단일치 임플란트에서 고정체와 지대주 직경의 차이에 따른 광탄성 응력 분석

원광대학교 치과대학 치과보철학교실

이진한·조혜원

이 연구의 목적은 임플란트 고정체와 지대주간의 직경 차이가 임플란트 지지조직에 발생하는 응력에 미치는 영향을 평가 하는 것이다. 본 연구에는 세 가지 직경(4.0, 5.0, 6.0㎜)의 3i 임플란트 고정체에 지대주의 직경을 달리하여 수복하고, 하중 조건(15, 30 lb)에 따라 임플란트 지지조직에 발생한 응력의 정도와 분포를 광탄성 응력 분석법을 이용하여 비교, 분석하였다. 연구결과 고정체의 직경이 증가할수록, 상부 보철물에 가해지는 하중에 대하여 고정체 변연부의 응력집중이 높게 나타났으며, 상부 보철물의 근원심 폭경을 증가시키는 것이나, 임플란트 고정체의 직경에 비해 작은 지대주를 사용하는 것은 고정체 주위의 응력양상에 영향을 주지 않았다.

주요단어: 광탄성응력분석, 응력분산 (대한치과턱관절기능교합학회지 2008:24(3):253-267)

서 론

Brånemark 등에 의해 골유착성 임플란트의 개념이 소개된 이후 치과용 임플란트는 하악 완전무치악환자의 수복으로부터 부분 무치악환자와 단일치아의 수복까지 그 활용범위가 확대되어 왔다. 치과용 임플란트는 수복치료에서 높은 치료의 예견성과 성공률을 보이는 성공적인 치료방법으로 인정되고 있다.[1-4)]

골유착된 임플란트는 치조골과 직접 접촉하며, 기능 시 미세한 움직임도 허용하지 않는다. 따라서 저작 시 교합력에 의해 발생하는 모든 응력은 직접 임플란트에 전달되고, 대부분의 응력이 임플란트 지지 조직의 변연골 부위에 집중된다.[5)] 교합하중에 대한 지지조직 내 응력분산과 이에 따른 골의 재형성과 같은 생체반응은 임플란트의 성공에 매우 중요한 요소가 될 수 있다. 임플란트의 성공률을 높이기 위해서는 치료계획 단계에서부터 임플란트 주위의 골 흡수에 대한 고려가 필수적이며, 이를 위해서는 저작압에 의해 임플란트 주위조직에 발생되는 응력에 대한 이해가 필요하다.

임플란트 수복 후 발생하는 변연골의 초기 흡수는 임플란트 형태와 관계없이 나타나는 것이 일반적이다. 주로 수술 후 치유기간이나 저작기능 후 일 년 이내에 나타나며, 원인으로는 수술 시의 외상, 과도한 교합력, 임플란트주위치주염, 지대주와 임플란트 사이의 미세틈새, 생물학적

교신저자:이진한
301-120 대전시 둔산2동 1268번지, 원광대학교 치과대학 대전치과병원 보철과
팩스: 82-42-366-1115.
이메일: porte93@wonkwang.ac.kr
원고접수일: 2008년 5월 6일, 원고수정일: 2008년 8월 2일, 원고채택일: 2008년 9월 25일

폭경, 치조정 모듈(implant crestal module) 등이 있다.[6]

Adell 등[7]은 임플란트 식립 후, 초기에 발생하는 변연골의 흡수는 임플란트에 가해지는 교합력에 대한 임플란트 주위 골의 적응 과정으로써 일어난다고 하였으며, Hermann 등[8]은 임플란트 고정체와 지대주의 계면에서 근단부 측으로 약 2㎜ 까지 치조골의 흡수가 발생하며, 계면에서 임플란트 고정체와 지대주 간의 미세동요와 미세틈새가 치조골의 흡수에 영향을 줄 수 있다고 하였다. Ericsson 등[9]은 임플란트 고정체와 지대주의 계면에 국소적인 염증세포의 침윤층이 존재함을 보고하였고, 계면에서 1-1.5 ㎜ 근단부에 치조정이 존재하고, 치조정 상부에는 항상 약 1 ㎜의 건강한 결합조직이 존재하여 치조정과 염증세포 침윤층을 분리하고 있다고 하였다. Cochran 등[10]은 임플란트가 구강 내로 노출되면, 임플란트 주위 연조직에서 생물학적 폭경이 확립되며, 이러한 현상은 임플란트에 하중이 가해지는 것과는 관계없이 발생한다고 하였고, Berglundh 등[11]은 임플란트 주위 점막에 일정한 폭경의 상피결합조직의 부착이 필요하며, 연조직 부착이 부족한 경우에 적절한 폭경을 확보하기 위해 치조골의 흡수가 발생하기 때문에 임플란트가 구강 내에 노출되고 기능하기 시작하면 골유착을 보호하기 위해 최소한의 점막부착이 요구된다고 하였다. Tarnow 등[12]은 임플란트 고정체에 지대주를 연결하였을 때 치조정 골의 흡수가 발생하며, 지대주와 고정체의 계면에서 수직적으로 1.5 ~ 2.0 ㎜, 수평적으로 1.3 ~ 1.4 ㎜의 치조골의 흡수가 발생한다고 하였다.

임플란트 식립 후 치조골의 흡수에 관한 많은 연구들은 임플란트의 플랫폼과 지대주의 직경이 같은 상태에서 이루어졌다. 그러나 Lazzara 등[13]은 넓은 직경의 임플란트 고정체에 작은 직경의 지대주를 사용하여, 임플란트 고정체와 지대주 간의 계면을 수평적으로 임플란트의 중심측으로 이동시키는 "platform switching"을 소개하면서 방사선 사진 검사를 통해 장기간 관찰한 결과, 치조정 높이의 수직적 변화가 적게 나타난다고 보고하였다. 이러한 결과는 작은 직경의 지대주를 사용함으로써 점막 부착에 필요한 면적을 증가시키는 효과와 Ericsson 등[9]에 의해 기술되었던 염증세포침윤층의 영향을 감소시켜 치조정의 골흡수를 감소시킬 수 있다고 하였다. Gardner 등[14]은 임플란트 고정체와 지대주의 미세틈새 위치를 내측으로 재 위치시킴으로써 골 흡수에서 나타나는 수평적 요소를 조절할 수 있고, 지대주 연결 후 발생하는 치조골의 흡수를 방지함으로써 심미적으로 중요한 전치부의 수복이나, 골이식을 시행한 구치부 수복에서 장기간의 결과를 예측할 수 있다고 하였다.

임플란트 주위에서 치조정의 변화에 영향을 주는 요인과 계속적으로 발생하는 골조직의 변화에 대한 이해는 성공적 수복에 필수적이다. 임플란트 고정체의 직경보다 작은 지대주를 사용함으로써 치조정 흡수를 감소시킨 임상사례가 많이 보고되어 왔으나,[13-17] 생역학적으로 작은 직경의 지대주를 사용함에 따라 임플란트 주위 지지골에 발생하는 응력양상에 관한 연구는 아직 부족한 상태이다.[18,19]

본 연구는 임플란트 고정체와 지대주간의 직경 차이가 임플란트 지지 조직에 발생하는 응력에 어떠한 영향을 미치는지 알아보고자 3i 임플란트 시스템을 이용하여 직경이 서로 다른 고정체와 지대주를 이용하여 수복하고, 하중에 따라 임플란트 지지조직에 발생하는 응력분포 양상과 정도를 광탄성모형을 분석하여 얻은 지견을 보고하는 바이다.

연구재료 및 방법

1. 연구재료

1) 광탄성 모형의 제작

하악 좌측 구치부에서 견치후방으로 무치악부위를 가진 광탄성 모형을 제작하기 위하여, 좌측 하악골 형태를 재현한 경석고모형을 먼저 제



Fig. 1. Implant fixture (3i, Ø4.0, 5.0, 6.0㎜)



Fig. 2. Photoelastic model

작하였다. 광탄성모형에서 임플란트가 매식될 부위의 전방인 견치는 치근모양의 소켓을 형성해 주었고, 견치후방으로 무치악부위에 식립할 임플란트는 길이 10㎜, 각각의 직경이 4.0㎜, 5.0㎜ 그리고 6.0㎜인 외측성 육각구조를 가진 3i 임플란트(3i, Implant Innovations, Inc., USA)를 사용하였다(Fig. 1). 각각의 임플란트는 평행성을 유지하기 위해 써베이어를 이용하여 견치에서 2㎜, 임플란트 간에는 3㎜ 간격이 되도록 위치시키고 왁스로 고정하였다. 고정체에 인상용 코핑(Twist Lock Impression Coping, 3i, Implant Innovations, Inc., USA)을 연결하고, 복제용 실리콘(KE1300, Shin-Etsu, Japan)을 이용하여 주형을 제작하였다. 인상용 코핑과 고정체를 연결한 후 실리콘 주형에 재위치 시키고, 하악골과 유사한 탄성계수를 가진 광탄성레진(PL-2; Photoelastic Division, Measurement Group Inc. Ralegh. USA)을 제조사의 지시대로 혼합하여 실리콘 주형에 부어 실온에서 경화시켰다. 또한 광탄성모형의 견치와에 맞는 치아를 제작하기 위하여 하악 견치를 복제한 실리콘 주형을 제작하고 치아와 유사한 탄성계수를 가진 광탄성레진(PLM-1, Measurement Group Inc. Ralegh. USA)을 주입하여 경화시키고, 광탄성 모형의 소켓에 접착제로 접착하였다(Table Ⅰ). 제작된 광탄성 모형은 빛의 투과에 영향이 없을 정도로 표면을 연마하고 응력 상태를 점검하여 완성하였다(Fig. 2).

2) 나사 유지형 보철물의 제작

광탄성 모형에 매식된 임플란트 고정체에 인상용 코핑(Pick-Up Impression Coping, 3i, Implant Innovations, Inc., USA)을 연결하고 실리콘 인상재(Exafine, GC Co., Tokyo. Japan)로 인상을 채득하였다. 인상채득 후 임플란트 아날로그를 인상용 코핑에 연결하고, 임플란트 주위 연조직을 재현하기 위하여 실리콘(GiMask, GC America Inc.,

Table Ⅰ. Photoelastic simulants

Tissue	E(㎫)	v	Simulant	E(㎫)	v
Tooth	29,000	0.31	PLM-1	2,931	0.36
Alveolar bone	490	0.30	PL-2	207	0.42

Table Ⅱ. Implant fixtures and abutments used in this study

Group	Diameter (mm)		
	Implant fixture	Abutment	Crown
1	4.0	4.1	7.0
2	5.0	5.0	7.0
3		5.0	8.0
4		4.1	7.0
5		4.1	8.0
6	6.0	6.0	7.0
7		6.0	9.0
8		4.1	7.0
9		4.1	9.0

Alsip, USA)을 사용하였다. 진공상태에서 혼합한 초경석고(Tuff Rock-Type Ⅳ. Talladium Inc. USA)를 인상체에 부어 작업 모형을 제작하였다.

임플란트의 상부 보철물은 고정체에 나사유지형으로 가능한 육각이 있는 UCLA 지대주(3i, Implant innovation, Inc., U.S.A.)를 연결하였고, 각각의 단일 치아 수복물로 납형을 제작했다. 각 치아의 납형은 Wheeler[20]의 해부학적 형태에 따라 하악제1소구치의 형태를 기본형으로 하여 치관의 높이를 8.5㎜로 금관을 제작하였다. 치관의 근원심 폭을 7.0㎜으로 고정 한 경우와 후방부로 갈수록 치관의 근원심 폭을 증가시켜 7.0㎜, 8.0㎜, 9.0㎜ 제작한 경우, 2가지 경우에서 각각 임플란트 직경에 맞는 지대주와 4.1㎜ 지대주를 사용하여 치관을 제작하였다(Table Ⅱ). 모든 납형의 교합면은 하중점을 설정하기 위해 바닥에 평행하게 milling machine(PF-200, CM., Biel-Bienne, Switzerland)으로 밀링을 시행하였다.

매몰하기 전에 완성한 납형을 광탄성 모형에 위치시키고, 적합도와 인접면 사이의 관계를 확인하였다. 소환 후에 제3형 금합금(Aurofluid®



Fig. 3. Fabricated superstructures of implant

2PF, Metalor, Switzerland)으로 주조를 시행하였으며, 주조 후에 산 처리를 시행하였다. 10배율의 기공용 현미경으로 주조체 내면을 검사하고, 실리콘 조정재(Fit-Checker, GC Co., Japan)를 사용하여 금관의 최적 적합을 확인하였다(Fig. 3). 최종확인 후 금관을 광탄성 모형의 고정체에 연결하고 20N㎝의 토크로 고정하였다.

2. 연구방법

임플란트 고정체의 직경과 지대주의 직경 차이에 따라 임플란트 주위에 나타나는 응력의 분포와 경향을 확인하기 위해 상부 보철물에 하중을 가하였고, 광탄성모형에 나타나는 무늬차수를 관찰 분석하였다.

1) 하중부여

광탄성모형의 표면굴절을 최소화하여 광탄성학적인 관찰을 용이하게 하기 위하여 광물성기름을 채운 침전수조 내에 광탄성 모형을 고정용 지그를 이용해 고정하고, 하중을 가하기 전에 먼저 광탄성 모형 내에 나타나는 응력상태를 관찰하였다.

각 임플란트의 상부보철물에 하중이 증가되면서 나타나는 응력을 관찰하여 모형 내에 발생하

는 응력의 분포와 경향을 더 명확하게 알기 위해 정하중기를 이용하여, 15 lb와 30 lb의 하중을 가하였다. 하중을 가할 때 하중점을 정확하게 하기 위해 금관과 고정체 중심선상의 교합면에 #4 round bur를 이용하여 치관의 근심과 원심에 하중점을 형성하였다, 금관의 하중점 위에 0.8 ㎜ 직경의 금속구를 올려놓고 정하중기의 끝이 납작한 하중봉으로 수직 하중을 가하였다(Fig. 4).

15 lb와 30 lb의 하중을 각각의 치관에 근심과, 중앙, 원심에 가하였고, 하중을 가한 후에는 5 분간의 휴지기를 두어 잔류응력이 사라지게 한 후 다시 하중을 가했으며, 결과의 재현성을 확인하기 위하여 최소한 2번 이상 반복 시행하였다.



Fig. 4. Loading device

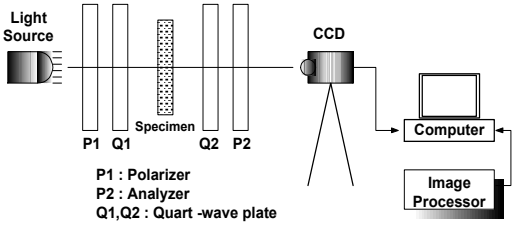

Fig. 5. Schematic drawing of a circular polariscope

2) 광탄성 분석

응력의 분포와 크기를 가시화하기 위하여 편광기를 사용하였다. 편광기는 광원, diffuser, polarizer, quarter-wave plates, analyzer로 구성되어 있다(Fig. 5).

임플란트 주위조직의 모든 부위에서 나타나는 최종적인 응력양상을 확인하고, 하중을 가했을 때 광탄성 모형 내에 발생하는 등색성 무늬는 디지털 카메라(Nikon D100, Japan)를 사용하여 촬영하였다. 촬영된 디지털영상에서 무늬차수를 측정 비교하였다(Table Ⅲ).[21]

Table Ⅲ. Isochromatic fringe characteristics for interpretation

Color	Fringe order (N)
Black	0
Gray	0.28
White	0.45
Pale yellow	0.60
Orange	0.80
Dull red	0.90
Purple(tint of passage no.1)	1.00
Deep blue	1.08
Blue-green	1.22
Green-yellow	1.39
Orange	1.63
Rose red	1.82
Purple(tint of passage no.2)	2.00
Green	2.35
Green-yellow	2.50
Red	2.65
Red/green transition(tint of passage no.3)	3.00
Green	3.10
Pink	3.65
Pink/green transition(tint of passage no.4)	4.00
Green	4.15

결 과

1. 임플란트 고정체 직경에 따른 응력분포

1) 중심와에 하중을 가한 경우.

임플란트의 중심와에 하중을 가하는 경우는 하중이 가해질 때 임플란트 고정체의 변연부와 근단부에서 응력집중이 관찰되었다. 중심에 하중을 가한 경우 각각의 고정체에서 지대주의 직경이나 상부 보철물의 근원심 크기와 관계없이 일정한 응력분포를 보였다(Fig. 6).

근단부에서 15 lb 하중이 가해졌을 때 응력양상은 4 ㎜와 5 ㎜ 고정체에서는 0.80차로 같은 차수를 보이나 6 ㎜ 고정체일 경우에는 근단부에 응력이 0.90 차로 증가했다. 30 lb 하중에서도 15 lb 하중에서와 마찬가지로 4 ㎜, 5 ㎜ 고정체에서는 1.22차로, 같은 차수의 응력을 보였으나, 6 ㎜ 고정체에서는 1.39 차로 응력이 증가하였다. 변연부에서는 15 lb 하중에서 5 ㎜ 고정체 근심에서 1.22 차, 같은 부위에서 4㎜ 고정체의 1.39 차보다 낮았고, 5 ㎜ 고정체 원심에서 1.63 차, 같은 부위에서 6 ㎜ 고정체의 1.39보다 높았다. 30 lb 하중에서는 5 ㎜ 고정체 근심에서 2.00 차, 같은 부위에서 4 ㎜ 고정체의 2.35 차보다 낮았고, 5 ㎜ 고정체 원심에서 2.50 차, 같은 부위에서 6 ㎜ 고정체의 1.82 차 보다 높았다(Fig. 7, 8).

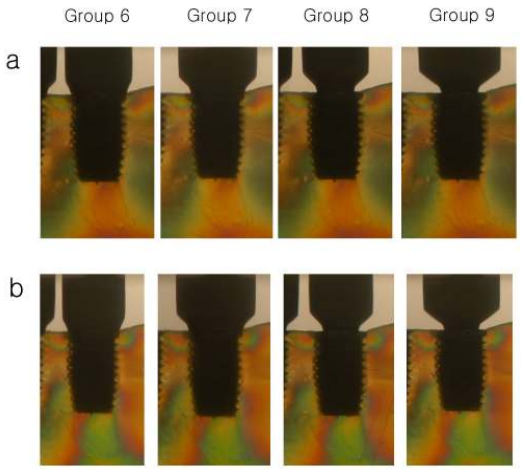

Fig. 6. Isochromatic fringe order around 6 ㎜ fixture according to abutment, crown diameter under central loading 15 lb(a), 30 lb(b)

2) 근원심에 하중을 가한 경우.

15 lb 하중이 가해질 때, 4 ㎜ 고정체의 원심에서는 2.00 차를 나타내었고, 같은 부위에서 5 ㎜ 고정체의 근심에서는 1.63 차를 나타내었다. 5 ㎜ 고정체의 원심에서는 2.00 차를 나타내었고, 6 ㎜ 고정체의 근심에서는 1.63 차를 나타내었다. 30 lb 하중이 가해질 때, 4 ㎜ 고정체의 원심에서는 3.00 차를 나타내었고, 같은 부위에서 5 ㎜ 고

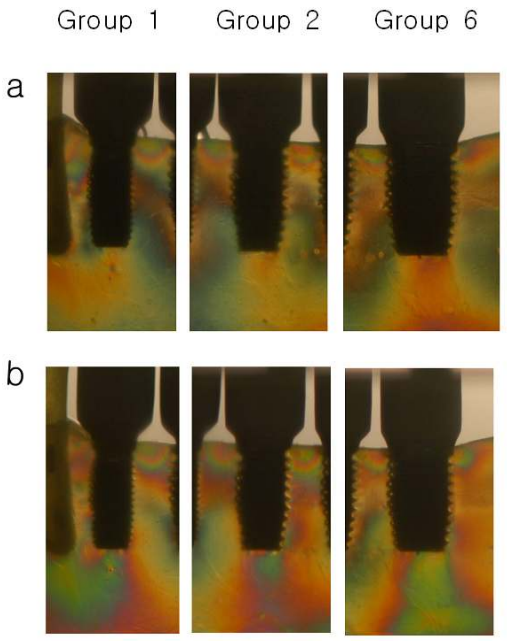

Fig. 7. Isochromatic fringe pattern around fixture (left: 4 ㎜, center: 5 ㎜, right: 6 ㎜) under central loading with 15 lb(a) and 30 lb(b)

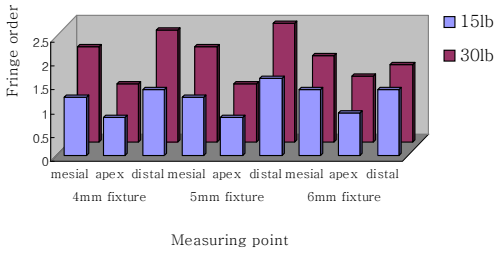

Fig. 8. Mean values of fringe order around fixture under central loading

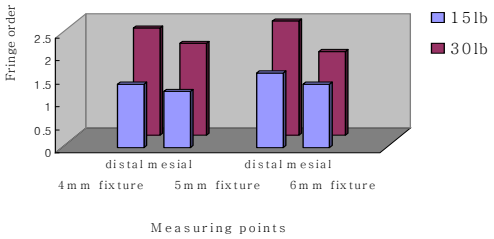

Fig. 10. Mean values of fringe order around fixture under mesial and distal loading

정체의 근심에서는 2.65 차를 나타내었다. 5 ㎜ 고정체의 원심에서는 3.00 차를 나타내었고, 6 ㎜ 고정체의 근심에서는 2.50 차를 나타내었다 (Fig. 9, 10).

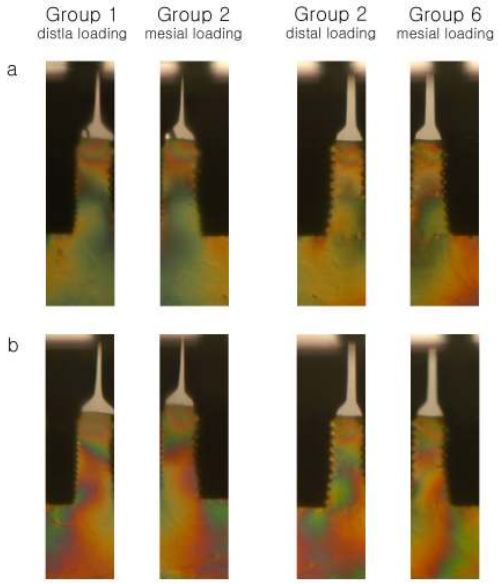

Fig. 9. Isochromatic fringe pattern around fixture under mesial and distal loading with 15 lb(a), 30 lb(b)

2. 수복 치관의 근원심 폭경에 따른 응력분포

1) 5 ㎜ 고정체에 하중을 가한 경우.

15 lb 하중을 5 ㎜ 고정체의 상부구조인 7 ㎜ 치관 근심에 가했을때 근심부에서 1.63차, 8 ㎜ 치관에 가했을때 2.00차를 나타내었다. 금관의 직경이 증가함에 따라서 치조정부위에 응력이 증가하였으며, 근단부에서도 응력집중의 범위가 증가된 것이 관찰되었다. 원심에 하중을 가했을 때는 최대 무늬 차수는 같으나, 응력의 범위가 넓게 관찰되었다.

30 lb 하중을 5 ㎜ 고정체의 상부구조인 7 ㎜ 치관의 근심에 가했을때 근심에서 2.65차, 8 ㎜ 치관에 가했을때 근심에서 2.50차를 나타내었다. 근단부에서는 큰 차이를 보이지 않았다. 원심에 하중을 가했을때는 가장 높은 응력 차수는 같으나, 응력의 범위가 넓게 관찰되었다(Fig. 11).

2) 6 ㎜ 고정체에 하중을 가한 경우.

15 lb 하중을 6 ㎜ 고정체의 상부구조인 7 ㎜ 치관과 9 ㎜ 치관의 근심에 가했을때, 변연부와 근단부에서 응력양상에는 차이가 없었다. 그러나 30 lb의 하중을 가했을때는 7 ㎜ 치관에서 2.50차, 9 ㎜ 치관에서 2.65차로 치조정부위에서 약간 응력의 증가가 나타났다. 또한 근단부에서도 고정체의 측면을 따라 응력집중 되는 범위가

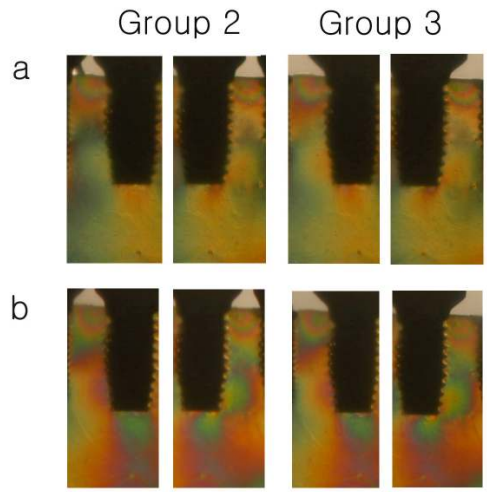

Fig. 11. Isochromatic fringe pattern around 5 ㎜ fixture under 15 lb(a), 30 lb(b) loading

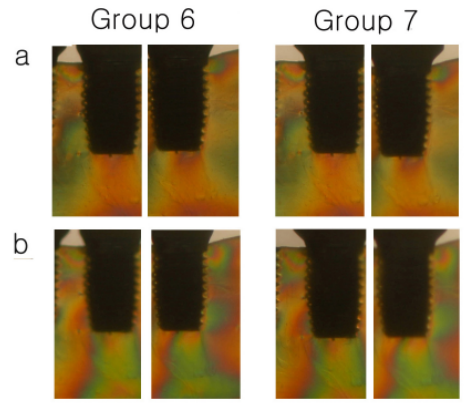

Fig. 12. Isochromatic fringe pattern around 6 ㎜ fixture under loading with 15 lb(a) and 30 lb(b)

증가하였다. 15 lb와 30 lb의 하중을 원심에 가했을때는 치관의 폭경을 증가시켜도 응력양상에 큰 차이는 나타나지 않았다(Fig. 12).

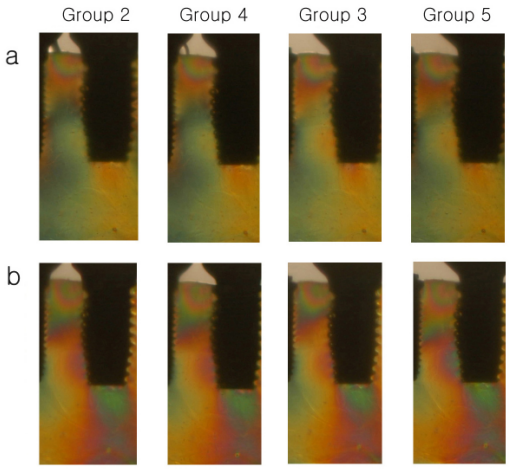

Fig. 13. Isochromatic fringe pattern around 5 ㎜ fixture under mesial loading with 15 lb(a) and 30 lb(b)

3. 고정체와 지대주의 직경차이에 따른 응력분포

1) 5 ㎜ 고정체에서 지대주의 직경을 달리 하였을 때

15 lb 의 하중을 가하였을 경우, 5 ㎜ 고정체에서 지대주의 직경을 달리 수복하고, 치관의 폭경을 달리 하여도 응력양상에는 차이가 나타나지 않았다.

30 lb 의 하중을 가하였을 때에도 거의 같은 양상을 보였으나, 상부 보철물을 8 ㎜ 폭으로 제작하고 지대주의 직경을 작게 한 경우에는 2.50차에서 3.00차로 응력이 증가하였으며, 고정체 근단부의 측면에서 응력이 집중되는 부위가 증가하였다(Fig. 13, 14).

2) 6 ㎜ 고정체에서 지대주의 직경을 달리 하였을 때

15 lb 의 하중을 가하였을 경우, 6 ㎜ 고정체에서 지대주의 직경을 달리 수복하고, 치관의 폭경을 달리 하여도 응력양상에는 차이가 나타나지 않았다. 30 lb 로 하중을 가하였을 때에는 치관의

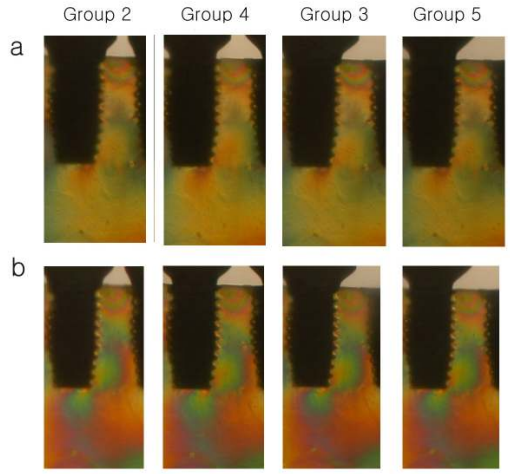

Fig. 14. Isochromatic fringe pattern around 5㎜ fixture under distal loading with 15 lb(a) and 30 lb(b)

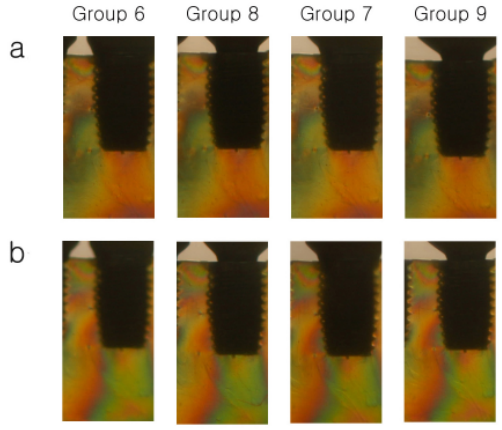

Fig. 15. Isochromatic fringe order around 6 ㎜ fixture under mesial loading with 15 lb(a) and 30 lb(b)

크기가 9 ㎜로 커짐에 따라 변연부에 응력이 2.50차에서 2.65차로 증가하였고, 치근단 측면으로 응력집중이 관찰되었다(Fig. 15, 16).

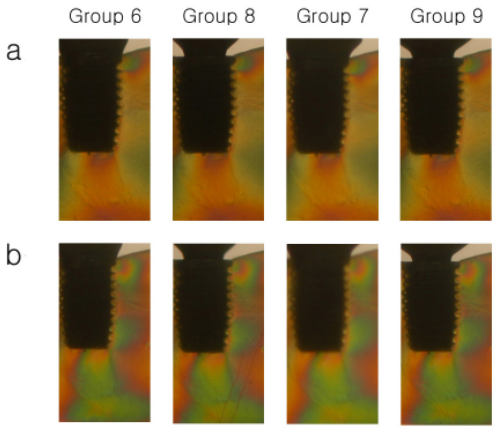

Fig. 16. Isochromatic fringe pattern around 6 ㎜ fixture under distal loading with 15 lb(a) and 30 lb(b).

총괄 및 고찰

치과용 임플란트의 임상적 성공은 주변 치조골이나 연조직의 건강에 따라 크게 좌우된다. 성공적으로 골유착된 임플란트에서 고정체와 주위 조직 간의 초기 파괴는 치조정에서 시작된다.[6] 치조정 부위는 임플란트 상부의 보철물로부터 오는 하중이 맨 처음 골 조직으로 전달되는 부위이며 그 형태적인 특성에 의해 높은 응력집중이 생기는 부위이다. 그러므로 보철물 장착 후 임플란트 주변에 발생하는 치조정골 높이의 변화는 장기간 임플란트 성공을 평가하는 기준으로 사용되어 왔다.[22] 오 등[6]은 임플란트로 수복 후 일년 내에 발생하는 초기 치조정골의 흡수 원인에 대하여 수술 시의 외상, 과도한 교합력, 임플란트 주위 치주염, 지대주와 임플란트 사이의 미세틈새, 생물학적 폭경, 치조정 모듈(implant crestal module) 등이 있다고 하였다. Misch[25,26]는 보철물 장착 후 발생하는 치조정골의 초기 상실은 과도한 교합력이 원인이라고 하였다. 치과용 임플란트의 재료인 티타늄의 탄성계수는 피질골보다 5~10배 더 크다. 두 개의 서로 다른 탄성계수를 가진 물체가 접해있을 때, 응력은 그 두 물체의

계면에 집중된다.[27] 임플란트에 작용하는 교합력은 치조정 부위에 응력을 집중시키는 요인이 되며, 결과적으로 치조정골의 상실을 가져올 수 있다고 하였다.[28] Berglundh 등[29]은 동물 실험에서 지대주 연결 후 2주 내에 임플란트와 지대주의 계면 하방으로 0.5 ㎜의 골 소실을 관찰했고, Lindhe 등[30]은 임플란트 지대주의 계면 상부와 하부에 0.5 ㎜의 염증성 결합조직을 보고했다. 따라서 Wallace 등[31,32]은 임플란트에서도 생물학적 폭경이 존재하며 조기 골 상실에 관여할 수 있다고 하였다.

임플란트 보철수복 후에 일 년 동안 나타나는 치조정골 높이의 변화는 대부분 장기간의 임플란트 성공에 부정적인 영향을 주지 않으며, 오히려 초기에 발생된 치조정골의 흡수는 이 부위에 높은 응력상태에 대응하는 생체의 효과적인 적응기전으로 보기도 하였다.[24] 정 등[23]과 Kitamura 등[24]은 각각 2차원 유한요소모델과 3차원 유한요소모델의 분석을 통해 임상에서 자주 관찰되는 치조정에서의 접시 형상의 골 흡수(saucerization)가 임플란트 주위 조직의 변연부에 가해지는 응력을 감소시키는 효과가 있음을 보고하였다.

넓은 직경의 임플란트는 골질이나 양이 부족해 충분한 길이의 고정체를 매식할 수 없는 경우, 임플란트의 유착 실패나 파절이 발생한 경우에 주로 사용되어 왔다. 3i 임플란트 시스템은 넓은 직경의 고정체에서도 지대주 나사의 크기와 외부 육각구조가 같아 표준형 지대주를 사용할 수 있다. 만약 platform switching 기법을 사용한다면, 직경 5.0 ㎜ 고정체에서는 표준형 지대주와 0.45 ㎜의 직경차가 나타났으며, 6.0 ㎜ 고정체에서는 표준형 지대주와 0.95 ㎜의 직경차이가 발생되었다.[13] Lazzara 등[13]은 넓은 직경 임플란트를 사용함으로써 발생한 0.45 ㎜와 0.95 ㎜의 수평적 직경 변화를 가진 임플란트 수복물에서 치조정 높이의 수직적 골상실이 나타나지 않음을 장기간의 방사선 검사를 통해 보고하였다. 임플란트 수복 시에 발생하는 초기 골 상실에 대해서 Gardner 등[14]은 고정체의 직경보다 작은 직경의 지대주를 사용하는 platform switching을 통해, 임플란트와 지대주의 계면의 수평적 위치를 변경하여, 지대주 연결 후 발생하는 골 흡수의 수평적 요소를 감소시킴으로써 치조정 골 높이의 상실로 이어지는 보철 후 생물학적 과정의 결과를 변화시키고, 치조골을 보호할 수 있다고 하였다. 치조정골의 보존은 심미적인 수복이 요구되는 부위나 골증대술이 시행된 부위에서 좀 더 예지성 있는 결과를 얻을 수 있다고 하였다.

본 연구에서는 일반적으로 보철 수복을 할 때 사용되고 있는 고정체의 직경과 지대주의 직경이 동일한 수복 방법에 비하여 고정체의 직경과 지대주의 직경 차이가 있는 경우, 임플란트 주위 지지골에서 응력양상이 어떠한 차이가 있는지를 광탄성 모형을 통해서 분석하였다. 임플란트 지지골에 발생하는 응력에 대한 분석 방법에는 유한 요소 분석법, 광탄성 응력분석법등이 주로 사용된다. 유한 요소 분석법은 물체를 유한크기의 요소로 분할하여 모형을 수치화한 후 물리적 성질 및 하중 조건을 설정하여 컴퓨터로 해석하는 방법으로 다양한 하중 부여가 용이하고 응력의 분포, 응력의 크기와 방향 그리고 변위를 분석할 수 있으나, 유한 요소 모델 제작 시 치조골이나 보철물 구조가 단순화된 모델이 사용되며 모델의 물리적 특성을 균질성, 등방성, 선형탄성 등으로 가정함으로써 실제 임상적 상황을 재현하는 데는 다소의 오차가 발생할 수 있다.[33]

광탄성 응력 분석은 임상에서 사용되는 임플란트 고정체와 상부구조물을 실험에 직접 사용할 수 있기 때문에 임플란트 고정체나 상부 구조물이 갖고 있는 기하학적 형태나 물리적, 기계적 성질을 그대로 이용할 수 있는 장점이 있다. 광탄성 응력 분석법은 임플란트 주위 지지골 내에 생기는 응력집중의 양과 위치를 평가하는 것이 용이하며, 시편 전체의 응력분포 상태를 가시적으로 관찰할 수 있어, 임플란트 주위에 발생하는 다양한 생역학적인 양상을 예견하는데 성공적으로 사용되어지고 있다.[21] 그러나 광탄성 모형으로는 생체와 같은 피질골과 해면골의 형태를 재

현할 수 없고, 임플란트 고정체와 임플란트 주위 지지 조직 간의 유착조건과 상부 구조물에 가해지는 하중 조건이 실제적인 상황과는 많은 차이가 있으므로, 이러한 응력 분석은 실험 모델 간에 비교와 응력분포의 경향을 파악하는데 제한적이라고 생각된다.

물체가 하중을 받으면, 그 내부에는 응력이 발생하는데, 이는 각각의 분자들의 상대적 위치 변화에 관계된다. 투과성이 있는 물체의 경우에는 분자 배열의 변화가 굴절율의 차를 일으키게 되고 복굴절이 생기게 되며, 이런 현상을 광탄성(photoelasticity)이라 한다. 편광된 빛(polarized light)이 하중을 받는 투명한 물체를 지나면, 편광된 두 가지 선형의 직교하는 빛은 주응력 차에 의하여 굴절율에 차이가 나타난다. 검광기(analyzer)를 통하여 투과된 빛을 보면 굴절율 차에 따라서 투과된 빛의 색깔이 다르게 나타나며, 각각의 무늬차수(fringe order)를 나타내게 된다. 하중이 가해지면 black, gray, white, pale yellow, orange, dull red, purple, green 순으로 점차 높은 무늬차수가 발생하는데, 이러한 현상을 관찰하여 임플란트 주위에 발생하는 응력의 양상을 분석할 수 있다.

본 실험에서는 하악의 무치악 부위를 모사하여 견치 후방에 세 개의 임플란트가 식립된 모형을 제작하였는데, 이는 하중이 가해졌을 때 인접한 임플란트나 치아에 의한 응력의 양상을 구강내와 유사하게 재현하고자 하였으나, 인접 구조물에 의한 영향을 받아 임플란트 주위의 무늬가 광범위하게 분포되고, 자연치아를 모사한 부위의 표면에서 무늬차수의 변화가 발생하여 분석을 어려움이 있었다. Cehreli 등[21] 은 임플란트의 디자인에 따라 발생하는 응력 양상을 평가하기 위해, 각각의 임플란트에 광탄성 모형을 제작하여 응력을 평가하였다. 이와 같이 실험 모형을 단순화 하여 단일 모형을 제작하는 것이 응력의 양상을 평가하기에는 더욱 효과적인 방법이라고 생각된다.

치아와 임플란트에 자연적으로 작용하는 가장 큰 힘은 저작 시 발생된다. 이 힘은 구치부에서 교합평면에 대해 수직으로 작용하고, 짧은 지속시간을 갖는다. 그리고 그 범위는 자연치에 대해서는 치아 당 5 ~ 44 psi 이다.[34] 최대교합력은 개인에 따라 혹은 저작 양상에 따라 다르고, 치열의 상태와 저작근에 의해 영향을 받는다. 최근 연구에서는 치아와 임플란트에 작용하는 정상적 최대 수직 교합력은 45 ~ 550 lb 까지 보고되었다.[35,36] 본 실험에서는 최대 수직 교합력이 아닌 구강 내에서 일반적으로 나타나는 하중을 부여하였다. 임플란트의 상부 보철물에 중앙과 근원심에 각각 15 lb와 30 lb의 하중을 가하였다. 15 lb일 때도 임플란트의 지지 부위에 영향을 미치는 것을 확인 할 수 있으나, 30 lb에서 나타나는 변화보다는 응력변화가 작았다.

본 실험에서는 임플란트 고정체의 직경이 증가할수록 하중에 대해서 고정체의 변연부에 응력집중이 낮게 나타났는데, 이는 권 등[37]의 연구에서와 같은 결과이다. 정 등[19]은 지대주의 직경을 고정체 직경보다 작은 것을 사용하면 임플란트 주위 지지 부위에는 응력이 감소한다고 하였으나, 본 연구에서는 고정체와 지대주의 직경 차이가 임플란트 주위 지지 부위에 발생하는 응력에 큰 차이를 나타내지 않았다. 본 연구에서는 Wheeler[20]의 해부학적 형태를 참고하여 하악제1소구치의 치관높이인 8.5 ㎜로 임플란트의 상부 보철물을 제작하였다. 그러나 임플란트 수복 시에는 치아가 발거된 후 치조골 흡수가 발생하여 실제 해부학적 치관보다 길어지게 되는 경우가 많으며, 치관의 폭도 7 ㎜, 8 ㎜, 9 ㎜로 제작하여 치관의 폭에 따른 영향도 평가하였으나, 임상에서 임플란트 수복 시에 근원심으로 치관의 폭이 더 큰 경우도 발생한다. 그러므로 임상에서 발생할 수 있는 불리한 조건에서의 응력 양상과, 외측연결시스템에서 가장 취약한 것으로 알려진 지대주 나사의 풀림, 파절과 같은 임상적인 문제의 발생에 대해서도 계속적인 연구가 요구된다고 생각한다.

결 론

본 연구는 임플란트 고정체와 지대주간의 직경 차이가 임플란트 지지 조직에 발생하는 응력에 어떠한 영향을 미치는지 확인하기 위해 세가지 직경(4 ㎜, 5 ㎜, 6 ㎜)의 3i 임플란트 고정체에 지대주의 직경을 달리하여 수복하고, 임플란트 지지조직에 발생한 응력의 정도와 분포를 광탄성 응력 분석법으로 관찰 비교한 결과, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 임플란트 고정체의 직경이 증가할수록 금관에 가해지는 하중에 대한 고정체 변연부의 응력 집중이 낮게 나타났다.
2. 임플란트 상부 보철물에 근원심 폭경의 증가는 고정체 주위의 응력양상에 크게 영향을 주지 않았다.
3. 임플란트 고정체 직경보다 작은 직경의 지대주의 사용은 고정체 주위의 응력양상에 영향을 주지 않았다.

이상의 결과에서 임플란트 수복시 고정체의 직경보다 작은 지대주를 사용하는것은 임플란트 주위 지지골에 생역학적으로 불리한 영향을 주지 않는 것으로 연구되었다.

연구비 지원 및 사의

*본 연구는 2007년도 원광대학교의 연구비 지원에 의하여 이루어진 것임.

참 고 문 헌

1. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent. 1983; 50: 399-410.
2. Adell R, Lekholm U, Brånemark PI. A 15 year study of osseointegrated edentulous jaw. J Oral Surg. 1981; 10: 387-416.
3. Sullivan DY. Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch. Int J Oral Maxillofac Implants. 1986;1(1): 39-45.
4. Henry PJ, Laney WR, Jemt T. Harris D, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implant for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996;11(4): 450-455.
5. Kim YS, OH TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal consideration in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. Clin Oral Impl Res. 2005; 16: 26-35.
6. Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss : Myth or science? J Periodontol. 2002; 73: 322-333.
7. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI, Lindhe J, Eriksson B, Sbordone L. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (1):a 3-year longitudinal prospective study. Int J Oral Maxillofacial Surg. 1986;15: 39-52.
8. Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. J Periodontol. 2001; 72: 1372-1383.
9. Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J, Klinge B. Different types of inflammatory reaction in peri-implant soft tissues. J Clin Periodontol. 1996; 22(3): 255-261.
10. Cochran DL, Hermann JS, Schenk RK, Higginbottom FL, Buser D. Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. J periodonol. 1997; 68: 186-198.
11. Berglundh T, Lindhe J. Dimention of the peri-implant mucosa. Biological width revisited. J Clin Periodontol. 1996; 23: 971-973.
12. Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. J Periodontol. 2000; 71: 546-549.
13. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching : A new

concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. Int J Periodontics Restorative Dent. 2006; 26: 9-17.
14. Gardner DM. Platform switching as a means to achieving implant esthetics. NY State Dent J. 2005; 71: 34-37.
15. Xavier VN, Xavier RC, Carlos RA, Maribel ST. Benefits of an implantplatform modification technique to reduce crestal bone resorption. Implant Dentistry. 2006; 15(3): 313-320.
16. Gardner DM. Maintaining crestal bone around dental implant. literature review and clinical technique. Dent Today. 2006; 25(3): 76, 78-79.
17. Baumgarten H, Cocchetto R, Tiziano T, Meltzer A, Porter S. A new implant design for crestal bone preservation: Initial observations and case report. Pract Proced Aesthet Dent. 2005; 17(10): 735-740
18. Kim YS, Kim CW, Jang KS, Lim YJ. Application of finite element analysis to evaluate platform switching. J Korean Academy of Prosthodontics. 2005;43: 727-735.
19. Jung JW, Lee CH. The effect of the difference of the implant fixture and abutment diameter for stress distribution. J Korean Academy of Prosthodontics. 2004; 42: 583-596.
20. Major MS. Wheeler's dental anatomy. physilogy and occlusion: 7th ed. WB Saunders Co 1993; 218-231.
21. Cehrell M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. Clin. Oral Impl. Res. 2004; 15: 249-257.
22. Albrektsson T, Zarb GA, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants : a review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofacial Implants. 1986; 1: 11-25.
23. Misch CE. Early crestal bone loss etiology and its effect on treatment planning for implants. Postgrad Dent. 1995; 2: 3-17.
24. Misch CE, Suzuki JB, Misch FM, Bidez MW. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: Literature support. Implant Dent 2005; 14: 108-116.
25. Lemons JE, Phillips RW. Biomaterials for dental implants. In Misch CE, editor : Contemporary implant dentistry, St Louis, Mosby 1993; 262.
26. Piatelli A, Ruggeri A, Franchi M. An histologic and histomorphometric studyof bone reactions to unloaded and loaded non-submerged single implants in monkeys: a pilot study. J Oral Implantol. 1993; 19: 314-319.
27. Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello CP, Liljenberq B, Thomsen P.The soft tissue barrier at implants and teeth. Clin Oral Implants Res. 1991; 2(2): 81-90.
28. Lindhe J, Berglundh T, Ericsson I. Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues: a study in the beagle dog. Clin Oral Implants Res. 1992; 3: 9-16.
29. Wallace S, Tarnow D. The biologic width around implants. Proceedings of the International Congress of Oral Implantologists, Oct 1995, Munich, Germany
30. Wallace SS. Significance of the biologic width with respect to root form implants. Dent Implantol Update. 1994; 5: 25-29.
31. Jung ES, Jo KH, Lee CH. A finite element stress analysis of the bone around implant following cervical bone resorption. J Korean Academy of Implant Destistry. 2003; 22: 38-47.
32. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants : considerations based on a three dimentional finite element analysis. Clin Oral Implants Res. 2004; 15: 401-12.
33. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porus rooted dental implant. J Dent Res. 1976; 55: 772-777.
34. Scott I, Ash MM Jr. A six-channel intraoral transmitter for measuring occlusal forces. J Prosthet Dent. 1966; 16(1): 56-61.
35. Haraldson T, Carlsson GE : Bite force and oral function in patients with osseointegrated implants. Scand J Dent Res. 1977; 85: 200-208.
36. Braun S, Bantleon HP, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Johnson BE. A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. Angle Orthod. 1995; 65(5): 367-372.

37. Kwon JH, Choi MH, Kim YL, Cho HW. Three-dimensional finite element stress analysis of single implant restoration using different fixture and abutment screw diameters. J Korean Academy of Prosthodontics. 2005; 43:105-119.

Photoelastic Stress Analysis of Single Implant Restoration According to Implant Fixture Size and Abutment Diameter

Jin-Han Lee, Hye-Won Cho

Department of Prosthodontics, College of dentistry, Wonkwang University

The purpose of this study was to evaluate the pattern and the magnitude of stress distribution in the supporting tissues surrounding implant fixture with different diameter of implant fixtures(3i implant, Ø4.0, Ø5.0, Ø6.0㎜) and UCLA abutments(Ø4.1, Ø5.0, Ø6.0㎜) using photoelastic stress analysis.

Photoelastic model was made with PL-2 resin(Measurements Group, Raleigh, USA) and three implants of each diameter were placed in the mandibular posterior edentulous area distal to the canine. Individual crowns were fabricated using UCLA abutments. Photoelastic stress analysis was carried out to measure the fringe order around the implant supporting structure under simulated loading conditions(15 lb, 30 lb).

The results were as follows;

1. The more the diameter of implant fixture was increased, the less the stress concentration on cervical area of fixture was observed under loading.
2. Increasing mesiodistal diameter of implant superstructure had no much influence on stress distribution around implant fixture.
3. The use of smaller abutment had no influence on stress distribution around implant fixture.

The use of smaller abutment diameter than that of implant fixture had no favorable effect on implant supporting tissue at biomechanical consideration.

Key word: photoelastic stress analysis, stress distribution

Corresponding to:Jin-Han Lee
Department of Prosthodontics, Daejeon Dental Hospital, Wonkwang University. 1268 Doonsan-Dong, Seo-Gu, Daejeon, 302-120, Korea.
fax: 82-42-366-1115. e-mail: porte93@wonkwang.ac.kr
Received: May 6, 2008, Last Revision: August 2, 2008, Accepted: September 25, 2008