적인 수복이 어려워 연결 고정이 필요한 경우도 많다. 또한 각기 분리된 보철물은 기공작업이 간편하긴 하나 인접 접촉면을 정확하게 조정하기가 어렵다.

일반적인 고정성 국소의치를 제작할 때, 인접면의 접촉 강도에 대해 Campagni¹⁴⁾는 자연치열에서는 두 치관의 인접면에서 8 μ m의 shim stock이 찢어지지 않고 끌려 나오는 정도로 조정할 것을 추천하였고 다른 연구자들은 치실이나 교합지를 사용하도록 권고하기도 하였다. 그러나 이상적인 접촉을 설정하는데 특정한 방법이나 주의가 무시되는 경우도 있었다.¹⁵⁾ 임플란트 지지 보철물에서는 치주인대가 없어서 인접면 접촉 강도의 조절이 매우 중요하며 이에 대한 고려가 필요할 것이다.

연결 고정은 동요치를 안정화시키고, 교합력의 분배가 가능해 개별 수복보다 유리하다고 하나 그 효용성은 의문시 되는 경우가 많았다.¹⁶⁾ 그러나 임플란트 지지 수복물은 교합력을 분배하는데 도움이 되도록 연결 고정하도록 권고하는 경우도 많으며,¹⁷⁾ 유한 요소법이나 광탄성 응력분석법을 이용한 여러 연구에서 다수의 임플란트를 연결 고정하는 것이 유리하다고 하였다.^{18,19)}

광탄성 응력분석법은 임플란트 지지 고정성 국소의치의 다양한 설계를 연구하는데 이용되어 왔으며, 다른 응력분석법에 비해 치과 재료를 그대로 사용할 수 있고 보철물을 실제로 제작해 이용할 수 있으며 다양한 실험 재료와 조건을 재현할 수 있다는 장점이 있다.¹⁸⁾

본 연구는 하악 구치부를 모사한 광탄성 모형 상에

서 세 개의 엔도포아 임플란트를 매식하고 임상적인 치관길이의 변화와 임플란트 사이의 인접면 접촉 정도, 연결고정의 효과 등을 재현하여 임플란트 지지 조직에 발생하는 응력의 양상과 크기를 분석하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 광탄성 모형의 제작

광탄성 모형을 만들기 위해 먼저 제 1 소구치, 제 2 소구치, 제 1 대구치, 제 2 대구치가 결손된 하악 좌측 부분 무치악 모형을 복제해 경석고로 주모형을 제작했다. 임플란트 매식부 전방의 견치는 치근의 소켓을 형성하고, 부분 무치악 부위에 세 개의 직경 4.1 mm, 길이 9 mm의 엔도포아 임플란트(O1B-91, Innova Co., Toronto, Canada)를 임플란트 사이의 간격 3 mm, 자연치와의 간격 2 mm가 되도록 제 1, 2 소구치와 제 1 대구치의 위치에 수직으로 식립하였다. 식립된 임플란트 고정체에 straight transfer coping(O6M-CTCA/S, Innova Co., Toronto, Canada)을 연결하고, 고정체의 smooth coronal region이 모형 상방으로 1 mm정도 노출되도록 위치시키고, 인레이 왁스로 고정했다. 복제용 실리콘을 이용해서 주형을 제작하고 주형 내로 모형에서 분리한 고정체를 다시 연결했다. 해면골과 유사한 성질을 가진 광탄성 재료(PL-2, Measurements Group, Raleigh, USA)를 주입하여 실온에서 경화시켰다. 견치를 복제한 실리콘 음형을 제작하고 치아와 유사한 광탄성 물질(PLM-4, Measurements Group, Raleigh, USA)을 주입한 후 경화되면, 광탄성 모형의 소켓에 접촉재로 접착하였다.

2. 지대주의 연결과 상부 보철물의 제작

고정체에 인상용 코핑을 고정한 다음 코핑 주위에 즉시중합형 레진(Pattern resin, GC Inc., Japan)을 이용해 인덱스를 만들고 개인 트레이와 실리콘 고무 인상재로 인상을 채득하였다. 인상용 코핑에 아날로그를 연결하고, 아날로그 경부 주위에 연조직을 재현하기 위한 실리콘(Gi Mask, GC America Inc., USA)을 첨가하였다. 인상체에 진공상태에서 혼합한 초경석고(MG Crystal Rock, Maruishi Gypsum

Table I. Experimental groups in this study.

Groups	Crown length	Splinting
1	9 mm	Non-splinted
2	13 mm	Non-splinted
3	9 mm	Splinted
4	13 mm	Splinted

Co., Japan)를 부어 작업모형을 제작했다.

작업모형의 아날로그에 세 개의 3.5 mm×7 mm의 straight hexed abutment (05M- 7FS, Innova Co., Toronto, Canada)를 연결하고, 수동적인 적합과 다양한 치관길이의 금관을 제작하기 위해서 precision-milling machine(F-1, Ney/Degussa, Bloomfield, USA)으로 지대주의 높이를 변형시켰다(Table I). 지대주 위에 분리제를 도포하고, 즉시 중합형 레진과 인레이 왁스를 이용해 교합면과 측면, 치경부 외형, 경사각과 착탈로를 고려하여 각각의 단일 치아 수복물로 납형을 제작했다. 각 치아의 납형은 협, 설측의 외형을 하악 소구치의 특징대로 조각하고, 인덱스를 이용해 세 개 금관의 외형이 일치하게 하였으며, 임플란트/치관 비율을 다양하게 하기 위해 9, 13 mm의 두 가지 치관 길이로 제작하였다. 모든 납형의 교합면은 하중점을 설정하기 위해 바닥에 평행하게 밀링하였다.

매몰하기 전에 완성한 납형을 광탄성 모형에 재위치시키고, 적합도와 인접면 사이의 관계를 재확인하였다. 이때 중간 임플란트 금관의 양 인접면에 왁스를 소량 추가해 인접면을 조정할 수 있는 여지를 만들고, 변연부는 특수한 왁스(margin wax, Metal or, North Attleborough, USA)를 이용해 10배율의 현미경 하에서 완성하였다. 매몰, 소환 후에 제 4형 금합금으로 주조하였으며 산처리하였다. 10배율의 기공실 현미경으로 주조체 내면을 검사하고 광탄성 모형 상에서 실리콘 조정제(Fit Checker, GC Co., Japan)로 적합도를 조정했다.

3. 개별 수복용 금관의 인접면 접촉 정도의 조절

광탄성 모형의 임플란트에 지대주를 연결하고 20 Ncm의 토오크 (3i Implant Innovations Co., USA)를 부여해 고정했다. 지대주 연결 후에 광탄성 모형

상에 응력이 나타나는 지 판정하고 무응력 상태임을 확인하였다.

견치 후방의 전방 임플란트와 후방 임플란트에 각각의 금관을 임시 접착재로 접착하고 중간 임플란트의 인접면을 조정하여 두 치관 사이의 인접면에서 8 μ m의 shim stock(Shim stock, Almore International Inc., Beaverton, USA)이 찢어지지 않고 끌려 나오는 정도로 조심스럽게 조정하였다.

네 가지 종류의 접촉강도를 모사하기 위해서 각 금관의 인접면에 40 μ m, 80 μ m의 shim stock을 위치시켰다.

- 1) Open contact: 인접면 사이가 완전히 뜨게 함
- 2) Ideal contact: 8 μ m의 shim stock이 찢어지지 않고 끌려 나오는 정도로 인접면 조정
- 3) Medium contact: 각 인접면에 5 겹(40 μ m)의 shim stock을 위치시킴
- 4) Heavy contact: 각 인접면에 10 겹(80 μ m)의 shim stock을 위치시킴

4. 연결고정 국소의치의 제작

각각의 금관을 연결하기 위해서 광탄성 모형 상에 금관을 위치시키고 즉시중합레진으로 인접면을 연결하였다. 인상용 석고로 인덱스를 제작한 다음 지대주에서 금관을 분리해 납착용 매몰재 모형을 만들었다. 매몰재 모형을 소환로에서 가열한 다음 토치를 이용해 금 납착재료를 양 인접면에 적당량 사용하여 납착하였으며 광탄성 모형 상에서 적합도를 판정하였다.

5. 하중 부여

세 금관의 상면에 여섯 부위의 하중점을 정하고 # 4 round bur를 이용해 1 mm 깊이로 하중점을 형성하였다. 하중점(P1-P6)은 각 금관의 교합면 중심과 중심에서 원심쪽으로 2 mm 떨어진 곳으로 정했다(Fig. 1). 각 금관은 지대주에 2분 동안 0.9 kg 하중으로 임시 접착용 시멘트(Cavitec, Caulk, USA)로 접착하였다.

표면 굴절을 최소화하기 위해서 광물유를 채운 투명한 플라스틱 탱크 속에 광탄성모형을 고정용 지그를 이용해 고정하고, 광탄성 분석기에 위치시킨 다

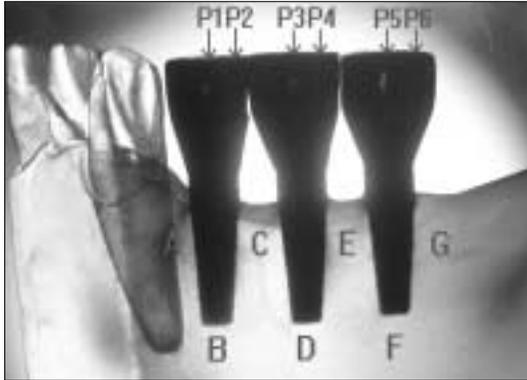


Fig. 1. Loading points(P1-P6) and measuring points(A-G) between the implant and surrounding structure.

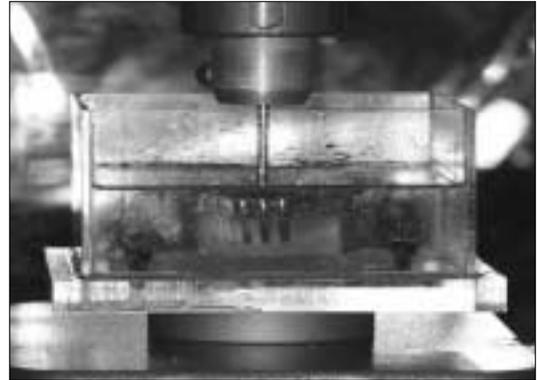


Fig. 2. Loading device.

음 하중을 가하기 전 먼저 광탄성 모형 내에 나타나는 응력 상태를 관찰하였다(Fig. 2). 먼저 이상적인 접촉 관계에서 금관의 하중점에 0.8 mm 직경의 금속구를 올려놓고 정하중기의 끝이 납작한 하중봉으로 6.8 kg의 수직 하중을 가했다(Fig. 2). 하중점은 point 1 - 6으로 설정하고, 하중을 가하면서 나타나는 응력 상태를 디지털 카메라(S2 Pro, FinePix, Japan)로 기록하였다. 촬영 직후 즉시 하중을 제거하고 5분간 기다려 잔류응력이 사라진 다음, 다른 하중점에 하중을 가하였다. 보철물의 치관 길이와 다양한 접촉의 정도, 치관의 연결고정 후에 임플란트 지지조직에 전달되는 응력의 결과를 관찰하였다.

6. 광탄성 응력분석

각각의 실험군에서, 임플란트에 나타나는 무늬를 기록하여 하중이 가해졌을 때의 응력분포를 관찰했다. 이 때 각 임플란트 주위조직에 세 개의 계측점을 지정해 총 7 개의 계측점에서 무늬차수를 측정하였다.

Ⅲ. 연구성적

1. 개별 수복 금관에서 치관 길이와 인접면 접촉 강도에 따른 무늬관찰

하악 구치부가 결손된 부분 무치악부에 세 개의 임플란트를 매식하고 개별적으로 금관을 수복하였다.

금관 사이의 인접면 접촉 정도와 치관의 길이에 따라 임플란트 지지조직에 나타나는 무늬차수를 광탄성 응력분석법으로 관찰한 결과는 아래와 같다.

1) 하중을 가하지 않은 경우

연결 고정하지 않고 치관의 길이가 9 mm인 1 군에서 하중이 없으면 각 임플란트 지지조직에는 거의 응력이 나타나지 않았다. 인접면 접촉 강도가 40 μ m 와 80 μ m로 증가하면 임플란트의 치경부와 근단부에서 응력이 증가하였으며, 80 μ m의 접촉 강도에서는 특히 중간 임플란트의 인접하는 치조정과 후방 임플란트의 근단부 및 원심 치조정에서 증가하는 경향을 보였다(Fig. 3).

치관의 길이가 13 mm인 2 군에서는 1 군보다 지지조직에 대한 응력이 전반적으로 크게 나타났으며 특히 후방 임플란트의 전후방 치조정과 근단부에 응력이 증가하는 경향을 보였다(Fig. 10).

2) Point 1에 하중을 가한 경우

1 군에서 point 1에 6.8 kg의 수직하중을 가한 경우 전방 임플란트의 근심 치조정과 근심측면, 근단부에 응력이 집중되었으며, 다른 임플란트에는 하중 전달이 크지 않았다. 접촉 강도가 증가하면, 전방 임플란트의 근심측 치조정과 근단부에서 비례적으로 증가했으며, 80 μ m의 접촉 강도에서는 근단부와 근심측 치조에 2차 이상의 강한 응력이 발생하였다. 동시에 후방 임플란트의 원심측 치조정도 응력이

증가하는 경향을 나타냈다(Fig. 4).

2 군에서도 point 1에 하중을 가하면 전방 임플란트의 근심 치조정과 근단부에 응력이 집중 되었으며 원심 치조정에도 약간 증가하는 경향을 나타냈다. 1 군에서와 같이 하중이 가해지지 않은 다른 임플란트로의 응력 전달은 미미하였다. 그러나 인접면 접촉 강도가 40 μm 로 증가하면, 약간의 응력 증가가 있으나 80 μm 로 증가했을 때는 큰 차이가 없었다(Fig. 11).

3) Point 2에 하중을 가한 경우

Point 2에 하중을 가하면 point 1에 하중을 가한 경우와 같이 전방 임플란트의 근심 치조정에서는 point 1 하중 시에 비해 감소하나 근단부에는 응력이 크게 나타났다. Point 1 하중 시보다 응력치는 약간 감소 하였으며, 인접면 접촉 강도가 증가하면, 후방 임플란트의 원심 치조정에서 더 큰 응력의 증가가 나타났다(Fig. 5).

2 군에서는 전방 임플란트에 응력이 집중되는 경향을 보였으나, 인접면 접촉 강도가 증가하면 후방 임플란트의 근, 원심 치조정에서 응력이 증가하는 경향을 나타냈다(Fig. 12).

4) Point 3에 하중을 가한 경우

Point 3 하중 시에는 ideal contact인 경우 중간 임플란트의 근심 치조정과 근단부에 응력이 집중되었으며 전, 후방 두 개의 임플란트에는 거의 응력이 나타나지 않았다. 접촉 강도가 증가하면서 전방 임플란트와 후방 임플란트의 치조정에서도 응력이 크게 나타났으며, 전방 임플란트에 조금 더 높은 응력이 나타났(Fig. 6).

2군에서는 ideal contact인 경우 중간 임플란트의 근단부에 응력이 집중되었으며 1 군에 비해 컸으나 그 차이는 크지 않았다. 인접면 접촉 강도가 증가하면 후방 임플란트에서 비례적으로 응력이 증가하였으며, 전방 임플란트의 근심 치조정과 후방 임플란트의 원심 치조정에도 응력이 증가하였다(Fig. 13).

5) Point 4에 하중을 가한 경우

Point 4에 하중 시 point 3에서와 같이 후방 임플란트에 대한 하중이 크게 나타났다. 접촉 강도가 증가할수록 전방 임플란트의 근심 치조정과 후방 임플란

트의 원심 치조정에서의 응력이 증가하는 경향을 보였다. 특히 point 3 하중 시에 비해 중간 임플란트의 원심 치조정에 응력이 크게 증가했다(Fig. 7).

2 군에서도 중간 임플란트의 응력이 크게 나타났으며 후방 임플란트의 원심 치조정에서 응력이 크게 나타났다. 접촉 강도의 증가에 따른 차이가 크지는 않았으나 전방 임플란트의 근심 치조정과 후방 임플란트의 원심 치조정에서의 응력이 증가하는 경향을 보였다(Fig. 14).

6) Point 5에 하중을 가한 경우

Point 5에 하중 시에는 1 군에서는 후방 임플란트에 응력이 집중되는 경향을 나타냈으며 근단부와 함께 원심 치조정에 응력이 크게 나타났다. 인접면 접촉 강도가 증가하면 이런 경향이 더 심화되었으며, 후방 임플란트의 원심 치조정에는 접촉 강도에 비례해서 증가하였으며, 80 μm 의 접촉 강도에서는 3차의 응력이 나타났다(Fig. 8).

2 군에서는 역시 후방 임플란트의 근단부와 원심 치조정에 2 차 이상의 응력이 크게 나타났으나 접촉이 긴밀할수록 전방과 중간 임플란트에 대한 응력이 증가하면서 1 군보다 높은 응력이 나타났다(Fig. 15).

7) Point 6에 하중을 가한 경우

Point 6에 하중 시 후방 임플란트의 근단부와 원심 치조정에 응력이 집중되어 나타났으며 point 5에 하중 시보다 원심 치조정에 대한 응력치가 크게 나타났다. 접촉 강도가 증가하면서 후방 임플란트에 대한 응력은 비례적으로 증가했으며 point 5에 하중 시보다 응력이 증가하였다(Fig. 9).

2 군에서도 후방 임플란트에 하중이 크나, 응력치에서 1 군과의 차이는 크지 않았다(Fig. 16). 이러한 경향은 인접면에서의 접촉 강도가 증가해도 유사하게 나타났으나 중간 임플란트의 근심 치조정에서의 응력이 증가하는 경향을 보였다.

2. 연결 고정된 고정성 국소의치에서 치관길이와 인접면 접촉 정도에 따른 무늬관찰

1) 하중을 가하지 않은 경우

연결 고정 시 모든 임플란트에 낮은 응력(0.5 차)

이 비교적 크게 나타났으며 3 군보다 4 군에서 약간 크게 나타났으나, 그 차이는 크지 않았다(Fig. 17). Ideal contact으로 개별 수복한 경우보다는 응력이 컸으나 medium contact이나 heavy contact 인 경우에 비하면 낮았다.

2) Point 1에 하중을 가한 경우

연결 고정을 한 경우에도 하지 않은 경우처럼 전방 임플란트의 근심 치조정과 근단부에서 1 차 정도의 낮은 응력이 나타났으며 다른 임플란트에 비해 증가했으나, 그 크기는 3, 4 군 모두 개별 수복한 경우보다 낮았고, 치관 길이에 따른 차이도 거의 없었다(Fig. 4, 11, 18).

3) Point 2에 하중을 가한 경우

Point 2에 하중을 가하면 연결 고정된 경우에는 point 1에 하중을 가한 경우와 같이 전방 임플란트의 근단부에 응력이 증가하나 1 차 내외의 낮은 응력이 나타났으며, 후방 임플란트의 근단부에서도 약간의 증가를 보이나 그 차이는 크지 않았다. 치관의 길이에 따른 차이는 거의 없었다(Fig. 19).

4) Point 3에 하중을 가한 경우

Point 3에 하중을 가하면, 연결 고정 시에 중간 임플란트의 근단부에 응력이 증가하며, 전방 임플란트

에도 근단부에 응력이 나타났으며 1 차 내외로 크지 않았다. 연결 고정하지 않은 경우에 비해 응력의 크기가 약간 낮으며 특히 중간 임플란트의 근, 원심 치조정에서 연결 고정하지 않은 경우보다 낮은 응력을 보였다. 또한 치관의 길이에 따른 영향이 거의 없어 4 군에서는 연결 고정하지 않은 경우에 비해 낮은 응력을 보였다(Fig. 20).

5) Point 4에 하중을 가한 경우

Point 4에 하중을 가하면, 연결 고정 시에는 중간 임플란트의 근단부에 1 차 응력이 발생하나, 전방 임플란트의 근단부에도 나타났으며 개별 수복한 경우에 비해 치경부에는 응력이 감소했다(Fig. 21).

6) Point 5에 하중을 가한 경우

Point 5에 하중을 가하면, 연결 고정된 경우 중간 임플란트와 후방 임플란트의 원심 치조정에 응력이 나타났으나 개별 수복한 경우에 비해서는 크지 않았다. 특히 3 군에서는 4 군과 거의 차이가 없으며 전반적으로 낮은 응력이 나타났다(Fig. 22).

7) Point 6에 하중을 가한 경우

연결 고정시 중간과 후방 임플란트에 하중이 크나, 약한 응력이 나타났으며 치관 길이에 따른 차이는 거의 없었다(Fig. 23).

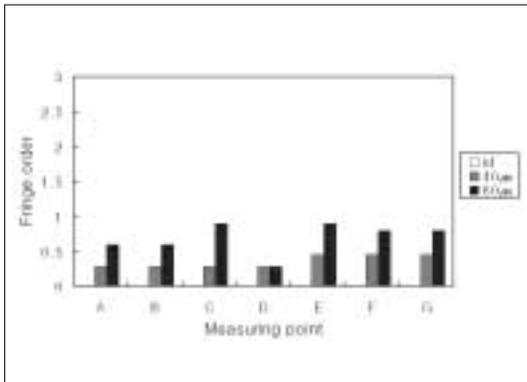


Fig. 3. Fringe order at the measuring point in non-splinted, unloaded G 1.

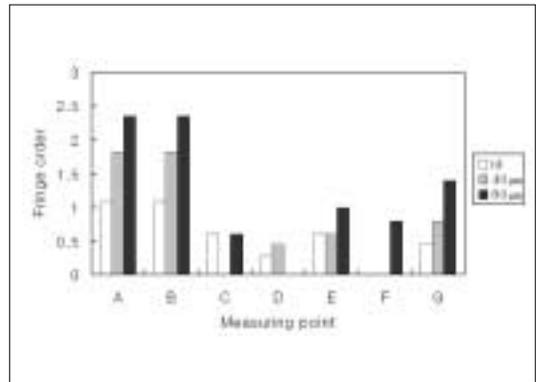


Fig. 4. Fringe order at the measuring point in non-splinted, loaded G 1.(point 1)

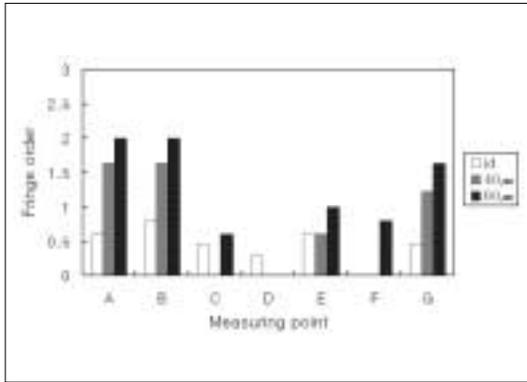


Fig. 5. Fringe order at the measuring point in non-splinted, loaded G 1.(point 2)

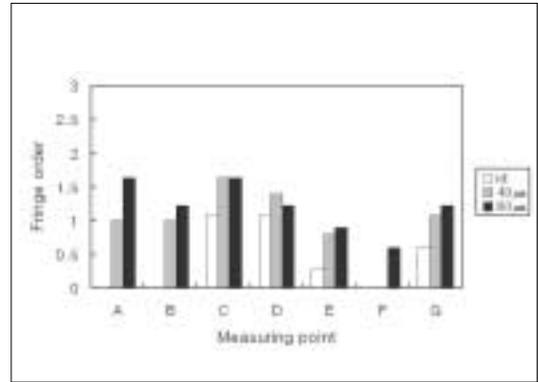


Fig. 6. Fringe order at the measuring point in non-splinted, loaded G 1.(point 3)

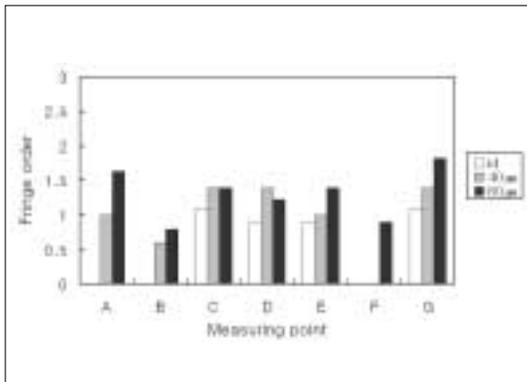


Fig. 7. Fringe order at the measuring point in non-splinted, loaded G 1.(point 4)

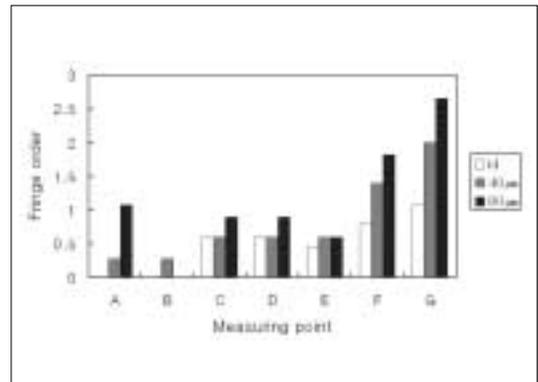


Fig. 8. Fringe order at the measuring point in non-splinted, loaded G 1.(point 5)

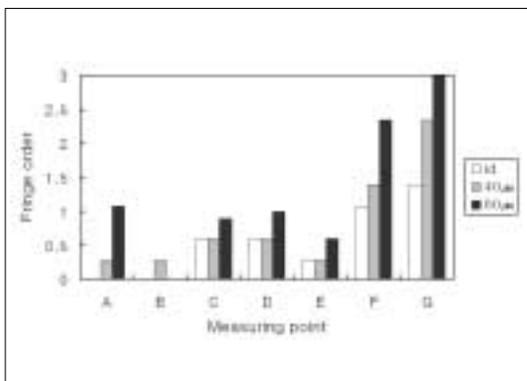


Fig. 9. Fringe order at the measuring point in non-splinted, loaded G 1.(point 6)

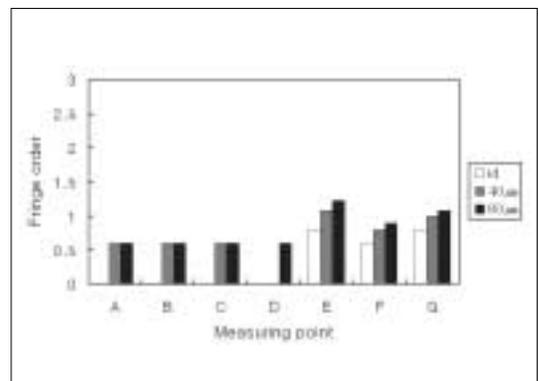


Fig. 10. Fringe order at the measuring point in non-splinted, unloaded G 2.

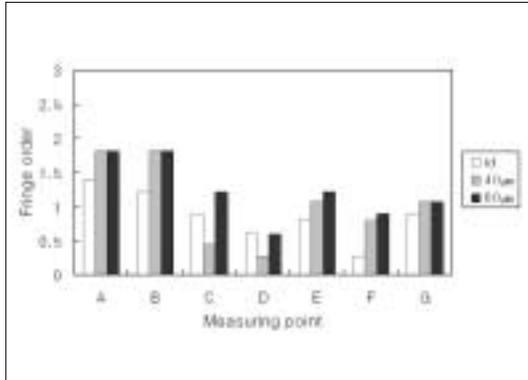


Fig. 11. Fringe order at the measuring point in non-splitted, loaded G 2.(point 1)

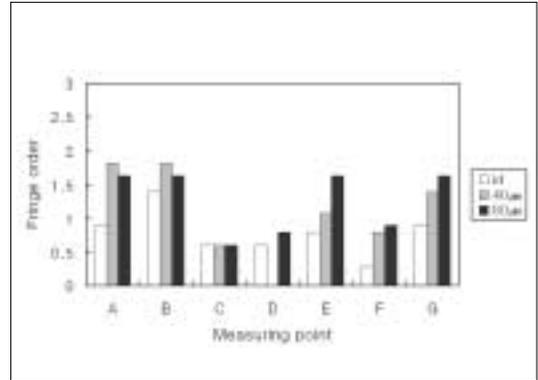


Fig. 12. Fringe order at the measuring point in non-splitted, loaded G 2.(point 2)

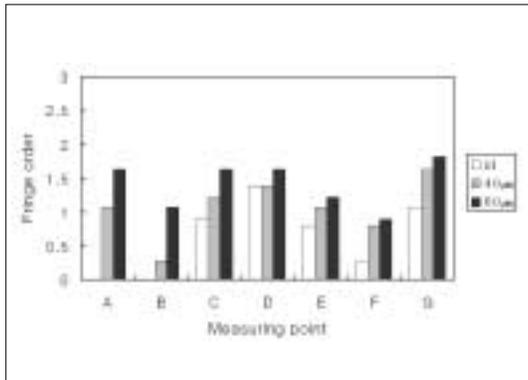


Fig. 13. Fringe order at the measuring point in non-splitted, loaded G 2.(point 3)

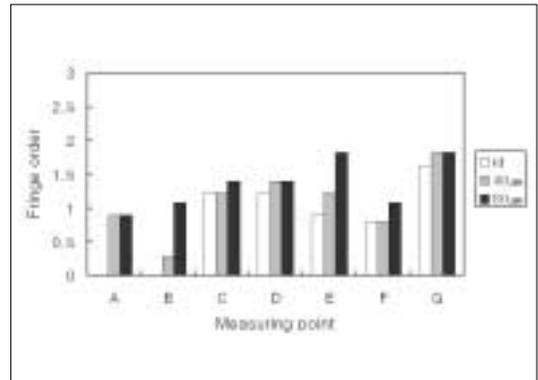


Fig. 14. Fringe order at the measuring point in non-splitted, loaded G 2.(point 4)

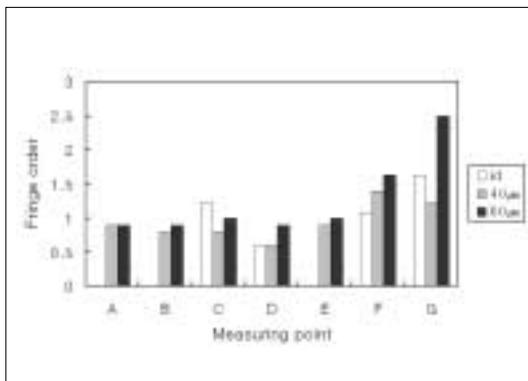


Fig. 15. Fringe order at the measuring point in non-splitted, loaded G 2.(point 5)

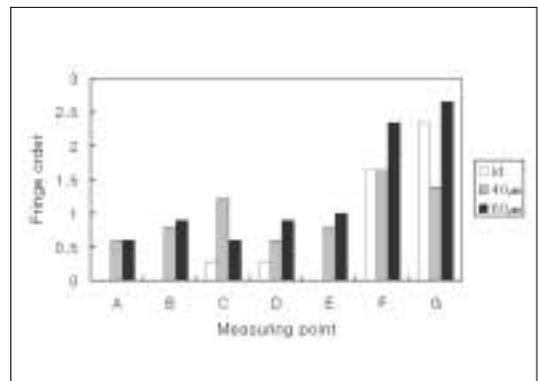


Fig. 16. Fringe order at the measuring point in non-splitted, loaded G 2.(point 6)

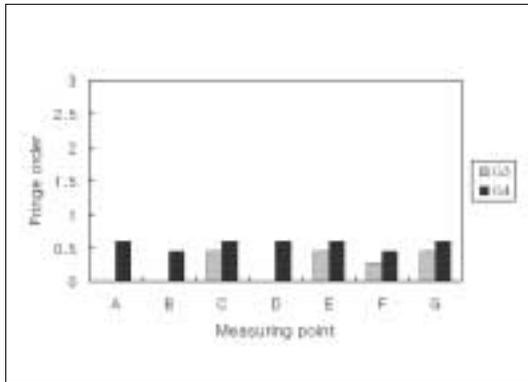


Fig. 17. Fringe order at the measuring point in splinted, unloaded.

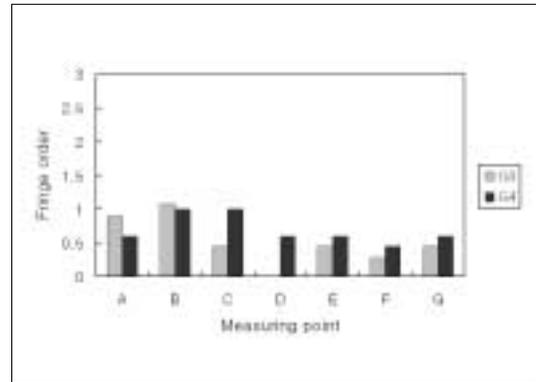


Fig. 18. Fringe order at the measuring point in splinted, loaded.(point 1)

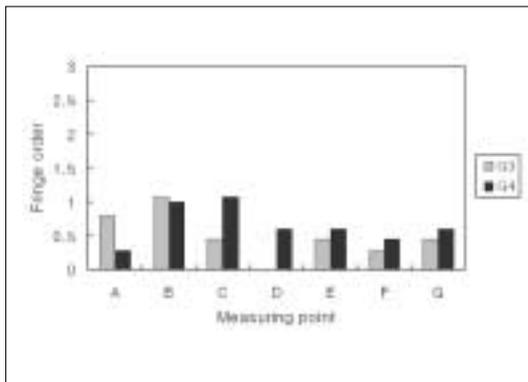


Fig. 19. Fringe order at the measuring point in splinted, loaded.(point 2)

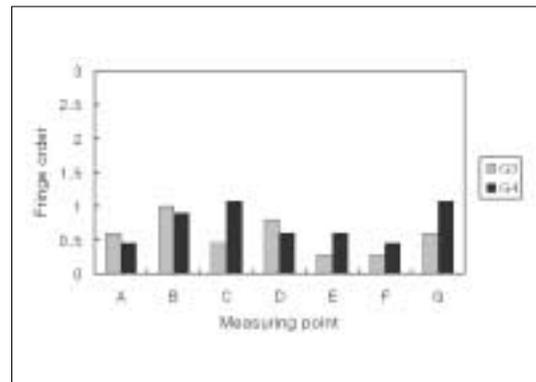


Fig. 20. Fringe order at the measuring point in splinted, loaded.(point 3)

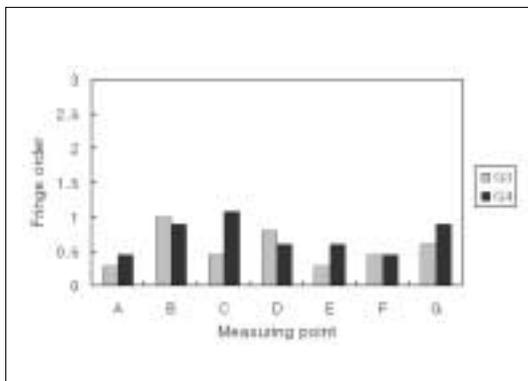


Fig. 21. Fringe order at the measuring point in splinted, loaded.(point 4)

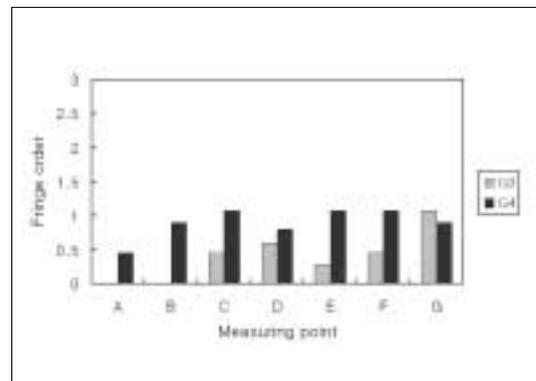


Fig. 22. Fringe order at the measuring point in splinted, loaded.(point 5)

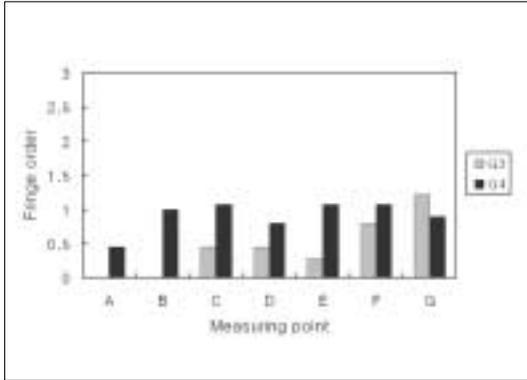


Fig. 23. Fringe order at the measuring point in splinted, loaded. (point 6)

Ⅳ. 총괄 및 고찰

임플란트 식립 후 초기 골 유착을 증진하고 임플란트의 성공률을 높이기 위하여 임플란트의 표면이 다각적으로 연구 개발되어 왔고, 임플란트의 표면 거칠기(surface roughness)가 골세포의 증식과 분화에 좋은 영향을 준다는 연구 결과가 발표되었다.²⁰⁾ Pilliar 등²¹⁾은 다공성 구조가 골의 내성장을 촉진한다고 보고하였고, Wennerberg 등²⁰⁾은 표면처리가 없는 임플란트보다 거친 표면을 갖는 임플란트를 제거할 때 더 높은 토오크가 필요하다고 보고하였다. 표면이 거친 임플란트는 골과의 접촉면적을 증가시켜 골질이 불량한 치조골에서도 임플란트의 성공률을 높여준다.²²⁾ 그러나 이들 고정체의 표면은 다공성 구조가 없어 골과 임플란트 사이에 2차원적인 골유착을 형성한다.

엔도포아 임플란트는 1983년에 토론토 대학에서 소결된 미세구멍 표면을 갖는 임플란트로 개발되어 10 여 년간 임상에서 이용되고 있다. 형성된 미세구멍의 크기는 평균 50~150 μm 이고 골의 내성장을 촉진하기 위해서는 최소한 직경 100 μm 의 미세구멍이 필요하다. 소결된 미세구멍 표면의 두께는 약 300 μm 로 골전도성이 높다고 알려져 있고 치조골의 3차원적 골내 성장을 촉진한다.²³⁾ 엔도포아 임플란트는 기존의 나사형 임플란트 보다 3배 이상 표면적이 증가되고 미세구멍 내부로 3차원적으로 형성된 치조골과의 강한 결합을 얻을 수 있어 임플란트가 짧아도 기능할 수 있다.

엔도포아 임플란트 1,352 개를 식립하여 8년간 추적한 결과 전체적으로 95.9%의 성공률을 보고하였고, 기능 후 성공률은 98%로 골질과 길이에 영향을 받지 않았다. 7 mm 길이 임플란트는 95.9%, 9 mm 길이의 임플란트는 97.0%의 높은 성공률을 보고하였다.²³⁾ Deporter 등은 하악골의 흡수가 심한 완전 무치악 환자에서 평균 8.7 mm의 짧은 엔도포아 임플란트를 식립한 후 오버덴취를 제작하여 10년 추적 조사한 결과 92.7%의 높은 성공률을 보고하였다. Heller 등²⁴⁾은 하악 오버덴취에서 97%의 성공률을 보고하면서 엔도포아 임플란트가 상악동 골이식 및 기타 골재생술의 필요성을 낮출 수 있다고 하였다. Deporter 등²⁵⁾은 하악 부분 무치악 환자에서 평균 7.7 mm 길이의 엔도포아 임플란트를 식립하여 대부분의 보철물을 연결하지 않고 단일 치관으로 제작하여 100% 성공률을 보고하였다. 엔도포아 임플란트는 짧은 길이의 임플란트를 사용해도 문제가 없으며 치관과 임플란트와의 비율이 증가해 생역학적으로 불리한 경우에도 성공률이 높다고 보고하였다.²⁵⁾

본연구에서 치관의 길이가 긴 13 mm와 비교해서 치관이 짧은 경우에 더 낮은 응력이 나타났지만 큰 차이는 없었고, 특히 연결 고정된 경우에는 치관의 길이에 따른 차이가 거의 없었다.

Misch²⁶⁾는 임플란트의 길이가 길수록 표면적이 증가하지만 임플란트 근단 부위에 대한 교합력의 전달은 미약하고 치조정 부위에서의 응력 감소에는 별 영향을 주지 못하기 때문에 절대적인 총 면적보다 교합력에 저항할 수 있는 기능적인 면적을 강조하였다. 임플란트에 대한 교합력의 흡수는 많은 부분이 치조정골에서 일어나기 때문에 치조정에서 접촉하는 면적, 즉 임플란트의 직경이 길이 못지않게 중요하다. 또한 직경과 함께 임플란트의 표면특성, 임플란트와 골의 접촉 양상도 치조정에서 초기 골 흡수에 영향을 미칠 수 있다.

Brånemark 시스템과 같은 나사형의 임플란트는 기능을 시작한 1년 동안 약 1 mm정도의 골 소실을 보이고, 그 후 해마다 0.2 mm의 소실을 보인다.¹⁾ 치조정의 골소실은 임플란트의 치관에 가해지는 응력의 집중에 의해서 설명할 수 있다.²⁷⁾ Pilliar 등²¹⁾의 연구에 의하면 엔도포아 임플란트 식립 1년 후에 0.45 mm의 치조정골 흡수가 관찰되었고, 2, 3년 후 각각 0.17 mm의 골 소실을 보고하였지만, 그 후 7년까지

추적 조사에서 골 소실이 관찰되지 않았다. 7년 동안 일년 평균 골 소실이 0.03 mm로서 치조정의 골이 smooth collar와 미세구멍 표면의 경계부위에서 매우 안정되어 있음을 알 수 있다. 치조정의 골에서 골 흡수의 안정화를 위해서는 치조정에 전달되는 응력을 감소시키는 것이 필요하다.

본 연구에서 인접면 접촉 강도가 증가할수록 치조정의 응력이 증가하였고, 이상적인 접촉 강도에서는 가장 낮은 응력을 나타냈으며 연결 고정을 한 경우에는 치조정의 응력이 분산되면서 감소하였다. 이는 인접면의 접촉 강도와 연결 고정이 치조정의 골 흡수에 영향을 미칠 수 있음을 의미한다.

초기 골 유착이 약한 나사형 임플란트에서는 임플란트사이의 연결 고정이 적극적으로 추천되었으나 수동적인 적합성을 가지는 보철물을 제작하기가 어렵다. 그러나 연결 고정 하지 않은 경우에는 수복물 제작과 기공작업이 용이하며, 적합도에 대한 우려가 없다는 장점이 있다. 단일 치아 임플란트로 수복하면서 연결 고정하지 않은 보철물은 거친 표면의 임플란트에서 유리하다고 하나, 인접면 접촉 정도를 조정하기가 쉽지 않고 본연구에서는 단일치 수복보다 연결 고정 하는 수복 방법이 교합력을 분산시키는 데 효과적이라고 사료된다.

Deporter 등²⁸⁾은 엔도포아 임플란트의 골 유착도를 periost로 측정하였는데, 골질이 불량한 상악에서 임플란트의 길이에 따른 PTV에는 유의차가 없으나, 직경이 큰 임플란트에서 더 양호한 수치를 나타냈다고 보고했다. 또한 개별 수복(non-splinted)군이 연결 고정(splinted)군보다 양호한 PTV를 보여 유리하다고 하였다. 그러나 개별 수복 군과 연결 고정군 사이에 성공률의 차이는 없었다. 비연결 고정성 보철물은 개별적으로 저작압을 견뎌야만 한다. 본연구에서도 인접한 임플란트에 하중이 전달되지 않으면서 높은 수치의 응력이 임플란트에 집중되었다. 접촉면의 증가는 하중된 임플란트를 따라 응력의 증가를 나타내었다.

본 연구에서 개별 수복한 경우에, 하중이 가해지는 부위의 임플란트에 응력이 해당 임플란트의 치조정과 근단부에 집중되며, 인접면 접촉 강도가 증가할수록 인접한 임플란트의 근, 원심축 치조정에 응력이 증가하고 후방 임플란트의 근단부에 응력이 증가하는 경향을 보였다. 80 μ m의 접촉 강도인 경우에 하

중점이 후방으로 갈수록 후방 임플란트의 원심 치조정에 3차의 강한 응력이 나타났다. 연결 고정을 한 경우에도 하중이 가해지는 부위의 임플란트의 치조정과 근단부에서 낮은 수준이지만 응력이 나타났고, 인접한 임플란트의 치조정과 근단부에서도 약간의 증가를 보이나 개별 수복한 경우보다 낮았다. 따라서 임플란트 지지 고정성 국소치는 교합력을 분배하고 골 흡수와 임플란트 구성요소의 실패를 유발하는 응력 전달을 방지하기 위해서 연결 고정하는 것이 유리할 것이다.^{3,6,17)}

Campagni¹⁴⁾는 두 치관 사이의 인접면 접촉 강도는 8 μ m shim stock이 간신히 빠져 나올 수 있게 조절하도록 권고하였다. Guichet 등³⁰⁾의 연구에서 접촉강도에 따른 응력 비교 시, open과 ideal contact에서는 임플란트 주위에 응력이 발생되지 않았고, 10 μ m shim stock을 사이에 끼운 light contact인 경우에 임플란트 사이의 치경부에서 응력이 발생하였다. Medium과 heavy contact 시에는 더 높은 응력이 치경부와 임플란트 나사를 따라서 발생하였다. 하중을 가하면 하중부 임플란트는 상당한 응력이 나타나고 인접 임플란트에는 응력이 전달되지 않았다. 인접면 접촉 강도가 클수록 하중을 받는 임플란트를 따라서 응력이 증가했다. Nishimura 등¹⁸⁾은 연결 고정 하지 않고 하중이 가해진 부위의 임플란트에서 근단부에 응력이 증가하고 고정체의 원심면을 따라 치조정에 응력이 증가했다. 연결을 한 경우에 근단부에 응력이 균등한 분포를 보이며 다른 임플란트에도 응력이 발생되고, 하중점이 후방으로 갈수록 최후방 임플란트에서 연결 고정하지 않은 경우보다는 적은 응력이 근단부와 치조정에 걸쳐 분포되었다. 이는 합입과 후방 굽힘강도에 의한 것이라고 보고하였다.

본 연구에서 개별 수복한 경우에 open contact과 ideal contact인 경우에는 응력 분포에는 큰 차이가 없었다. 연결 고정하지 않고 하중이 없으면 각 임플란트 지지조직에는 거의 응력이 나타나지 않았다. 인접면 접촉 강도가 증가할수록 중간 임플란트의 인접하는 치조정과 후방 임플란트의 근단부 및 원심 치조정에서 증가하는 경향을 보였다. 세 개의 임플란트 사이의 인접면 접촉 정도가 클수록 각 임플란트의 치경부에서 응력이 증가 하였다. 또한 인접면 접촉은 open contact이 되지 않도록 주의해서 조정하여야 하며 수가 많으면 상당히 어렵다는 것을 알게

되었다. 또 연결 고정하고 하중을 가하지 않은 경우에는 모든 임플란트에 낮은 응력이 고르게 나타났으며, ideal contact으로 개별 수복한 경우보다는 응력이 컸으나 medium contact이나 heavy contact 인 경우에 비하면 낮았다. 개별 수복된 군과 비교하여 연결 고정을 한 군에서 하중을 가하면 하중 부위의 임플란트에 응력이 증가하나 세 개의 임플란트에 비교적 균일한 응력분산을 나타냈다. 이는 다른 연구 결과와 일치한다.^{16,18)}

장기적인 임상연구가 수복물의 비연결 고정 또는 연결 고정 사이의 저작압에 대한 효과를 알기 위해 필요하다. 전방유도가 없거나 부기능이 있을 때, 혹은 골질이 불량하거나 증식이 된 경우에 연결 고정이 더 필요할 것으로 사료된다. 그러나 수동적합되는 수복물도 중요하기 때문에 이에 대한 연구도 필요할 것이다.

V. 결 론

하악의 편측 후방 부분 무치악 부위에 엔도포아 임플란트를 제 1 소구치, 제 2 소구치 제 1 대구치 부위에 매식한 다음 광탄성 모형을 제작하고, 6.8 kg의 하중 하에 임상적인 치관 길이의 변화와 인접면 접촉 정도, 연결 고정의 효과 등을 재현하여 임플란트 지지조직에 발생하는 응력의 양상과 크기를 분석해 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 연결 고정하지 않은 경우, 세 개의 임플란트 사이 인접면 접촉 강도가 증가 할수록 각 임플란트의 치조정에서 응력이 증가했으며, 치관의 길이가 증가하면, 임플란트의 근단부에서 응력이 증가하는 경향을 보였으나 그 차이는 미약하였다.
2. 연결 고정하지 않고 하중을 가하면 하중을 받은 전방과 후방 임플란트의 근단부와 치조정에 응력이 집중되었으며, 접촉 정도에 관계없이 다른 임플란트로의 응력 분산은 미미하였다. 접촉 강도가 증가하면, 전, 후방 임플란트의 치조정에 응력이 증가했다.
3. 하중을 가하지 않은 상태에서 연결 고정하지 않은 경우에는 임플란트 지지 조직에 대한 응력이 거의 없으나, 연결 고정한 경우에는 낮은 응력이 나타났다.

4. 연결 고정한 경우, 치관의 길이에 따른 영향이 거의 없었고, 하중을 가하면 하중부위의 임플란트에 응력이 증가하나 세 개의 임플란트에 비교적 균일한 응력분산을 나타냈다. 임플란트 치경부의 응력 집중 경향은 모든 모형에서 나타났으며, 하중을 받은 임플란트로부터 나온 다른 결과와 일치한다.

참고문헌

1. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10 year period. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1977;16:1-132.
2. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prothodontics: Current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15:66-75.
3. Lekholm U, van Steenberghe D, Herrmann I. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: A prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:627-35.
4. van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C. The applicability of osseointegrated implants in the rehabilitation of partial edentulism. a prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:272-81.
5. Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: Report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:151-61.
6. Wyatt C, Zarb G. Treatment outcomes of patients with implant-supported fixed partial prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:204-11.
7. Langer B, Langer L, Herrmann I, Jorneus L. The wide fixture: A solution for special bone situations and a rescue for the compromised

- implant. Part I. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:400-8.
8. Depoerter DA, Watson PA, Pilliar RM, Melcher AH, Winslow J, Howley TP, Hansel P, Maniatopoulos C, Rodriguez A, Abdulla D, Parisien K, Smith DC. A histological assessment of the initial healing response adjacent to porous-surfaced, titanium alloy dental implants in dogs. *J Dent Res* 1986; 65: 1064-1070.
 9. Deporter DA, Watson PA, Pharoah M, Levy D, Todescan R. Five-to six-year results of a prospective clinical trial using the Endopore dental implant and a mandibular overdenture. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:95-102.
 10. Deporter DA, Watson PA, Pilliar RM. A prospective clinical study in humans of a dental implant partially covered with a powder-sintered porous coating: 3-to 4-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11: 87-95.
 11. Fleming AE. The Endopore dental implant system: Implant treatment simplified. *J Can Dent Res* 1994;60:785-9.
 12. Fishman B. The rotational aspect of mandibular flexure. *J Prosthet Dent* 1990;64:483-5.
 13. English CE. Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implants. *Implant Dent* 1993;2:221-42.
 14. Campagni WV. The final touch in the delivery of a fixed prosthesis. *J of the California Dental Assoc* 1984;12:21-9.
 15. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary fixed prosthodontics*. 3rd ed. St. Louis: Mosby. 1998. p. 747-9.
 16. Itoh H, Caputo AA, Wylie R, Berg T. Effects of periodontal support and fixed splinting on load transfer by removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1998;79:465-71.
 17. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorenson JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cemented-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:239-46.
 18. Nishimura RD, Ochiai KT, Caputo AA, Jeong CM. Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. *J Prosthet Dent* 1999;81:696-703.
 19. Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:231-7.
 20. Wennerberg A, Ektessabi A, Albrektsson T, Johansson C, Andresson B. A 1-year follow-up of implants of differing surface roughness placed in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:486-94.
 21. Pilliar RM, Deporter DA, Watson PA, Pharoah M, Chipman M, Valiquette N, Carter S, De Groot K. The effect of partial coating with hydroxyapatite on bone remodeling in relation to porous-coated titanium alloy dental implants in the dog. *J Dent Res* 1991;70: 1338-45.
 22. Morris HF, Ochi S. Hydroxyapatite-coated implants: a case for their use. *J Oral Maxillofac Surg* 1998;56:1303-11.
 23. Deporter DA, Watson P, Pharoah M, Todescan R, Tomlinson G. Ten-year results of a prospective study using porous-surfaced dental implants and a mandibular overdenture. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;4: 183-9.
 24. Heller AL, Heller RL. Clinical evaluations of a porous-surfaced endosseous implant system. *J Oral Implantol* 1996;22:240-6.
 25. Deporter DA, Pilliar R, Todescan R. Managing the posterior mandible of partially edentulous patients with short porous-surfaced dental

- implants: Early data from a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; 16:653-58.
26. Misch CE. Short versus long implant concepts-functional surface area. *Oral health* August 1999.
27. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL. A finite element survey of eleven endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:457-65.
28. Deporter DA, Todescan R, Riley N. Porous-surfaced dental implants in the partially edentulous maxilla: Assessment for sub-clinical mobility. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002;22:184-92.

Reprint request to:

Hye-Won Cho, D.D.S., M.S.D., Ph.D.
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University
344-2, Shinyong dong, Iksan, 570-749, Korea
hwcho@wonkwang.ac.kr

Photographic Illustrations

1. Non-splinted & ideal proximal contact(8 μ m) in group 1.
2. Non-splinted & medium proximal contact(40 μ m) in group 1.
3. Non-splinted & heavy proximal contact(80 μ m) in group 1.
4. Non-splinted, ideal proximal contact & loaded at point 1 in group 1.
5. Non-splinted, ideal proximal contact & loaded at point 3 in group 1.
6. Non-splinted, ideal proximal contact & loaded at point 5 in group 1.
7. Non-splinted, medium proximal contact at point 1 in group 1.
8. Non-splinted, heavy proximal contact & loaded at point 1 in group 1.
9. Non-splinted, heavy proximal contact & loaded at point 5 in group 1.
10. Non-splinted & ideal proximal contact in group 2.
11. Non-splinted & medium proximal contact in group 2.
12. Non-splinted & heavy proximal contact in group 2.
13. Non-splinted, medium proximal contact & loaded at point 1 in group 2.
14. Non-splinted, heavy proximal contact & loaded at point 1 in group 1.
15. Non-splinted, heavy proximal contact & loaded at point 3 in group 1.
16. Non-splinted, heavy proximal contact & loadedat point 5 in group 1.
17. Splinted unloaded in group 3.
18. Splinted & loaded at point 1 in group 3.
19. Splinted & loaded at point 5 in group 3.
20. Splinted & loaded at point 1 in group 4.



Photo. 1

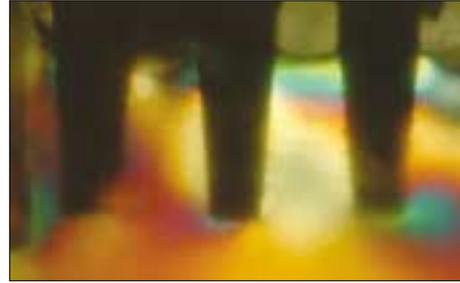


Photo. 2

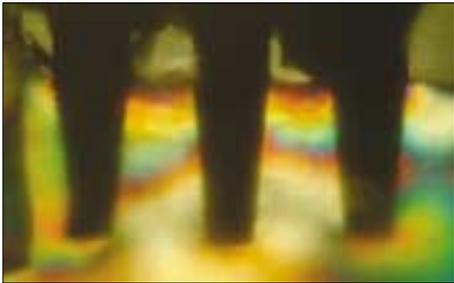


Photo. 3

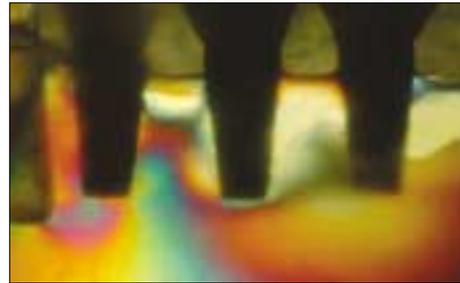


Photo. 4

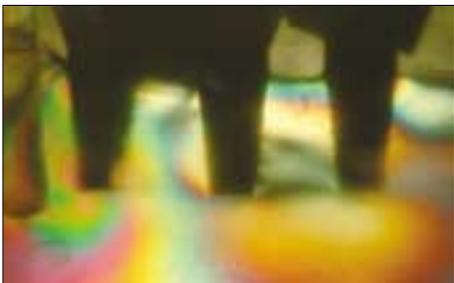


Photo. 5

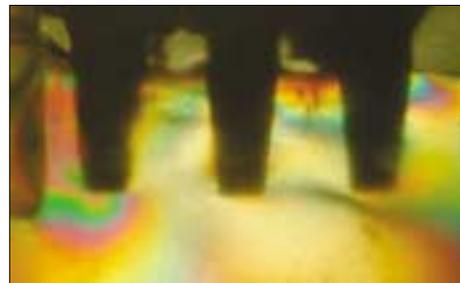


Photo. 6

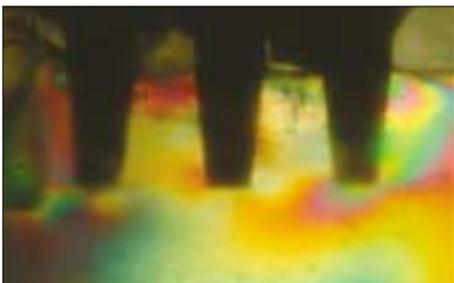


Photo. 7

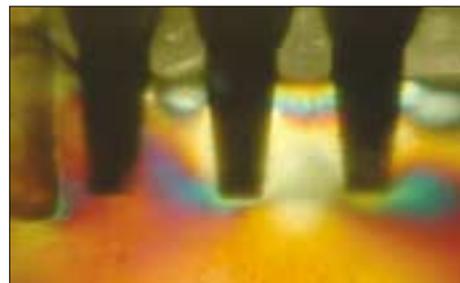


Photo. 8



Photo. 9



Photo. 10



Photo. 11

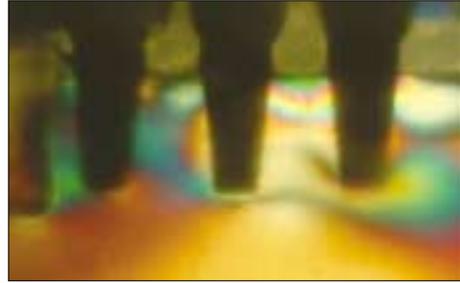


Photo. 12



Photo. 13

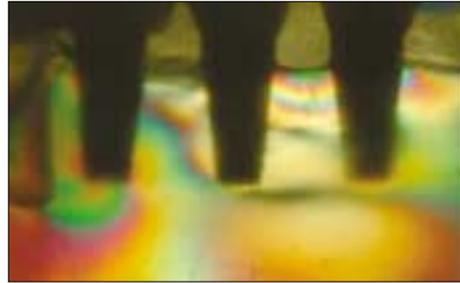


Photo. 14



Photo. 15



Photo. 16

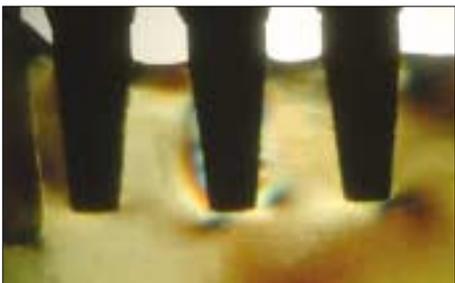


Photo. 17

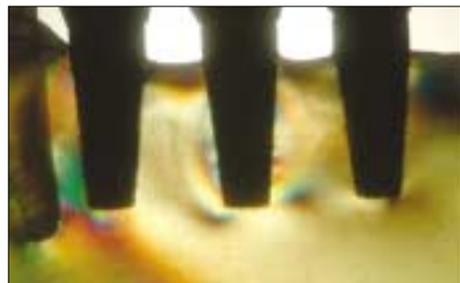


Photo. 18

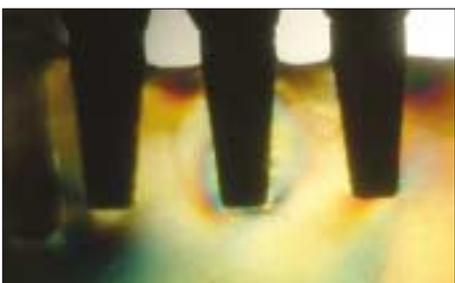


Photo. 19



Photo. 20

ABSTRACT

A PHOTOELASTIC STRESS ANALYSIS OF FIXED PARTIAL DENTURES WITH ENDOPOREIMPLANTS ACCORDING TO SPLINTING, CONTACT TIGHTNESS, AND CROWN LENGTH

Hoe-Yeol Jeong, D.D.S., M.S.D., Min-Ho Choi, D.D.S., M.S.D.,
Yu-Lee Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Hye-Won Cho, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University

Statement of problem: A difficulty in achieving a passive-fitting prosthesis can be overcome by individual crown restoration of multiple implants. But individualized crown has another difficulty in control of contact tightness and stress distribution.

Purpose: This in vitro study is to evaluate the stress distribution and the magnitude in the supporting tissues around Endopore implants with different crown lengths, interproximal contact tightness, and the splinting effects.

Material & methods: Three Endopore implants (4.1 × 9 mm) were placed in the mandibular posterior edentulous area distal to the canine and photoelastic model was made with PL-2 resin (Measurements Group, Raleigh, USA). Restorations were fabricated in two crown lengths: 9, 13 mm. For non-splinted restorations, individual crowns were fabricated on three custom-milled titanium abutments. After the units were cemented, 4 levels of interproximal contact tightness were evaluated: open, ideal (8 μm shim stock drags without tearing), medium (40 μm), and heavy (80 μm). For splinted restorations, 3-unit fixed partial dentures were fabricated. This study was examined under simulated non-loaded and loaded conditions (6.8 kg). Photoelastic stress analysis was carried out to measure the fringe order around the implant supporting structure.

Results:

1. When restorations were not splinted, the more interproximal contact tightness was increased among the three implants, the more stress was shown in the cervical region of each implant. When crown length was increased, stresses tended to increase in the apex of implants but there were little differences in stress fringes.
2. When nonsplinted restorations were loaded on the first or third implant, stresses were increased in the apex and cervical region of loaded implant. Regardless of interproximal contact tightness level, stresses were not distributed among the three implants. But with tighter interproximal contact, stresses were increased in the cervical region of loaded first or third implant.
3. When the nonsplinted restorations were not loaded, there were little stresses on the supporting structure of implants, but low level stresses were shown in the splinted restorations even after sectioning and soldering.
4. With splinted restorations, there were little differences in stresses between different crown lengths. When splinted restorations were loaded, stresses were increased slightly on the loaded implant, but relatively even stress distribution occurred among the three implants.

Conclusions: Splinting the crowns of adjacent implants is recommended for Endopore implants under the overloading situation.

Key words : Photoelastic stress analysis, Splinting effect, Proximal contact tightness, Endopore implant, Implant supported fixed prosthesis, Crown height