불량 적합 임플란트 보철물의 광탄성 응력 분석

전남대학교 치의학전문대학원 보철학교실

임현필 · 허신옥 · 김홍주 · 박상원

임플란트 보철물에 의도적으로 불량 적합을 부여하고, 수직 하중을 가한 후 주변골에 발생되는 응력의 분포를 광탄성 모델을 이용하여 비교 하는 것이다. 광탄성 레진블록 3개를 제작하고 각각에 3개의 Restore® 4.0 x 10 mm 임플란트를 식립하였다. 대조군은 부적합이 없도록 제작하였고, 실험군은 각각의 금관을 절단하여 100㎛의 부적합을 부여한 후 광탄성 응력분석을 시행하였다.

대조군의 경우 하중을 가하지 않으면 응력 집중을 보이지 않았으며, 하중을 가하더라도 그 부위만 응력 집중을 보였고, 중간에 하중을 가하면 전후방으로 응력이 분산되는 양상을 보였다. 의도적으로 부적합을 부여한 경우 하중을 가하지 않더라도 나사를 조이면 고정체 주위에 응력이 발생했고, 하중을 가한 경우 하중을 가한 부위를 포함하여 주변 임플란트에도 응력이 집중되었다. 특히, UCLA로 제작된 보철물이 원추형 중간 지대주를 사용한 경우에 비해 더욱 응력이 집중되었는데, 치근단에서 시작하여 치축을 따라 치경부까지 집중되었다. 보철물의 적합도가 좋지 않은 경우 하중을 가하지 않더라도 응력이 집중되며, 하중을 가할 경우 더욱 심한 응력 집중 양상을 보인다는 점은 정확한 보철물 제작의 중요성을 말하고 있다.

주요어: 임플란트 보철물의 적합도, 광탄성 응력분석 (**구강회복응용과학지** 2010:26(1):39~46)

서 론

골유착 개념이 임상적으로 적용된 이후 임플란트 치과학은 많은 발전을 이루었고, 많은 장기간의 성공적 치료 결과를 바탕으로 임플란트를 이용한 수복 치료는 보편화된 치료개념으로 자리 잡고 있다.[1] 임플란트의 장기적 성공을 위해서는 고정체의 형태, 외과적 술식 및 치유과정, 골질의 조건, 보철물 적합도, 술 후 주기적 검사, 환자 구강위생 등이 필요하다. 즉, 바람직한 위치에 적당한 길이와 직경의 임플란트가 매식되어 골유착이 이루어진 후 심미적이고 기능적이면서도 또한 수동적 적합(Passive fitness)을 이루는 보철물 제작이 필수적이며 환자의 청결한 구강 위생 관리가 뒤따라야 한다.

많은 연구자들은 상부구조물 적합도의 중요성을 강조하고 있으며, 골유착 유지를 위해서는 보철물에 가해지는 교합력을 적절히 분산시켜야 한다고 보고하고 있다.[2] 불량적합 상부 구조물로 인하여 인장력, 압축력 및 굽힘력이 계속 잔존하게 되면, 나사의 헐거워짐 에서부터 골유착의 실패에 이르는 여러 문제를 야기할 수 있다.[3] 나사

교신저자: **박상원**
전남대학교 치의학전문대학원 치과보철학 교실. 광주광역시 북구 용봉로 333번지
팩스: +82-62-530-5639. 이메일:psw320@chonnam.ac.kr
원고접수일: 2009년 11월 03일, 원고수정일: 2009년 11월 23일, 원고채택일: 2010년 03월 25일

풀림의 빈도를 문헌을 통해 살펴보면, Jemt와 Book 등은 무치악에 식립한 임플란트 보철물에서 식립 2주후 첫 내원시 30.6%에서 나사 풀림이 발생했으며, 다시 조임 회전력을 가한 후 3개월 후에 그 중 6%에서 다시 나사 풀림이 발생했다고 보고하였다. Binon 등에 의하면, 다수의 임플란트를 식립한 경우도 나사 풀림이 발생하는데, 단일 임플란트 보철물의 26%에서 나사 풀림이 일어났으며, 전치부(28%)보다는 소구치부(31%)에서 나사 풀림이 더 빈번하다고 보고하였다.[4] 1994년 Kallus는 5년 경과된 전악 고정성 임플란트 보철에서 유의할만한 나사 풀림을 24.1%의 증례에서 발견하였다고 보고하였다.[5]

성공적인 골 유착을 얻은 환자에서 보철물 제작 장착 후 발생되는 대부분의 보철적 실패의 가장 큰 원인은 보철물의 불량한 적합성이다. 따라서 장기적인 임플란트 치료의 성공을 위해서는 수동적으로 잘 적합 되는 보철물을 제작하는 것이 무엇보다 중요하다.[6] 임플란트 지지 수복물에서는 수동적 적합이 이루어 지지 않으면 나사를 조일 때 응력이 임플란트와 골사이 계면에 집중되어 보철물과 임플란트 고정체의 파절을 유발하거나 골유착 파괴를 야기할 수 있다.[7] 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.[8] 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 주로 수술 후 치유기간이나 저작기능 후 일 년 이내에 나타나며, 원인으로는 수술시의 외상, 과도한 교합력, 임플란트 주위염, 지대주와 임플란트 사이의 microgap, 생물학적 폭경, 치조정 모듈(implant crestal module) 등이 있다.[9] Adell 등은 임플란트 식립 후, 초기에 발생하는 변연골의 흡수는 임플란트에 가해지는 교합력에 대한 임플란트 주위 골의 적응 과정으로써 일어난다고 하였으며,[10] Hermann 등은 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.[11]

임플란트 보철물은 임플란트 상부 구조를 고정하는 방법에 따라 기본적으로 나사 유지 형태와 시멘트 고정 형태로 분류할 수 있다. 이중 특히 나사 유지 형태는 짧은 치관에서도 나사에 의해서 유지력을 얻을 수 있고 필요하면 언제든지 제거 후 장착이 가능하다는 장점이 있지만, 연결 나사에 의해서 보철물이 고정되기 때문에 정밀한 보철물 적합도가 요구된다. 보철물 적합도가 불량하게 되면 나사 풀림이 자주 발생하게 되며 특히 다수 보철물의 일부에서 나사 풀림이 발생되면 나사에 고정되어 있는 나머지 임플란트 고정체 부위에 하중이 집중될 수 밖에 없어 골유착이 상실될 수 있고 고정체, 보철물, 연결 나사 등 구성요소들이 파절 되거나 변형되어 임플란트 치료가 실패할 수 있다. 나사 풀림을 방지하기 위해 일반적으로 토크렌치를 사용하게 되며 각 임플란트 제조회사 마다 나사 풀림을 방지하고 안정적인 나사 조임 상태를 유지하기 위해 필요한 토크량을 추천하고 있다. 하지만 보철물의 일부에 불량 적합이 존재하는 경우에 이러한 나사 조임 자체만으로도 응력이 임플란트 고정체 주위에 지속적으로 발생되어 골 유착에 좋지 않은 영향을 미칠 수 있으며 잦은 나사 풀림이 발생된다, 또한 강제적인 나사 조임에 의해 응력을 받고 있는 상태의 주변골에 다시 교합 하중을 받게 되면 더 큰 응력으로 작용할 수도 있다.

본 연구의 목적은 3개의 임플란트 고정체를 이용한 보철물 제작 시 특정 부위에 의도적으로 불량 적합을 부여하고 연결 나사를 조여 나사 고

정 후 주변골에 발생되는 응력의 형태와 응력을 받고 있는 상태의 고정체 주변골에 다시 수직 하중을 가하여 이때 발생하는 응력 분포를 광탄성 모델을 이용하여 비교 관찰 하는 것이다.

연구 재료 및 방법

1. 광탄성 모형 제작

21℃ 실온에서 10 cm x 2 cm x 2 cm의 광탄성 레진(PLM-1, Micro-Measurements, USA) 블록 3개를 제작하고 각 레진 블록상에 제조회사에서 생산된 각각 3개씩의 Restore® 4.0 x 10 mm 임플란트(Restore®, Lifecore Biomedical, Inc., USA)를 식립하였다. 이때 모형재와 금속 임플란트 사이에 발생할 수 있는 잔류응력을 최소화시키기 위해 물 속에서 고속 회전(20,000 rpm)하여 임플란트 매식부가 놓일 공간을 모형 상에 형성한 다음 임플란트를 연결하였다. 나사의 중앙간격이 8 mm 간격이 되도록 위치시켰다.

2. 상부 보철물 제작 및 연결

모형 제작을 위한 인상의 채득은 임플란트 매식체 부위에서 직접 인상용 코핑을 연결하는 방법과 원추형 지대주(Conical Abutment®, Lifecore Biomedical, Inc., USA)를 임플란트 매식체에 연결하고 인상용 코핑을 이용하여 개인트레이와 실리콘 인상재(Honigum® Mono & Light, DMG, Germany)로 인상을 채득하였다. 채득한 인상체의 코핑에 아날로그를 연결하고 초경석고를 부어 작업모형을 제작하였다.

먼저 제작된 2종류 모형에 UCLA 지대주를 연결하고, 상부보철물을 귀금속합금(E-3®, LG, Korea)으로 주조하였고, 다른 모형은 원추형 지대주를 연결하고, 플라스틱 슬리브를 이용하여 동일한 금속으로 주조하여 나사 유지형 임플란트 지지 보철물을 제작하였다. 주조체의 내면을 검사하고 금관의 최적 접합이 이루어질 때까지 내부 조정을 실시하였다. 개별 수복용 금관에 대한 광탄성 분석을 시행한 후 납착하여 고정성 국소의치를 제작하였다. UCLA지대주로 제작된 보철물과 원추형 지대주는 제조사의 지시에 따라 30 Ncm의 토오크를 부여하여 연결하였고, 원추형 지대주 상부의 보철물은 10 Ncm 토오크로 연결 고정하였다.(Table I)

3. 부적합성과 하중의 부여

대조군은 부적합이 없도록 제작하여 광탄성 응력분석을 시행하였다. 제 1군과 제2군은 각각의 금관을 절단하여 100㎛의 부적합을 부여하였다. 이 공간의 설정은 Jemt와 Book의 연구를 참고하여 나사 유지형 임플란트 보철물의 평균적인 부적합도를 부여하였다.[12] 100 ㎛의 부적합의 부여는 각각의 지대주를 연결한 후 두께 20 ㎛의 교합지(Accufilm® II, PARKELL, USA)와 80 ㎛의 교합지(HANEL® articulating paper, Whaledent,

Table I. Experimental groups

Group	Fixture	Abutment	Torque of screw fastening	Location of misfit
Control	Restore®	UCLA	30 Ncm	-
Group 1	Restore®	Conical Abutment®	30 Ncm (10 Ncm, gold cylinder)	mesial
Group 2	Restore®	UCLA	30 Ncm	mesial

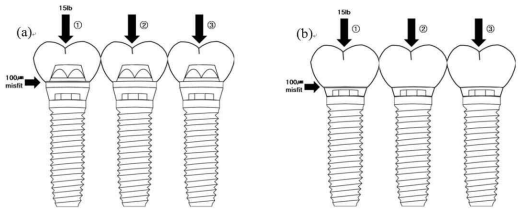

Fig. 1. Schematic diagram of the experimental design : (a) Group 1 - conical abutment, (b) Group 2 - UCLA abutment

Germany)를 협측과 설측에 삽입한 후 패턴레진(Pattern Resin®, GC corporation, Japan) 으로 인접면을 연결하였다.

각 실험군에서 모든 나사를 조인 후에 보철물의 중앙과 양측방 지대치위에 15 lb의 수직 하중을 가해 관찰하였다. 각 하중을 가한 후에는 5분간의 휴지기를 두어 잔류 응력이 사라지게 한 후 다시 하중을 가했다.

4. 광탄성 응력 분석

각 실험군에서 임플란트에 나타나는 무늬는 편광기(polariscope Model 031., Vishay Inc., Rayleigh, NC, USA)와 카메라(YASHICA Dental Eye III®, Kyocera, Japan)를 이용해 절단시편에 나타나는 무늬를 사진 촬영 후 현상하고 이를 스캔 하여 컴퓨터 모니터 상에서 비교 관찰하였다.

결 과

1. 대조군의 보철물에서 하중에 따른 무늬관찰

정확한 적합도를 가진 보철물의 경우 하중이 없으면 임플란트 근단부에는 거의 응력이 나타나지 않았다. 하중이 가해진 임플란트의 경우 직접 하중이 가해진 부위를 제외하고는 응력 집중이 없이 임플란트 주위에 하중이 고르게 분산되었다.

2. 제 1군의 보철물에서 부적합도에 따른 무늬 관찰

원추형 지대주를 사용한 보철물에서 100 ㎛의 부적합을 부여한 경우에는 하중을 가하지 않은 경우에도 인접 두 임플란트의 치근단 부위에 응력이 집중된 양상을 보였다. 근심과 원심에 하중을 가한 경우 중앙에 위치한 임플란트의 응력이 더 증가하는 경향을 보였으며, 중앙에 하중을 가하면 중앙과 근원심 임플란트의 응력 집중을 보였다.

3. 제 2군의 보철물에서 부적합도에 따른 무늬 관찰

UCLA 지대주를 사용하여 제작한 보철물에 100 ㎛의 부적합을 부여한 경우에도 하중을 가

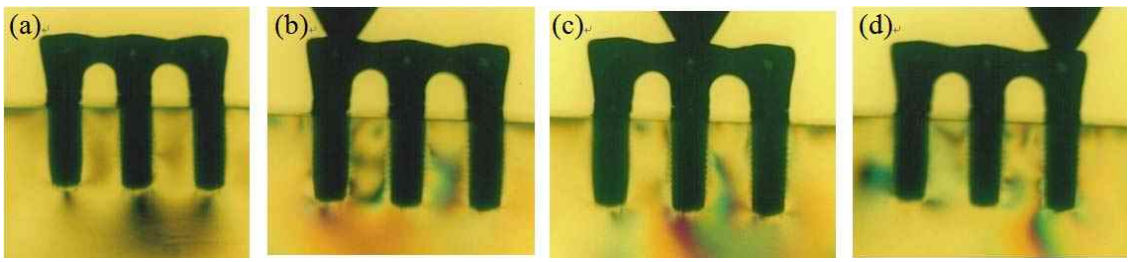

Fig. 2. Isochromatic fringe pattern around fixture without misfit: (a) non-loading, (b) mesial loading, (c) central loading, (d) distal loading

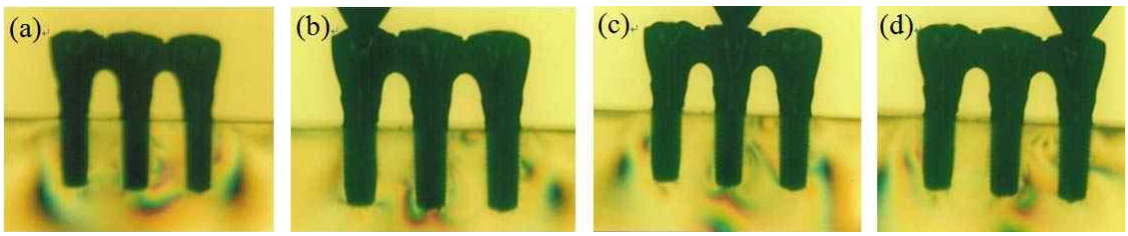

Fig. 3. Isochromatic fringe pattern around fixture of group 1 with mesial misfit: (a) non-loading, (b) mesial loading, (c) central loading, (d) distal loading

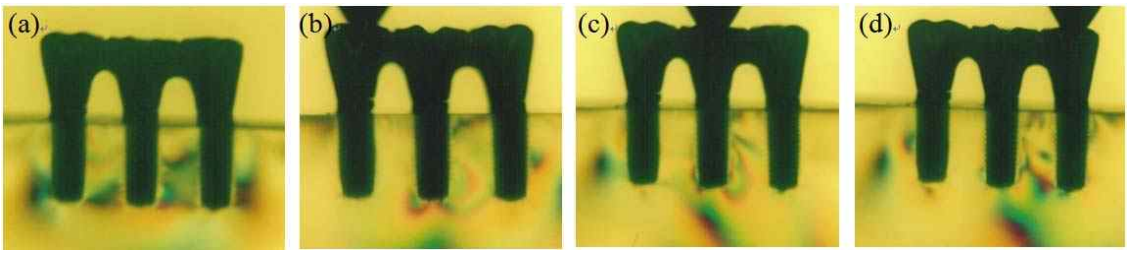

Fig. 4. Isochromatic fringe pattern around fixture of group 2 with mesial misfit: (a) non-loading, (b) mesial loading, (c) central loading, (d) distal loading

하지 않았을 때 모든 임플란트의 치근단 부위에 응력이 집중되었다. 근심에 하중을 가한 경우에는 중앙과 원심부위에 응력이 집중되었으며, 원심에 하중을 가한 경우 중앙과 근심부위에 응력이 집중되었다. 또한 중앙에 하중을 가한 경우 중앙 임플란트의 치근단에서 시작하여 치축을 따라 치조정 부위까지 응력이 집중되었다.

총괄 및 고안

임플란트 보철물 장착 후 발생하는 합병증으로는 임플란트 구성요소의 파절, 금속 상부구조의 파절, 지대주와 나사의 풀림, 변연골 흡수, 골유착의 소실 등을 들 수 있다. 이러한 합병증 중에 지대 나사의 풀림에 대한 연구들에서 가장 중요한 부분은 임플란트와 상부 지대치 사이의 정밀한 적합성이라고 하였다. 임플란트 보철의 수동적 적합이 장기적 성공에 필수적이라고 생각해 왔으며, 보철물의 적합성에 대해 강조해왔다.[1,2] 성공적인 골 유착을 얻은 환자에서 보철물 제작 장착 후 발생되는 대부분의 보철적 실패의 가장 큰 원인은 보철물의 불량한 적합성이다. 따라서 장기적인 임플란트 치료의 성공을 위해서는 수동적으로 잘 적합 되는 보철물을 제작하는 것이 무엇보다 중요하다. 임플란트 보철물은 수동적으로 적합되지 않으면 나사를 조일 때 응력이 임플란트와 골 사이의 계면에 집중되어 문제를 야기할 수 있으므로 정밀하게 제작되어야 한다고 하였다.[7] 이러한 보철물의 적합도를 개선하기 위해 절단과 납착, 확대경의 사용, 방사선학적 평가, one-screw test, spark erosion등의 방법 등을 사용하지만, 아직도 정확한 보철물을 제작하기는 매우 어려운 실정이다.[13]

임플란트 보철물은 나사 또는 시멘트로 유지될 수 있으며, 나사 유지형은 특히 무치악 환자들이나 악간 공간이 부족한 경우에서 성공적으

로 사용되어왔다. 이러한 두 가지 유지 방법 중 한 방법이 다른 방법보다 우월하다는 근거는 아직 없다.[14-16] 또한 Heckmann 등은 나사 유지형과 시멘트 유지형 보철물의 여러 가지 제작 방법에 따른 적합도 연구에서 두 가지 모두 같은 정도의 응력이 발생되었다고 하여 정확한 적합도의 보철물을 제작하는 것이 중요함을 강조하였다.[17] 발생된 응력을 분석하는 방법으로는 전기저항 스트레인 게이지법, 브리를 코팅법, 므화레 무늬 분석법, 광탄성 분석법, 유한 요소법 등이 있으며, 광탄성 분석법은 여타 실험이 피 실험체의 한 점 한 점의 측정값을 얻는 것과는 달리, 시편 전체의 응력 분포를 동시에 관찰할 수 있다는 장점이 있다. 본 광탄성 실험에서는 타이타늄 임플란트는 악골에 완전히 유착된 것으로 가정하였고 치조골은 광탄성 물질(epoxyresin PL-1)로 균질하게 처리하였는데, 이는 실제 인체와 동일하게 설정되지 않아 산출된 결과도 실제와는 다를 수 있지만, 제한된 범위 내에서 개략적이고 전체적인 현상을 파악하고자 하였다.

본 연구의 결과에서는 정확한 적합도를 가진 대조군의 경우 하중을 가할 경우에도 가한 부위에 응력이 증가할 뿐 다른 부위에는 응력 집중 양상이 관찰되지 않았다. 반면에 100㎛의 부적합을 부여한 제 1군과 제 2군에서 하중을 가하지 않은 경우에도 모든 임플란트 부위에 응력이 집중되었으며, 하중을 가한 경우 하중을 가한 부위를 포함하여 주변 임플란트에도 응력이 집중되는 양상을 보였다. 이는 임플란트 상부 구조물이 부적합성을 가진 경우 나사를 조이면, 하중을 가하지 않더라도 응력을 발생시킬 수 있음을 의미하며, 응력을 가할 때 연결된 보철물의 임플란트 모두에 응력을 발생시켜 문제를 일으킬 수 있음을 알 수 있다. 특히, 제 2 군의 UCLA로 제작된 보철물이 원추형 중간 지대주를 사용한 경우에 비해 더욱 응력이 집중되었는데, 치근단에서 시작하여 치축을 따라 치경부까지 집중되는 양상을 보였다.

본 연구에서는 나사 유지형 보철물에서 의도적으로 부여한 부적합성으로 인한 하중의 분포 양상과 집중도를 실험하였다. 실험의 결과에 의하면 보철물의 적합도가 좋지 않은 경우 하중을 가하지 않더라도 응력이 집중되며, 하중을 가할 경우 더욱 심한 응력 집중 양상을 보인다는 점은 정확한 보철물 제작의 중요성을 말하고 있다. 또한 원추형 중간 지대주의 사용이 비교적 적은 응력 집중을 보이고 있으나, 이에 대한 많은 연구가 필요할 것으로 생각된다.

결 론

본 연구는 불량적합 보철물에 따른 임플란트 지지조직에 발생하는 응력을 조사하기 위해 광탄성모형을 제작하고 하중을 가한 후 임플란트 지지조직에 발행하는 응력의 정도와 분포를 광탄성 분석법으로 관찰 비교하였다. 그 결과는 다음과 같다.

대조군의 경우 하중을 가하지 않은 경우 응력 집중을 보이지 않았으며, 하중을 가하더라도 가한 부위의 응력 집중을 보였고, 중간 임플란트에 하중을 가하면 전후방 임플란트로 응력이 분산되는 양상을 보였다. 의도적으로 부적합을 부여한 경우 하중을 가하지 않은 경우에도 나사를 조이면 고정체 주위에 응력이 발생하였으며, 하중을 가한 경우 하중을 가한 부위를 포함하여 주변 임플란트에도 응력이 집중되는 양상을 보였다. 특히, UCLA로 제작된 보철물이 원추형 중간 지대주를 사용한 경우에 비해 더욱 응력이 집중되었는데, 치근단에서 시작하여 치축을 따라 치경부까지 집중되는 양상을 보였다.

연구비 지원 및 사의

이 논문은 2000년도 전남대학교 학술연구비 지원에 의하여 연구되었음

참 고 문 헌

1. Branemark P. Osseointegration and its experimental background. The Journal of prosthetic dentistry 1983;50:399-410.
2. Hobo S IE, Garcia LT. Quintessence Pub. Co. Inc. . Osseointegration and Occlusal Rehabilitation. . Quintessence Pub. Co. Inc. 1989:257-263.
3. Skalak R, Zhao Y. Interaction of force-fitting and surface roughness of implants. Clin Implant Dent Relat Res 2000;2:219-224.
4. Binon P. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. The Journal of prosthetic dentistry 1998;79:430-432.
5. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. The International journal of oral & maxillofacial implants; 1994;9:169.
6. Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. Implant Dentistry 1992;1:303.
7. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. Implant Dentistry 1996;5:296.
8. Kim Y, Oh T, Misch C, Wang H. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. Clinical Oral Implant Research 2005;16:26-35.
9. Oh T, Yoon J, Misch C, Wang H. The causes of early implant bone loss: myth or science? Journal of periodontology 2002;73:322-333.
10. Adell R, Lekholm U, Branemark P, Lindhe J, Rockler B, Eriksson B et al. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. Swedish dental journal. Supplement 1985;28:175.
11. Hermann J, Schoolfield J, Schenk R, Buser D, Cochran D. 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. Journal of periodontology 2001;72:1372-1383.
12. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. The International journal of oral & maxillofacial implants 1996;11:620.
13. Hellden L, Derand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. The International journal of oral & maxillofacial implants 1998;13:190.
14. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark P. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. International Journal of Oral Surgery 1981;10:387.
15. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson A. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. The International journal of oral & maxillofacial implants 1986;1:11.
16. Branemark P, Svensson B, Van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Branemark in full edentulism. Clinical oral implants research 1995;6:227-231.
17. Heckmann S, Karl M, Wichmann M, Winter W, Graef F, Taylor T. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. Clinical Oral Implant Research 2004;15:466-473.

A photoelastic Stress Analysis of Implant Prosthesis According to Fitness of Superstructure

Hyun-Pil Lim, Shin-Ok Heo, Hong-Joo Kim, Sang-Won Park

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Chonnam National University

To assess the stress distribution of implant prosthesis induced by intentional misfit using photoelastic model. Stress was measured at the surrounding bone after applying vertical load to the implant. Three implants were placed in each of three photoelastic resin blocks. No misfits were used for the control group, while for the experimental group 100μm misfit after cutting the crown was used. The photoelastic stress analysis was performed. In control group, stress concentration was not shown when the load was not applied, whereas stress concentration was shown only in the loaded part even when load was applied and the stress was distributed in anterior-posterior direction when applying a load in the middle. When intentional misfits were given, stress around the fixture was incurred when tightening the screw even if load was not applied. If the load was applied, stress was concentrated around the implants including areas where the load was applied. In particular, the prosthesis made of UCLA showed more stress concentration as compared with a conical abutment. In the UCLA case, concentration was shown from the apex following through the axis to the cervical area. Prosthesis with misfit makes the stress concentrated though the load was not applied and it induces even more severe stress concentration when the load was applied. This founding demonstrates the importance of the correct prosthesis production.

Key words: implant fitness, photoelastic stress analysis

Correspondence to : Sang-Won Park
Department of Prosthodontics. School of Dentistry. Chonnam National University
333 Yongbong street, Buk-gu, Gwang-Ju, 500-070, Korea +82-62-530-5639
E-mail : psw320@chonnam.ac.kr
Received: November 03, 2009, Last Revision: November 23, 2009, Accepted: March 25, 2010