

반복하중에 따른 수종 임플란트의 피로파절에 관한 연구

박원주¹ · 조인호^{2*}

단국대학교 치과대학 치과보철학교실 ¹대학원생, ²교수

연구목적: 임플란트는 수직교합 하중에는 비교적 잘 견디나 측방하중에 대해서는 약한 역학적 성질을 갖고 있으므로 임플란트의 재료 특성과 기하학적 형태에 따른 응력 분석 연구의 필요성이 제기되고 있다.

연구재료 및 방법: 외부육각구조를 갖는 28개의 임플란트를 7개씩 4군으로 나누어 그 제품에 적합한 UCLA gold abutment를 이용해, 제3형 금합금으로 보철물을 제작하였고, A군 (3i, FULL OSSEOTITE®-Implant), B군 (Nobelbiocare, Branemark System® Mk III Groovy RP), C군 (Neobiotec, SinusQuick™ EB), D군 (Osstem, US-II)으로 분류하였다. 고정체와 지대주나사, 지대주를 연결한 후 수직적으로 절단하여 연마한 후 미세경도계를 이용하여 10군데에서 경도측정을 실시하였고, 동적하중 피로시험기를 이용하여 60-600 N범위로 파절시까지 동적 하중을 가하였다. 주사전자현미경을 이용하여 지대주나사 및 고정체의 파절 양상과 파절 위치 등을 관찰하였고, 유한요소분석을 통해 고정체와 지대주 나사에 나타나는 응력 분포와 파절면을 비교 분석하였다.

결과: 1.고정체 경도는 A, B, C, D군에서 각각 245.3, 289.7, 281.3, 300.4 Hv로 D군이 가장 높았고, A군이 가장 낮았다. 지대주 나사의 경도는 A, B, C, D군에서 각각 340.00, 317.62, 306.5, 306.2 Hv로 A군이 가장 높고, D군이 가장 낮았다.

2. 모든 실험군에서 임플란트 고정체의 파절은 응력이 집중되는 고정체 3-4번째 나사산 홈 (valley) 부위 또는 내면의 사공간부와 일치하는 부위에서 발생되었고, 피로수명은 A, B, C, D군에서 각각 31585, 47311, 30141, 105371로 D군이 가장 높았으며, A, B, C군과는 유의한 차이가 있었다 ($P < .05$).

3. 파절양상은 B군과 D군에서는 고정체와 나사 모두에서 수직 (longitudinal)파절과 수평 (transverse)파절이 동시에 일어나는 복합 (complex mode) 파절이 관찰되었고, A와 C군에서는 고정체에서 수평 (transverse mode) 파절만이 관찰되었다.

4. 유한요소분석 결과 인장응력이 가장 높은 고정체 표면부에서 피로 균열이 시발되어 압축응력이 가장 높은 반대편 부위로 피로균열이 전파되었으며, 최대 유효 응력값은 C군이 가장 높았고, B군에서 가장 낮았다.

결론: 피질골 높이와 일치하는 임플란트 고정체 부위에서 최대 인장 주응력이 발생되며, 고정체 사공간부 (dead space)가 최대 인장 주응력이 작용하는 지그 표면과 일치할 때 파로파절이 발생되었다. 따라서 악골에 식립된 임플란트의 신뢰성을 향상시키고 수명을 증대시키기 위해서는 가능한 임플란트 주위의 골 소실이 일어나지 않도록 해야 할 것이나 골흡수가 일어나 사공간부 수준까지 진행된다면 임플란트의 파절 빈도가 증가될 수 있으므로 이에 대한 대처가 필요할 것으로 사료된다. (대한치과보철학회지 2009;47:424-34)

주요단어: 임플란트, 경도, 동적 하중, 피로파절, 유한요소분석

서론

임플란트는 구강내에 식립되어 수직교합하중에는 비교적 잘 견디나 측방 하중에 대해서는 약한 역학적 성질을 가지고 있기 때문에, 치아의 역할을 대신하여 동적 하중을 반복적으로 받게 되므로 생체역학과 관련하여 많은 문제점들이 발생할 수 있다. 이러한 이유 때문에 임플란트의 재료나 기하학적 형태 뿐 아니라 전체적인 교합력 및 응력 분석에 대한 연구의 필요성이 제기되고 있다. 구치부 단일치 수복에 있어 흔히 발생하는 보철적 합병증으로는 유지 나사의 신장, 풀림^{1,3} 혹은 파절⁴로 인하여 보철물의 느슨함과 임플란트 고정체 경부 부위의 골 손실에 따른 임플란트 고정체의 파절⁵을 들 수 있다. 5년간의 임상적 연구에서 임플란트의 파절률은 0.2% - 3.5%^{6,8}로 비교적 낮게 보고되고 있으나 20년 장기간의 연구에

서는 상악골에서 16%, 하악골에서는 4%로 크게 증가된 것으로 보고되기도 하였다.⁹ Erkert와 Wollan¹⁰은 10년 동안 식립된 1170개의 임플란트 중 15개의 파절을 보고하였는데, 이중 임플란트 파절률은 하악 후방 부위에서 3%, 상악 후방 부위에서 1%로 주로 피질골 부위에서 관찰되었으며, 나사 파절의 경우는 하악 후방부 3.5%, 상악 후방부 0.8%로 보고하였다. 임플란트 파절과 관련이 있는 인자들로서는 과도한 교합압, 부적절한 임플란트의 위치, 부적절한 보철물의 설계 및 적합과 이로 인한 진행형 골 소실 및 고정체의 피로도, 고정체의 직경, 제조시 결함 등을 들 수 있다.^{7,11,12} Zarb와 Schmitt¹³는 보철물이 수동적으로 적합되지 않았을 때 지대주 나사와 금 나사가 파절되거나 변형될 수 있고 부적절한 보철물의 교합면 형태나 비정상적인 교합관계에 의해서도 파절이나 변형이 올 수 있다고 하였다.

*교신저자: 조인호

330-716 충청남도 천안시 신부동 산7-1 단국대학교 치과대학 보철학교실 041-550-1971, 1973; e-mail, cho8511@dku.edu

원고접수일: 2009년 9월 4일 / 원고최종수정일: 2009년 10월 9일 / 원고채택일: 2009년 10월 12일

대부분의 연구에서 과도한 교합압과 임플란트의 파절이 서로 연관성이 있다고 하였으며, 특히 이상기능 습관과 밀접한 관련이 있는 것으로 보고되었다.¹⁴ Bonakdarchiana 등¹⁵에 의하면 얼굴 형태에 따른 제 1대구치의 최대 저작력 측정시 사각형 (Square-type)의 얼굴에서 93.7 kg의 최대 저작력을 보였으며, 남자 (73.6 kg)가 여자 (53.0 kg) 보다는 더 높게 나타났고, 평균적으로 64.4 kg의 최대 저작력이 측정되었다고 하였다. 구치부 단일 치아 수복시 과교합에 따른 임플란트 주위 골소실이 임플란트 파절에 선행하여 나타나고 이렇게 시작된 골흡수는 굽힘응력에 대한 저항이 감소하는 사공간부 (dead space)까지 확장된다고 하였다.¹⁶

임플란트 고정체의 피로도는 임플란트 파절의 가장 흔한 요인으로 보고 되고 있다. Morgan 등¹⁷과 Linkow 등¹⁸은 하중에 의해 발생하는 대부분의 임플란트 파절은 과하중이 아닌 피로에 의해 발생하는 것이라고 주장하였다. 균열의 시작과 전파로 인한 임플란트의 파절은 국소적으로 높은 응력이 요구되며, 임플란트 주위 골 흡수가 지대주 나사의 말단부위와 일치하는 지점까지 확대될 때, 임플란트 내면은 속이 비어있는 원기둥의 형태로 바뀌고, 임플란트 고정체에 높은 굽힘 응력이 발생되므로 해서 임플란트가 파절에 이르게 된다고 하였다.¹⁴ 적은 직경의 임플란트는 큰 직경의 임플란트보다 잘 파절되는 경향이 있으며, 구치부 임플란트 식립 시 그 영향은 더 커진다. Siddiqui와 Claudi¹⁹는 직경 5 mm 임플란트 고정체의 구치부 식립시 3.75 mm 임플란트 고정체 보다 3배 더 강하고, 직경 6 mm 임플란트 고정체의 경우 3.75 mm 임플란트 고정체 보다 63배 더 강하다고 보고 하였다. 식립위치에 대하여, Piattelli 등^{11,14}은 하악골 구치부 임플란트에서 파절이 가장 잘 일어난다고 하였다. 파절의 80%는 소구치 및 대구치 부위에서 주로 발생되며, 거의 모든 단일 치아 수복시 임플란트의 파절은 구치부에서 발생된다고 보고되었다.²⁰

따라서 여러 요인들로 인해 환자에 있어 어느 정도의 위험이 발생할 지를 미리 예측하고 그에 따른 대비를 하는 것은 쉽지 않다.

이에 본 연구에서는 구치부 단일치 수복에서 외부 육각 구조를 갖는 직경 4 mm, 길이 10 mm인 4종류의 임플

란트 고정체와 각각에 적합한 지대주 나사 및 UCLA gold abutment를 이용하여 유한요소분석과 경도측정, 동적하중, 및 주사전자현미경 관찰을 통해 고정체와 지대주 나사에 나타나는 응력 분포와 파절면을 비교 분석하였다.

연구재료 및 방법

1. 연구재료

1) 실험재료

본 실험에서는 A군 (3i, FULL OSSEOTITE®, FL, USA), B군 (Nobelbiocare, Brånemark System® Mk III Groovy RP, Goteburg, Sweden), C군 (Neobiotec, SinusQuick™ EB, Seoul, Korea), D군 (Osstem, US-II, Seoul, Korea) 4종의 외부육각 구조를 갖는 직경 4.0 mm, 길이 10.0 mm의 임플란트를 각각 7개씩 사용하였다 (Table I). 지대주의 형태는 금합금으로 높이 6 mm, 직경 5 mm로 제작하였다.

2) 실험기구

경도측정은 미세경도계 (MXT-α, Futuretech co., Japan)를 사용하였으며, 조성분석에 있어서는 electron probe microanalysis (EPMA) (JXA-8500F, JEOL, Japan)를 이용하였고, 피로파절실험에는 동적하중 피로시험기 (MTS 810 Material Test systems corp., Minnesota, USA)를 사용하였으며, 주사전자현미경 관찰은 Hitachi S-3000H (Hitachi Instruments, Inc, San Jose, USA)을 이용하여 측정하였다. 유한요소분석은 Ansys S/W (Ver12.0, Ansys corp., USA)를 사용하였다.

2. 연구방법

1) 경도 측정 및 표면 분석

치과용 임플란트 시스템을 연마한 후 미세경도계를 이용하여, 200 g 하중을 10초간 유지하여 각각 10 군데에서 경도측정을 실시하였으며, 각군의 고정체와 지대주 나사에 대해 표면조성분석 및 화학조성분석을 EPMA의 WDS (Wavelength dispersive spectroscopy) 모드를 이용하여 정량분석하였다.

Table I. External connection systems used in this study

Group	Manufacturer	Implant	Type	Abutment	Abut.screw
A	3i Implant Innovations Inc., FL, USA	FULL OSSEOTITE®	External	UCLA Gold Standard ZR™	Gold tite™
B	Novel biocare AB, Goteburg, Sweden	®Mk III Groovy RP	External	Gold Adapt Engaging Branemark System® RP	Torqtite™
C	Neobiotec Co., Ltd., Seoul, Korea	SinusQuick™ EB	External	Gold UCLA Gold Abutment regular/single	Titanium
D	Osstem Co., Ltd., Seoul, Korea	US-II	External	US UCLA Gold Abutment	Ebony Gold

2) 피로파괴 실험

각 군당 7개의 시편을 제작하고, 보철물은 torque device를 이용하여 각 군에 해당되는 나사를 실험조건을 동일하게 하기 위해서 모두 20 Ncm의 힘으로 조였으며, ISO 14801 규격에 따라 임플란트를 피로시험기 축과 30 경사지게 설치하였고, 최대 하중조건을 600 N, 최소하중은 60 N를 선택하였으며, 주파수는 14 Hz로 고정하고, sine wave 형태의 하중을 가하여 고정체의 파절이 일어날 때까지 피로시험을 시행하였다.

3) 주사전자현미경 관찰

시편은 표면 이물질 제거를 위해 5분간 초음파 세척 후 관찰하였는데, 지대주 나사 및 고정체의 파절 양상과 파절 위치, 파절의 형태와 진행을 관찰하였다. 파절면은 500배 촬영 후, 연성파절의 특징인 딴플 (dimple)과 취성파절의 특징인 벽개면 (facet)을 2000-4000배로 관찰하였다.

4) 유한요소분석

3차원 유한요소 모델은 19,676개의 사면체 절점과 104,839개의 요소로 분할하였고, 피로파괴실험이 공히 모든 시편에서 600 N의 하중을 부여하였으므로, 유한요소분석도 피로파괴실험과 일치하는 조건으로 가정하였다.

5) 통계분석

모든 피로시험은 고정체가 파절될 때까지 수행하였으며, 파절의 시기와 횟수를 기록하고 관찰하였다. 각 군간의 차이를 검증하기 위해서 일원분산분석 (one-way ANOVA test)을 $P < .05$ 유의수준으로 시행하였고, 사후분석은 Tukey test를 이용하였으며, 통계처리는 SPSS ver.12 (SPSS Inc. Chicago, IL, USA)을 이용하여 실시하였다.

결과

1. 경도 측정 및 표면 분석

1) 고정체와 지대주 나사의 경도 측정 결과

고정체 경도 분석 결과 A, B, C, D군의 경도치는 각각 245.3, 289.7, 281.3, 300.4 Hv로 D군의 고정체 경도치가 가장 높고, B, C, A군 순서로 점차 낮은 값을 나타내었다.

지대주 나사의 경도 분석 결과 A, B, C, D군의 경도치는 각각 340.0, 317.6, 306.5, 306.2 Hv로 95% 신뢰수준으로 평가했을 때 A군의 고정용 나사 경도치가 가장 높고, B군이 그 다음, C, D군은 거의 동일한 값을 나타내었다. A

군은 고정용 나사의 재질로 타 3사와 전혀 다른 Pd 합금을 사용하였으며, 나머지 3사는 Ti6Al4V (Grade 5) 합금을 사용하였다.

2) 표면 분석 결과

(1) 고정체의 표면 분석 결과

A군의 고정체 나사산 표면은 상당히 거친 미세구조를 나타내었으며, 고정체 나사산 부위의 표면조성은 타이타늄 (88.3%) 이외에 산소 (9.8%), 칼슘 (1.5%), 규소 (0.4%) 등이 소량 함유되어 있었다. B군의 고정체 표면은 분화구 형태의 구조를 나타내었으며, 고정체 나사산의 표면은 타이타늄 (49.6%) 이외에 산소 (41.4%), 인 (6.0%), 칼슘 (2.4%), 유황 (1.2%), 실리콘 (0.3%) 등이 소량 함유되어 있었다. C군 고정체의 표면은 상당히 거친 표면구조를 나타내었으며, 고정체 표면부의 화학조성은 타이타늄 (91.1%) 이외에 산소 (7.8%), 유황 (0.5%), 칼슘 (0.4%), 실리콘 (0.3%) 등이 소량 함유되어 있었다. D군 고정체 표면은 대단히 거친 표면구조를 나타내었으며, 고정체 나사산 표면부 화학 조성은 타이타늄 (92.7%) 이외에 산소 (6.8%)와 칼슘 (0.5%)이 소량 함유되어 있었다.

이상과 같은 임플란트 나사산의 표면 미세조직 및 화학조성 분석 결과로부터 A군 고정체는 산 부식 처리, B군 고정체는 플라즈마 전해양극산화 처리, C군 고정체는 Sand Blasted, Large-Grit, Acid-Etched (SLA), D군 고정체는 CaP 분말을 이용한 Resorbable Blast Media (RBM) 처리한 것으로 추정되었다.

(2) 지대주 나사의 표면 분석 결과

A군 지대주 나사의 나사산 표면 상태는 상당히 거칠고 불균일한 모습을 나타내었으며, 나사산 표면부 화학조성은 금 (94.7%) 이외에 니켈 (4.1%)과 구리 (1.3%)가 소량 함유되어 있었다. B군 지대주 나사의 표면부는 불균일한 코팅층이 생성되어 있었으며, 이들 코팅층의 조성은 텅스텐 (51.7%)과 탄소 (41.6%) 함량이 대단히 높고, 그 밖에 니켈 (5.0%), 크롬 (0.7%), 티타늄 (1.1%)이 소량 함유되어 있었다. C군 나사산 표면부는 기계 가공 자국들이 일정한 간격으로 배열되어 있는 비교적 매끄러운 상태를 유지하고 있었고, 타이타늄, 알루미늄, 바나듐만이 검출될 뿐 다른 원소들은 존재하지 않았다. D군 나사산 표면부는 비교적 균일한 코팅층이 형성되어 있었으며, 이들 코팅층의 조성은 텅스텐 (51.7%)과 탄소 (41.6%) 이외에 니켈 (5.0%), 크롬 (0.7%), 티타늄 (1.1%)이 소량 함유되어 있었다.

(3) 지대주 나사와 고정체 단면의 화학조성

A군의 지대주와 고정체는 나사에 의해 연결되어 있으며, 나사의 끝부분에 위치한 고정체 내부에는 사공간 (dead space)이 존재하고 있었고, 고정체 외부 나사산 수는 9개, 고정체 내부의 나사산 수와 지대주 나사의 나사산 수는 각각 13개, 11개로써 고정체의 내부 나사산 수가 지대주 나사의 나사산 수 보다 2개 많았다. A군의 고정체는 순수 타이타늄으로 이루어져 있었고, 지대주 나사의 화학조성은 팔라듐 (88.1%)에 갈륨 (10.3%), 구리 (7.5%), 금 (3.4%)이 소량 첨가된 팔라듐 합금으로 이루어져 있었다. B군의 지대주와 고정체는 나사에 의해 연결되어 있으며, 나사의 끝 부분에 위치한 고정체 내부에는 사공간 (dead space)이 존재하고 있었으며, 고정체 외부의 나사산 수는 13개이고, 고정체 내부 및 지대주와 고정체를 연결하는 고정 나사산 수는 각각 9개, 7개로 이루어져 있었다. B군의 고정체는 타이타늄으로 이루어져 있었고, 고정용 나사는 타이타늄 grade 5 (Ti-6Al-4V) 합금으로 이루어져 있었다. C군의 지대주와 고정체는 나사에 의해 연결되어 있으며, 나사의 끝부분에 위치한 고정체 내부에는 사공간 (dead space)이 존재하고 있었으며, 고정체 외부의 나사산 수는 12개이고, 고정체 내부 및 지대주와 고정체를 연결하는 고정 나사산 수는 각각 13개, 11개로 이루어져 있었다. C군의 고정체는 순수 타이타늄으로 이루어져 있었고, 고정용 나사는 타이타늄 grade 5 합금으로 이루어져 있었다. D군의 지대주와 고정체는 지대주 나사에 의해 연결되어 있으며, 나사의 끝부분에 위치한 고정체 내부에는 사공간 (dead space)이 존재하고 있었으며, 고정체 외부의 나사산 수는 13개이고, 고정체 내부 및 지대주와 고정체를 연결하는 고정 나사산 수는 각각 12개, 11개로 이루어져 있었다. D군의 고정체는 순수 타이타늄으로 이루어져 있었고, 지대주 나사는 타이타늄 grade 5 합금으로 이루어져 있었다.

2. 피로파절 실험

1) 임플란트 피로시험 결과

A군 임플란트 피로수명의 평균값은 31,585 사이클, 표준편차는 2,709을 나타내었다. B군 임플란트 피로수명의 평균값은 47,311 사이클, 표준편차는 15,105을 나타내었다. C군 임플란트 피로수명의 평균값은 30,140 사이클, 표준편차는 6,556을 나타내었다. D군 임플란트 피로수명의 평균값은 105,371 사이클, 표준편차는 37,451을 나타내었다.

A, B, C, D군 임플란트의 피로수명 평균치 및 임플란트

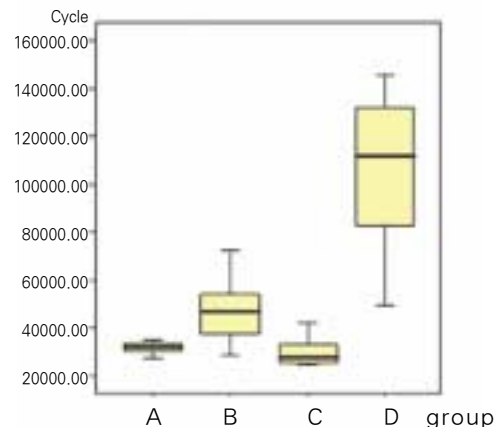


Fig. 1. Mean fatigue life of each implant.

피로수명의 사분위수, 극단값 (상한치 및 하한치)은 평균 피로수명이 길면 길수록 사분위수의 상한치와 하한치 간격이 넓어지는 경향을 나타내었고, 평균값에 있어서는 상당한 차이가 있는 것을 알 수 있었다 (Fig. 1).

2) 피로시험편 파면 관찰

A군 임플란트 피로파절은 임플란트 고정체의 3번째 또는 4번째 나사골 부위에서 발생되었으며, 파절된 임플란트 파면은 비교적 평평하게 나타났고, 고정체의 파절 위치가 나사의 끝 부위와 거의 일치하였다. 총 7개의 시험편 중 2개의 시험편은 3번째 나사골 부위에서 피로파절되었고, 나머지 5개의 시험편은 4번째 나사골 부위에서 피로파절되었다. B군 임플란트 피로파절은 임플란트 고정체의 3번째 또는 4번째 나사골 부위에서 발생되거나 또는 임플란트 고정체의 platform에서 고정체 길이 방향으로 경사지게 파절되었다. 고정체의 platform에서 경사지게 파절된 고정체의 경우 고정체와 고정나사가 둘 다 피로파절되었으나 3번째 또는 4번째 나사골 부위에서 파절이 일어난 고정체의 경우 고정나사는 전혀 파손되지 않았다. 총 7개의 임플란트 중 3개의 임플란트는 고정체의 platform 부위에서 고정체 길이 방향으로 경사지게 파절되었으며, 나머지 4개 임플란트는 고정체 나사골부위에서 피로파절되었다. 고정체 나사골부위에서 피로파절된 4개의 임플란트 중 2개는 3번째 나사골 부위에서 피로파절되었고, 나머지 2개의 임플란트는 4번째 나사골 부위에서 피로파절되었다. C군 임플란트 피로파절은 임플란트 고정체의 2번째 또는 3번째 나사골 부위에서 발생되었으며, 파절된 임플란트 파단면은 비교적 평평하게 나타났고, 고정체의 파절된 위치가 나사의 끝 부위와 거

의 일치하였다. 총 7개의 임플란트 중 2개의 임플란트는 2번째 나사골 부위에서 피로파절되었고, 나머지 5개의 시료는 3번째 나사골 부위에서 피로파절되었다. D군 피로파절은 임플란트 고정체의 3번째 또는 4번째 나사골 부위에서 발생하였으나, 1개의 임플란트 고정체만이 platform에서 고정체 길이 방향으로 경사지게 파절되었다. 피로파절된 D군의 특이한 특징 중 하나는 다른 임플란트와 달리 상당수 고정체들이 약간 경사지게 파절되었다. 고정체의 platform에서 피로균열이 시발되어 파절된 고정체의 경우, 나사와 함께 파절이 발생하였으나 3번째 또는 4번째 나사골 부위에서부터 파절이 일어난 고정체의 경우 나사가 전혀 손상되지 않았다. 총 7개의 시료 중 1개만이 고정체의 platform 부위에서 길이 방향으로 경사지게 파절되었으며, 나머지 6개 시료는 고정체 나사골부위에서 피로파절 되었다. 고정체 나사 골부위에서 피로파절된 6개의 임플란트 중 3개의 임플란트는 약간 경사지게 피로파절되었고, 나머지 3개는 4번째 나사골 부위에서 피로파절되었다.

3. 주사전자현미경 관찰

피로파절된 A군 임플란트의 파단면 상에서는 beach mark와 Ratchet mark가 관찰되었으며, 파단면은 균열시작 부에서 물결모양으로 층이 저서 나타나는 준벽개 (facet) 파면으로 이루어져 있고, 균열 전파부에서는 다수의 피로줄무늬들이 관찰되었다. 특히, 피로줄무늬들의 방향이 일정하지 않고 위치에 따라 다소간 변화되는 모습이 관찰되었으며, 이와 같은 현상은 티타늄의 전형적인 특징으로 평가된다. 최종 파단부에서의 파단면은 준벽개 파면으로 이루어져 있었고, 그 외 별다른 현상은 관찰되지 않았다 (Fig. 2-A). 피로파절된 B군 임플란트의 파단면 상에서는 피로줄무늬와 Ratchet mark가 관찰되었으며, 파단면은 준벽개 파면으로 이루어져 있었고, 균열 전파부에서는 다수의 피로줄무늬들이 관찰되었다. 최종 파단부에서의 파단면은 준벽개 파면으로 이루어져 있었고, 그 외 별다른 현상은 관찰되지 않았다 (Fig. 2-B). 임플란트 고정체의 platform에서 축 방향으로 경사지게 피로파

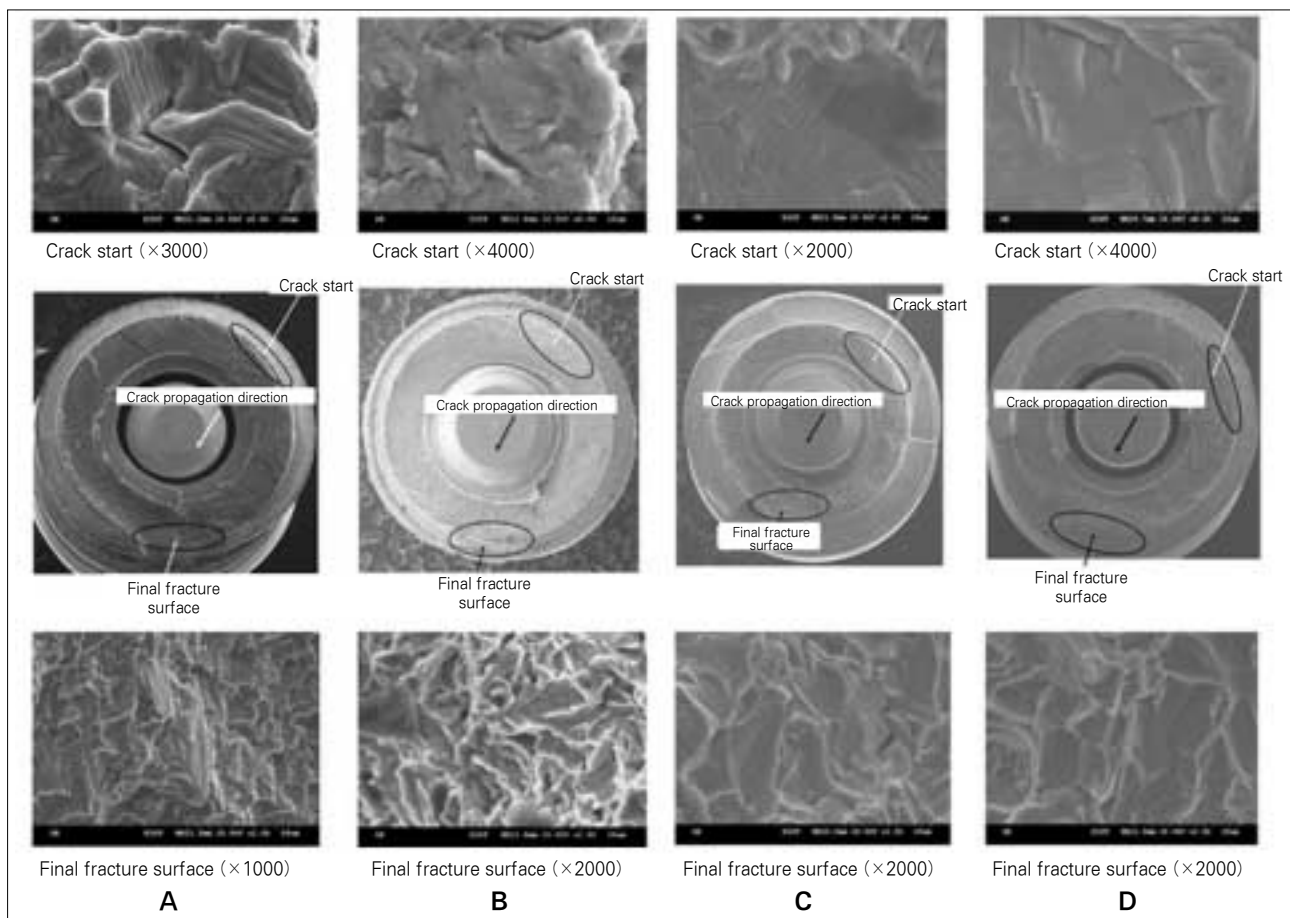


Fig. 2. SEM picture of fractured surface of A, B, C and D implant.

절된 B군 임플란트의 균열 전파부에서는 아주 국부적인 영역에서만 피로줄무늬들이 관찰되었으며, 최종 파단부에서는 준벽개 파면이 관찰되었고, 피로파절된 B군 임플란트 고정나사의 파단면 상에서는 다수의 피로줄무늬들이 관찰되었다 (Fig. 3). 최종 파단부에서의 파단면은 연성파괴의 전형적인 특징인 딴플 (dimple) 파괴를 나타내었다 (Fig. 4). 피로파절된 C군 임플란트의 파단면에서는 해안자국들이 관찰되었으며, 파단면은 준벽개 파면으로 이루어져 있고, 균열 전파부에서는 다수의 피로줄무늬들이 관찰되었다. 최종 파단부에서의 파단면은 준벽개 파면으로 이루어져 있었고 그 외 별다른 현상은 관찰되지 않았다 (Fig. 2-C). 피로파절된 D군 임플란트의 파단면 상에서는 해안자국이 관찰되었으며, 파단면은 준벽개 파면으로 이루어져 있고, 균열 시발부 인접부에서는 다수의 피로줄무늬들이 관찰되었다 (Fig. 2-D).

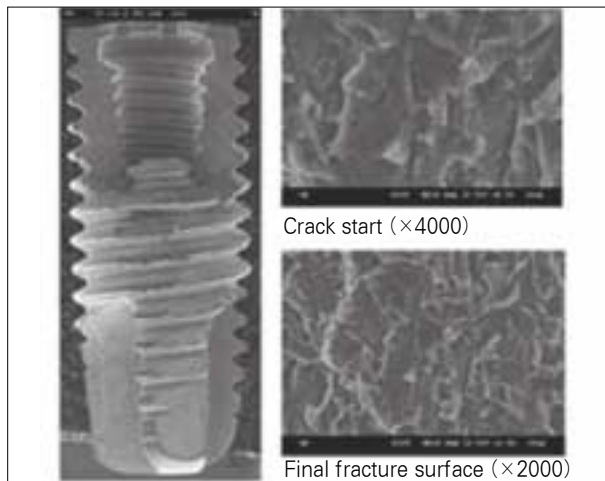


Fig. 3. SEM picture of fractured surface of B implant.

4. 유한요소 분석

임플란트의 응력 분포에 대한 유한요소 분석 결과 임플란트와 시료의 고정 지그가 만나는 지그 표면부 근처에서 최대 유효 응력 (Von Mises stress)이 발생되었으며 (Fig. 5), 설측보다는 협측에 높은 응력이 작용하는 것으로 나타났다 (Table III).

Table III. The stress of buccal and lingual side of each implant

Groups	Lingual (MPa)			Buccal (MPa)		
	σ_I	σ_{II}	σ_{III}	σ_I	σ_{II}	σ_{III}
A	905	350	276	-315	-363	-945
B	916	385	357	-403	-464	-1120
C	1000	576	465	-519	-626	-1110
D	1020	398	326	-353	-381	-1110

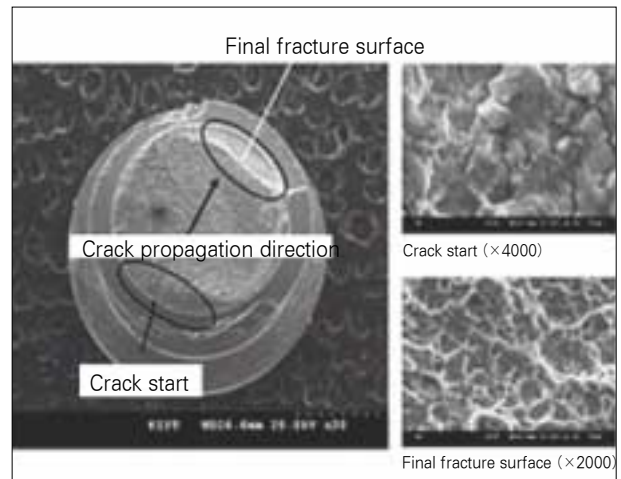


Fig. 4. SEM picture of fracture surface of B abutment screw.

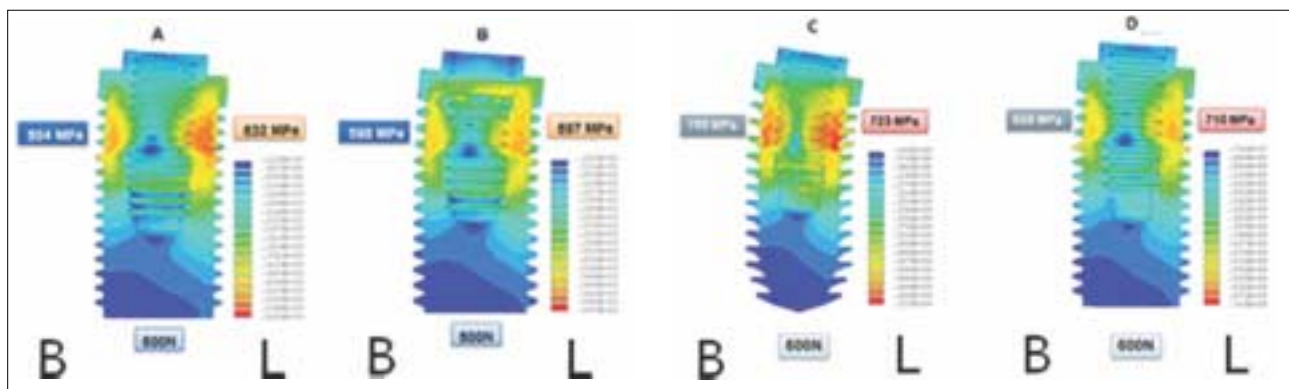


Fig. 5. Stress distribution of implant under 600 N loading in 30° angle.

고찰

오늘날 임플란트가 지속적으로 발전하고, 많은 임상지식이 축적되어 성공률이 90% 이상으로 보고되고 있음에도 불구하고^{21,23}, 아직까지 환자들에게 임플란트를 식립하였을 때 다양한 형태의 실패가 발생되고 있다. 골유착된 임플란트의 실패는 불량한 골질²⁴, 초기 안정성 결여²⁵, 과하중¹⁴, 나사의 풀림 및 파절^{26,27}, 임플란트 파절^{6,10,20} 등과 같은 여러 가지 요인들과 관련이 있다. 이들 임플란트 실패 요인들 중 임플란트 파절은 환자와 의사 모두에게 심각한 문제를 발생시킨다. 장기간의 임상실험 결과에 따르면 임플란트 파절률은 0.2 - 16%로 연구자 및 임상기간에 따라 상당한 편차를 나타내고 있다. Balshi 등⁷은 총 4045개의 식립된 임플란트 중 8개 (0.2%)의 임플란트 파절을 보고하였으며, Mericske-Stem 등²⁸은 66개의 임플란트 중 1개 (1.5%), Tolman과 Laney²⁹은 1778개 중 3개 (0.2%), Jemt와 Lekholm⁸은 259개 중 1개 (0.4%), Takeshita 등³⁰은 총 68개 중 5개가 파절되어 7.4% 이상의 파절률을 보고하였다. Ragner 등⁹은 5 - 15년간의 연구를 통해 상악에서의 임플란트 파절률이 6.5%, 하악에선 3%의 임플란트 파절률을 보고하였다. 임플란트 파절을 야기시키는 요인들로는 교합 과하중, 임플란트 위치, 보철물의 적합불량, 보철물 설계 이상, 점진적인 골소실, 임플란트의 제조결함 등을 들 수 있다. Lim 등⁵은 지대주, 나사, 고정체 순으로 경도가 약하기 때문에 경도가 낮은 고정체가 응력 발생시 충격을 흡수하는 완충효과가 있는 구조를 가진 것이 임상적으로 유리하다고 하였다. 임플란트 파절에 있어 두 가지 주된 요인으로서는 피로파절을 야기시키는 기계적 과하중^{17,18}과 임플란트 주위 수직적 골 소실¹⁶로 볼 수 있다. Rangert 등³¹은 환자에게 식립된 9000개의 임플란트 중 파절이 발생된 39명의 환자들을 분석한 결과 파절의 90%가 구치부에서 발생되었으며, 보철물의 77%가 한 개 또는 두 개의 임플란트에 의해 연결되어 있었고, 과하중에 노출된 임플란트에 집중되었다고 보고하였다.

본 연구에서는 국내외에서 널리 사용되고 있는 대표적인 4종의 임플란트에 대해 먼저 경도측정과 조성분석을 시행하였으며, 이것을 기준으로 피로파괴 실험을 하였다. 고정체의 경도 측정 결과 D군의 측정값이 가장 높았으며, 그 다음으로 B군, C군, A군 순이었고, 이들 임플란트 피로수명의 평균을 비교한 결과, 신뢰수준 95%에서 D군 임플란트가 A, B, C군에 비해 우수한 것으로 평가되었고, C군과 A, B군 임플란트 사이에는 큰 차이가 없는 것으로 나타났다. 이러한 결과로 볼 때 고정체의 강도가 피로수명에 있어서 밀접한 관계를 갖는다는 것을 알 수 있

었다.

다음으로 자료의 산포도를 나타내는 표준편차를 평균으로 나누어 표시하는 변동계수[분산계수 = (표준편차/평균)×100]에 대해 살펴보면, A, B, C, D군에서 각 8.6, 31.9, 21.8, 35.5로 나타났다. 임플란트 피로수명에 대한 변동계수는 A군이 8.6으로 가장 낮고, C, B, D군 순서로 변동계수가 높게 나타났다. 여기서 변동계수가 낮다는 것은 피로수명이 평균 주위에 가장 집중되어 있고, 변동계수가 높아질수록 피로수명이 평균으로부터 넓게 산포되어 있다는 것을 의미한다 (Fig. 1). 즉, 피로수명에 대한 변동계수가 낮다는 것은 임플란트의 품질이 균일하다는 것을 의미하고, 변동계수가 높다는 것은 품질이 불균일하다는 것을 나타낸다. 따라서 기계학적 관점에서 우수한 임플란트란 피로수명은 가능한 높고, 피로수명에 대한 변동계수는 낮은 임플란트를 의미한다.

항복강도 또는 파괴강도 이상의 하중이 가해질 때 순간적으로 발생하는 파절^{11,33}을 정적 순간 파절 (static fracture)이라 하며, 이 정적 순간 파절은 과하중과 밀접한 관련이 있다. 반면에 동적파절¹¹ (dynamic fracture)은 부품 또는 소재에 하중이나 변형량이 반복적으로 가해질 때 소재의 항복강도 이하의 낮은 응력 조건하에서도 파절이 발생되게 되는데 이를 동적파절이라고 한다. 동적파절의 대표적인 예로 피로파절이 있다. 한편 다결정으로 이루어진 금속 재료에 소성변형이 계속되면 결국 파괴가 일어나는데, 최종 파절이 발생되기 전에 많은 소성변형이 발생하는 파절을 연성파절³⁴이라고 하고, 반대로 유리처럼 소성변형이 거의 없이 발생하는 파절을 취성파절³⁴이라 한다. 통상적으로 담플로 이루어져 있는 연성파절은 거친 파단면을 나타내고, 결정학적인 벽개면 (facet)으로 이루어져 있는 취성파절은 매끈한 (flat) 파단면을 나타낸다. 이러한 자료를 이용하여 전자현미경을 이용해 파절면을 관찰한 결과, 24개 (85.7%)의 임플란트에서 고정체 길이 방향에 수직하게 수평파절이 발생되었고, 나머지 4개 (14.3%)의 임플란트는 고정체와 나사 모두가 파절되는 복합파절을 보였다. 복합파절된 B와 D군 임플란트의 경우 나사는 나사축에 수직한 방향으로 파절이 발생되었고, 고정체는 육각부위에서 고정체 3 - 4번째 나사를 부위로 경사지게 파절되었다. 2 - 4번째 나사골부가 파절된 B군 고정체의 파절면을 관찰한 결과 피로균열의 설측 시작 부위 및 균열 전파부에서 다수의 피로 줄무늬 (fatigue striation)들이 관찰되었고, 피로 균열의 크기가 임계치에 도달되어 고정체가 피로 하중을 더 이상 지탱하지 못하고 급격히 파괴되는 순간 파절이 일어났다는 것을 알 수 있었으며, 이때 협측 최종 파단부에서

는 피로 줄무늬들이 전혀 관찰되지 않았다. 고정체만이 파열된 A와 C군 고정체의 경우 피로파열면 및 최종 파열면은 취성파괴의 전형적인 특징인 벽개파면을 나타내었고, B와 D군 고정체의 파열면은 취성파괴의 특징인 벽개 및 준벽개 파면을 나타내었으나, 지대주 나사는 연성파괴의 특징인 덩플 파면을 나타내었다. 이와 같은 관찰로 미루어 보아 지대주 나사는 피로균열의 생성 및 전파 과정을 거쳐, 임계 크기이상으로 가해지는 하중을 더 이상 견디지 못하고 파열되는 피로의 전과정을 거쳐서 파열되었으며, 고정체는 피로균열의 전파 과정을 거치지 않고 균열의 생성 단계에서 파열면에 피로줄무늬를 남기지 않을 정도의 빠른 속도로 균열이 전파되어 순간 파열되었다는 것을 알 수 있다. 따라서, 임플란트 고정체와 나사가 모두 파열된 B와 D군의 경우는 나사가 피로균열된 이후에 고정체가 파열되었다는 것을 알 수 있다.

유한요소분석을 이용하여 구치부에 식립된 임플란트가 실제로 받는 응력의 방향을 고려하여, 피로 하중이 설측에서 협측으로 가해진다고 가정하고 임플란트 내의 응력분포를 계산하였다. 임플란트의 응력 분포에 대한 유한요소 분석 결과 4개군의 시료가 고정 지그와 만나는 지그 표면부 근처에서 최대 유효응력이 발생되었으며, 설측 보다는 협측에 높은 응력이 작용하는 것을 알 수 있었다. C와 D군이 A와 B군에 비해 다소 높은 응력이 발생되는 것으로 관찰되었으며, 구치부 최대 피로하중인 600 N이 가해질 때, 유한요소법에 의해 계산된 최대유효응력(598-723 MPa) 값이 티타늄 grade 4의 항복강도 550 MPa보다 높기 때문에 피로시험 중, 임플란트 내부에 소성변형이 집중되어 고정체 나사골 부위에서 피로균열이 발생된다는 것을 확인 할 수 있었다.

4개군에서 최대 유효응력을 주응력(Ⅰ, Ⅱ, Ⅲ) 성분으로 분석한 결과, 설측에는 인장응력이 작용하고, 협측에는 압축응력이 작용하는 것으로 나타났으며, 피로균열은 설측에서 시작되어 협측으로 전파되고, 피로균열의 크기가 임계크기 이상 되면 임플란트가 하중을 더 이상 지탱하지 못하고 순간적으로 파열된다는 것을 알 수 있었다. 이와 같은 예측 결과는 피로균열이 설측에서 시작되어 협측으로 전파된다는 전자현미경을 이용한 파면관찰 결과와 일치하였다 (Fig. 2).

문헌상에 나타난 한국인의 교합력을 살펴보면 정상교합을 가진 성인 남녀의 최대교합력은 제 1대구치 부위에서 남자는 평균 612 N, 여자는 평균 418 N이었다.³⁵ 기존자료를 바탕으로 본 연구에서는 최대 피로 하중을 600 N으로 결정하였다.^{35,36}

임플란트에 작용하는 응력이 낮을수록 피로수명이 길

어지기 때문에 설측 최대유효응력 관점에서 살펴보면 B군 수명이 가장 높아야 하고, A, D, C군 순으로 낮아져야 한다. 경도값이 높을수록 피로수명이 길어지기 때문에 고정체의 경도가 가장 높게 나타난 D군의 피로수명이 가장 높고, B, C, A군 순으로 낮아져야 한다. 실제 피로수명에 있어서 D군이 가장 높고, 그 다음이 B군, A와 C군 임플란트 사이의 피로 수명 차이는 없었다. 대체로 경도가 가장 높은 D군의 수명이 가장 높고, 그 다음으로 경도가 높은 B군의 피로수명이 두 번째로 높게 나타났다. 이와 같은 결과는, 고정체의 경도 측정값과 유사한 결과를 나타내고 있다는 것을 알 수 있었다. D군은 같은 grade의 타이타늄과 비교시 매우 높은 피로수명을 나타내었다. 임플란트의 피로수명은 화학조성 및 미세조직 결함 유무, 단면적, 표면상태 등 여러 가지 요인들에 의해 결정된다고 알려져 있다. 이런 면에서 D군에 대한 좀 더 많은 연구가 이루어져야 될 것으로 생각된다.

유한요소법을 이용하여 임플란트에 작용하는 응력을 예측할 경우 실제 임플란트가 받는 응력은 유한요소법에 의해 계산된 유효응력과는 다소간의 차이가 존재할 수도 있다. 이번 실험에서 임플란트에 작용하는 응력에 대한 유한요소 분석결과는 응력 집중부위 즉 응력이 가장 높게 걸리는 지그와 임플란트가 접촉하는 부위로 예측할 수 있었고, 대부분의 임플란트 고정체의 파열은 시료를 고정하는 지그 표면부와 일치하는 위치에서 발생되었고, 내부에 사공간을 가지고 있는 고정체 3-4번째 나사골이 시료의 고정 지그 표면과 일치할 때 주로 고정체가 피로파열 되었다는 것을 실험을 통해 확인 할 수 있었으며²¹, 실제 상,하악골의 대구치부에 식립된 임플란트 고정체도 3-4번째 나사골에서 파열이 발생되었다는 것을 여러 문헌을 통해 알 수 있었다.¹⁴⁻¹⁸

이번 실험을 통해 고정체의 나사골은 응력집중 계수가 높아 다른 부위에 비해 높은 응력이 발생되어 주로 파열이 발생하는 곳으로 관찰되었고, 피질골 높이와 일치하는 임플란트 고정체 부위에서 최대 인장 주응력이 발생되며, 다른 부위에 비해 단면적이 적은 고정체 사공간부가 지그 표면과 일치할 때 고정체의 피로파괴가 발생된다는 것을 알 수 있었다. 따라서 악골에 식립된 임플란트의 신뢰성을 향상시키고 수명을 증대시키기 위해서는 가능한 임플란트 주위의 골 소실을 억제시키기 위한 노력이 요구된다고 하겠다.

결론

외부육각구조 (external hex structure)를 갖는 4종류 28개

의 임플란트 고정체에 각각에 적합한 지대주를 지대주 나사로 연결한 뒤 경도측정, 동적하중, 주사전자현미경 관찰 및 유한요소분석을 통해 고정체와 지대주 나사에 나타나는 응력 분포와 파절면을 비교 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 경도 측정 결과 지대주 나사의 경도는 A, B, C, D군에서 각각 340.0, 317.6, 306.5, 306.2 Hv로 A군이 가장 높고, D군이 가장 낮았으며, 고정체의 경도는 A, B, C, D군에서 각각 245.3, 289.7, 281.3, 300.4 Hv로 D군이 가장 높았고, A군이 가장 낮았다
2. 피로파괴 결과 모든 실험군에서 임플란트 고정체의 파절은 응력이 집중되는 고정체 3-4번째 나사산 홈(valley)부위 또는 내면의 사공간부와 일치하는 부위에서 발생되었고, 피로수명 비교시 D군이 유의하게 길었다 ($P < .05$).
3. 파절양상은 B군과 D군에서는 수직(longitudinal)파절과 수평(transverse)파절이 동시에 일어나는 복합(complex mode) 파절이 고정체와 나사 모두 관찰되었고, A와 C군에서는 고정체에서 수평(transverse mode) 파절만이 관찰되었다.
4. 유한요소분석 결과 인장응력이 가장 높은 고정체 표면부에서 피로 균열이 시발되어 압축응력이 가장 높은 반대편 부위로 피로균열이 전파되었으며, 최대 유효 응력값(Von Mises stress)은 C군이 가장 높았고, B군에서 가장 낮았다.

파절골 높이와 일치하는 임플란트 고정체 부위에서 최대 인장 주응력이 발생되며, 고정체 사공간부(dead space)가 최대 인장 주응력이 작용하는 지그표면과 일치할 때 피로파괴가 발생되었다. 따라서 악골에 식립된 임플란트의 신뢰성을 향상시키고 수명을 증대시키기 위해서는 가능한 임플란트 주위의 골 소실이 일어나지 않도록 해야 할 것이나 골흡수가 일어나 사공간부 수준까지 진행된다면 임플란트의 파절 빈도가 증가될 수 있으므로 이에 대한 대처가 필요할 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, Fridrich T, Wagner J, Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. *J Prosthet Dent* 2001;85:599-607.
2. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85:268-75.
3. Kim JM, Han JS, Lee SY, Yang JH, Lee JB, Kim YS. A study of screw loosening after dynamic continuous fatigue test of several abutment screw. *J Korean Acad Prosthodont* 2003;41:519-31.
4. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999;82:436-40.
5. Lim TW, Cho IH, Lim JH, Lim HS. On the fatigue strength of dental implants with different types of connection between fixture and abutment cylinder. *J Korean Acad Stomatognathic Func Occlusion* 2002;18:1-19.
6. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
7. Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:660-6.
8. Jemt T, Lekholm U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:635-40.
9. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:347-59.
10. Eckert SE, Wollan PC. Retrospective review of 1170 endosseous implants placed in partially edentulous jaws. *J Prosthet Dent* 1998;79:415-21.
11. Tagger Green N, Machtei EE, Horwitz J, Peled M. Fracture of dental implants: literature review and report of a case. *Implant Dent* 2002;11:137-43.
12. Conrad HJ, Schulte JK, Vallee MC. Fractures related to occlusal overload with single posterior implants: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2008;99:251-6.
13. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent* 1990;64:185-94.
14. Piattelli A, Piattelli M, Scarano A, Montesani L. Light and scanning electron microscopic report of four fractured implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:561-4.
15. Bonakdarchian M, Askari N, Askari M. Effect of face form on maximal molar bite force with natural dentition. *Arch Oral Biol* 2009;54:201-4.
16. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-7.
17. Morgan MJ, James DF, Pilliar RM. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:409-14.
18. Linkow LI, Donath K, Lemons JE. Retrieval analyses of a blade implant after 231 months of clinical function. *Implant Dent* 1992;1:37-43.

19. Siddiqui AA, Claudi R. Proceedings of the 4th International Symposium on Implant Dentistry: Focus on Esthetics. San Diego, California, January 27-29, 1994. Abstracts. *J Prosthet Dent* 1994;72:623-34.
20. Gargallo Albiol J, Satorres-Nieto M, Puyuelo Capablo JL, Sánchez Garcés MA, Pi Urgell J, Gay Escoda C. Endosseous dental implant fractures: an analysis of 21 cases. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2008;13:E124-8.
21. Higuchi KW, Folmer T, Kultje C. Implant survival rates in partially edentulous patients: a 3-year prospective multicenter study. *J Oral Maxillofac Surg* 1995;53:264-8.
22. Parein AM, Eckert SE, Wollan PC, Keller EE. Implant reconstruction in the posterior mandible: a long-term retrospective study. *J Prosthet Dent* 1997;78:34-42.
23. Ashley ET, Covington LL, Bishop BG, Breault LG. Ailing and failing endosseous dental implants: a literature review. *J Contemp Dent Pract* 2003;4:35-50.
24. Hong WS, Kim TH, Ryu SH, Kook MS, Park HJ, Oh HK. Comparative study of osseointegration of 4 different surfaced implant in the tibia of dogs. *J Korean Oral Maxillofac Surg* 2005;31:46-54.
25. Bahat O, Handelsman M. Use of wide implants and double implants in the posterior jaw: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:379-86.
26. Han MJ, Chung CH, Choi HC. A study on surface alternation of implant screws after function. *J Korean Acad Prosthodont* 2002;40:275-86.
27. Jemt T, Lindén B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:40-4.
28. Mericske-Stern R, Steinlin Schaffner T, Marti P, Geering AH. Peri-implant mucosal aspects of ITI implants supporting overdentures. A five-year longitudinal study. *Clin Oral Implants Res* 1994;5:9-18.
29. Tolman DE, Laney WR. Tissue-integrated prosthesis complications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:477-84.
30. Takeshita F, Suetsugu T, Higuchi Y, Oishi M. Histologic study of failed hollow implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:245-50.
31. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:326-34.
32. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:90-4.
33. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:511-9.
34. Santos MD, Pfeifer AB, Silva MR, Sendyk CL, Sendyk WR. Fracture of abutment screw supporting a cemented implant-retained prosthesis with external hexagon connection: a case report with sem evaluation. *J Appl Oral Sci* 2007;15:148-51.
35. Vallittu PK. Effect of 180-week water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite. *Int J Prosthodont* 2000;13:334-9.
36. Kim JH, Lee JB. A comparative study on the correlation between Korean foods and the fractures of PFG and all ceramic crowns for posterior applications. *J Korean Acad Prosthodont* 2009;47:156-63.

Fatigue fracture of different dental implant system under cyclic loading

Won-Ju Park¹, DDS, In-Ho Cho^{2*}, DDS, MSD, PhD

¹Graduate Student, ²Professor, Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University

Statement of problem: Problems such as loosening and fractures of retained screws and fracture of implant fixture have been frequently reported in implant prosthesis. **Purpose:** Implant has weak mechanical properties against lateral loading compared to vertical occlusal loading, and therefore, stress analysis of implant fixture depending on its material and geometric features is needed. **Material and methods:** Total 28 of external hexed implants were divided into 7 of 4 groups; Group A (3i, FULL OSSEOTITE® Implant), Group B (Nobelbiocare, Brånemark System® Mk III Groovy RP), Group C (Neobiotec, SinusQuick™ EB), Group D (Osstem, US-II). The type III gold alloy prostheses were fabricated using adequate UCLA gold abutments. Fixture, abutment screw, and abutment were connected and cross-sectioned vertically. Hardness test was conducted using MXT-α. For fatigue fracture test, with MTS 810, the specimens were loaded to the extent of 60 - 600 N until fracture occurred. The fracture pattern of abutment screw and fixture was observed under scanning electron microscope. A comparative study of stress distribution and fracture area of abutment screw and fixture was carried out through finite element analysis. **Results:** 1. In Vicker's hardness test of abutment screw, the highest value was measured in group A and lowest value was measured in group D. 2. In all implant groups, implant fixture fractures occurred mainly at the 3 - 4th fixture thread valley where tensile stress was concentrated. When the fatigue life was compared, significant difference was found between the group A, B, C and D ($P < .05$). 3. The fracture patterns of group B and group D showed complex failure type, a fracture behavior including transverse and longitudinal failure patterns in both fixture and abutment screw. In Group A and C, however, the transverse failure of fixture was only observed. 4. The finite element analysis infers that a fatigue crack started at the fixture surface. **Conclusion:** The maximum tensile stress was found in the implant fixture at the level of cortical bone. The fatigue fracture occurred when the dead space of implant fixture coincides with jig surface where the maximum tensile stress was generated. To increase implant durability, prevention of surrounding bone resorption is important. However, if the bone resorption progresses to the level of dead space, the frequency of implant fracture would increase. Thus, proper management is needed. (*J Korean Acad Prosthodont* 2009;47:424-34)

Key word: Implant, hardness, Cyclic loading, Fatigue fracture, Finite element analysis

*Corresponding Author: In-Ho Cho

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University San 7-1, Shinboo-Dong, Cheonan, Choongnam, 330-716, Korea

+82 41 550 1971: e-mail, cho8511@dku.edu

Article history

Revised September 4, 2009/ Last Revision October 9, 2009/ Accepted October 12, 2009