

임플란트 형태와 골흡수가 임플란트 피로 수명 및 파절 특성에 미치는 효과에 관한 연구

단국대학교 치과대학 치과보철학 교실

원호연 · 최유성 · 조인호

본 연구의 목적은 임플란트 형태 및 골 흡수가 피로 파절에 미치는 효과를 평가하는 것이다.

오스텍 임플란트 4가지 형태 즉 외부 연결 평행형, 내부 연결 평행형, 외부 연결 침형, 내부 연결 침형 선정하고, 8개 군으로 분류하였다. 또한 식립 높이에 따른 피로 수명 변화 조사하기 위하여 시료 고정 지그 표면으로부터 고정체를 각각 2mm, 4mm 노출시켜 피로 시험을 시행하였다. 피로 파절 실험은 하중 조건을 최대 하중 600N, 최소 하중 60N으로 하였으며, 스테인리스 스틸로 지그 제작하여 동적 하중 피로 시험기에 연결하고 고정 후 실온에서 14Hz로 실험하였다. 고정체, 지대주 나사 파절 양상, 파절 위치 등 관찰하기 위해 주사전자현미경 사용하였으며, 유한 요소 분석 하여 고정체, 지대주 나사에 나타나는 응력 분포, 파절면 양상 비교 분석하여 다음의 결과를 얻었다.

1. 고정체를 2mm씩 노출시켜 피로 시험시 침형 임플란트 피로 수명이 평행형보다 높고, 외부 연결형이 내부 연결형보다 높았다.
2. 고정체를 4mm씩 노출시켜 피로 시험시 평행형 임플란트 피로 수명이 침형보다 높고, 외부 연결형 임플란트 피로 수명이 내부 연결형보다 높았다.
3. 고정체 노출 높이가 2mm인 경우 내부 연결형은 모두 지대주 몸체, 고정체 육각부 접하는 경계부에서 수평으로 피로 파절 발생하였고, 외부 연결형은 고정체 육각부에서 고정체 나사부 방향으로 경사지게 또는 고정체 사공간부에서 피로 파절 발생하였다. 고정체가 4mm 노출된 경우 임플란트 종류 무관하게 지대주 나사 침부 고정체 사공간부에서 주로 발생하였다.
4. 피로 파절면 관찰은 모든 군에서 피로 줄무늬를 보였으며 취성파괴 특징인 벽개파면, 연성파괴 특징인 덤플무늬 등이 혼재되어 나타났다.
5. 압축력 받는 협측 유효 응력이 인장력 받는 설측보다 높고, 고정체에 작용하는 유효 응력이 지대주 나사에 작용하는 것보다 높았으며, 고정체에 작용하는 최대 유효 응력은 평행형에서 높았다. 따라서 교합력 많이 받는 구치부에서 내부 연결형 임플란트 식립시 각별한 주의 필요하다고 사료된다.

주요어: 임플란트 형태, 골 흡수, 피로 파절 (구강회복응용과학지 2010;26(2):121~143)

서 론

Brånemark에 의해 1960년대에 골 매식 임플란

트가 소개된 이래 장기간의 임상 연구를 통하여 유효성이 확인된 골 매식 임플란트 치료법은 의치의 보존력과 안정성을 높이고, 기능적 효율성

교신저자: 조인호

단국대학교 치과대학 치과 보철학교실, 충청남도 천안시 신부동 산 7-1, 330-716 대한민국.

팩스: +82 41 550 1973, E-mail: cho8511@dgu.edu

원고접수일: 2010년 02월 25일, 원고수정일: 2010년 05월 02일, 원고채택일: 2010년 06월 25일

과 삶의 질을 향상시키기 위하여 무치악 환자들의 치료에 주로 사용 되었으나 현재는 완전 무치악, 부분 무치악, 단일 치아 결손 환자들의 보철 수복물로 널리 사용되고 있다.¹⁻⁶⁾ 비록 임플란트의 초기 성공률이 90%이상으로 대단히 높게 보고되고 있지만 실제 사용 중에 임플란트의 실패 및 파절이 발생되기도 한다. 가장 흔하게 발생하는 임플란트 실패 요인으로는 유착된 골 소실이 언급되고 있지만 임플란트의 가장 극단적인 실패는 드물게 발생하는 임플란트 고정체의 파절이다.^{7,8)} 현재까지의 임상 연구에 의하면 임플란트의 파절률은 0%에서 16%까지 연구자에 따라 상당히 차이를 나타내고 있다.⁹⁻¹⁶⁾ 5년간의 임상적 연구에서 임플란트의 파절률은 0.2-3.5%로 비교적 낮게 나타나고 있으나^{1,9)} 15년 동안의 장기간 추적 연구에서는 임플란트의 파절률이 상악골에서 16%, 하악골에서 4%로 임상기간이 길어짐에 따라 임플란트의 파절률이 증가되는 경향을 나타내고 있다.²⁾ Balshi 등⁹⁾은 임플란트 파절율을 0.2%로 보고하였고, Mericske-Stern 등¹⁰⁾은 1.5%, Tolman과 Laney¹¹⁾는 0.2%, Jemt와 Lekholm¹²⁾은 0.4%, Choe 등¹³⁾은 1.7%, Ragnar 등¹⁴⁾은 상악골에서 6.5%, 하악골에서 3%, Takeshita 등¹⁵⁾은 7.4%로 보다 높은 임플란트 파절률을 보고하였으나 Zarb와 Schmit¹⁶⁾은 274개의 임플란트 중 하나도 파절되지 않는 것으로 보고하였다. Rangert 등¹⁷⁾은 환자들에게 식립된 10,000개의 임플란트 중에서 임플란트 파절이 발생된 39명의 환자들을 분석한 결과 파절의 90%가 구치부에서 발생되고, 보철물의 77%가 한 개 또는 두 개의 임플란트에 의해 연결되어 과하중에 노출된 임플란트에 집중적으로 발생하는 것을 관찰하였으며, Levine 등¹⁸⁾은 단일 치아의 임플란트 대구치 영역 즉, 주로 상악의 제1대구치에서만 파절이 발생하는 것으로 보고하였다.

이와 같이 구치부 임플란트에서 파절이 주로 발생하는 이유는 구치부에서 과하중, 과도한 하악의 측방 운동의 증대, 비정상적인 악습관 등이 결합하여 과도한 측방력이 발생하는 것으로 알

려져 있으며, 교합의 과하중, 임플란트 위치, 부적절한 보철물의 설계 및 연결 부품의 부적합, 점진적으로 발생하는 진행성 골 소실, 금속 피로, 임플란트 직경, 제조 결함, 전위차 부식 등과 같은 여러 가지 요인들과도 관련이 있는 것으로 보고되고 있다.^{9,19-24)} 다수의 연구자들은 교합 과하중에 의해 발생하는 임플란트 파절이 이상기능 습관과 이갈이 등과 밀접한 관련이 있는 것으로 보고하고 있는데,²³⁻²⁷⁾ 이상기능 습관에 의한 교합 하중의 크기 및 주기가 증가되면 굽힘 하중이 증가되고, 이와 같은 굽힘 하중의 증가는 임플란트 파절 위험성을 높이는 요인으로 작용하게 된다.^{26,27)} 특히, 임플란트와 보철물에 작용하는 저작력이 나사산에 굽힘 모멘트를 발생시킬 때 매우 높은 굽힘 하중이 발생되며, 이 굽힘 하중은 주변 골 소실 또는 임플란트의 피로 파절을 야기시키게 된다.^{9,18)}

Patterson과 Johns²⁸⁾는 임플란트 구조물을 파절시키는 가장 일반적인 요인은 금속 피로이며, 피로 균열이 시발 및 전파되어 임플란트가 최종 파절에 이르기 위해서는 높은 국부 응력이 요구된다고 주장하였다. 특히, 임플란트 주위의 골 흡수가 지대주 나사의 침부와 일치하는 지점까지 확대될 때 고정체 사공간(dead space)에 이르게 되어 피로 파절의 가능성을 높이게 된다.²⁹⁾ 따라서 임플란트의 주변 골의 손실은 임플란트의 굽힘 저항성을 저하시키고, 굽힘 저항성이 감소된 영역과 일치하는 위치에서 금속 피로에 의해 임플란트가 보다 쉽게 파절될 수 있다.^{9,16,18,30)} 그 밖에 나사골의 가장 깊은 곳에서의 응력 집중은 균열 시발, 전파 및 최종 파절을 가져올 수 있으며,^{29,31)} 부분 무치악 및 구치부 무치악 환자들에게서 임플란트 파절 위험성이 높은 것으로 보고되고 있다.^{30,33)}

저작근의 수축에 의해 발생하는 교합력은 인종, 성별, 연령, 치아의 위치에 따라 달라지지만 일반적으로 측절치에서 가장 낮고, 제1대구치에서 최대값을 갖는다. 하악 구치부는 평균 저작력이 490N정도이고, 최대 저작압은 610N이므로,

^{34,35)} 과도한 측방 운동이 일어났을 경우 구치부가 다른 구강내 부위보다 많은 교합력을 받게되어 파절의 80%는 소구치 및 대구치 부위에서 주로 발생되며, 거의 모든 단일 치아 수복 시 임플란트의 파절은 구치부에서 발생하는 것을 알 수 있다.³⁶⁾

이와 같이 과교합 및 이상 기능 습관에 의해 구치부에 위치한 임플란트에 반복적인 과하중이 가해지면 임플란트는 결국 피로 파절에 이르게 된다. 하지만 아직까지 임플란트 연결 형태 및 골능 수준이 임플란트 피로 수명 및 피로 파절에 미치는 효과에 관한 체계적인 연구는 제대로 이루어지지 않고 있다. 따라서 본 연구에서는 임플란트 파절 사례에 대한 문헌 조사에 근거하여 임플란트의 연결 형태, 임플란트의 형상 및 고정체 노출 높이가 임플란트 피로 수명과 피로 파절 형태에 미치는 효과를 조사하고 또한, 임플란트 시스템에 대한 응력 해석을 실시하여 임플란트에 가해지는 응력의 크기와 피로 파절 사이의 상호관계를 조사하였다. 한편, 통계 프로그램을 이용하여 피로 수명에 대한 기술 통계 및 추론 통계를 실시함으로써 연구 결과에 대한 신뢰성을 평가하였다.

연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

임플란트 소재의 종류 및 특성이 피로 수명에 미치는 효과를 실험하기 위하여 모든 임플란트 시스템은 동일 회사의 제품을 사용하였다.

1) EP군(외부 연결 평행형 : External Parallel)

고정체는 직경 4.0mm, 길이 13.0 mm인 US II Implant (Osstem Co. Ltd., Seoul, Korea)를 사용하였고, 지대주는 직경 4.0mm, 길이 7.0mm인 US Cement Abutment (Osstem Co. Ltd., Seoul, Korea)를 사용하였으며, 이를 고정하기 위한 지대주 나사로는 동일 회사의 EbonyGold screw를 사용하였다.

2) IP군(내부 연결 평행형 : Internal Parallel)

고정체는 직경 4.0mm, 길이 13.0mm인 GS II Implant (Osstem Co, Ltd., Seoul, Korea)를 사용하였고, 지대주는 직경 4.0mm, 길이 7.0mm인 GS Transfer Abutment (Osstem Co. Ltd., Seoul, Korea)를 사용하였으며, 이를 고정하기 위한 지대주 나사로는 동일 회사의 EbonyGold screw를 사용하였다.

3) ET군(외부 연결 첨형 : External Taper)

고정체는 직경 4.0mm, 길이 13.0mm인 US III Implant (Osstem Co, Ltd., Seoul, Korea)를 사용하였고, 지대주는 직경 4.0mm, 길이 7.0mm인 US Cement Abutment (Osstem Co. Ltd., Seoul, Korea)를 사용하였으며, 이를 고정하기 위한 지대주 나사로는 동일 회사의 EbonyGold screw를 사용하였다.

4) IT군(내부 연결 첨형 : Internal Taper)

고정체는 직경 4.0mm, 길이 13.0mm인 GS III Implant (Osstem Co, Ltd., Seoul, Korea)를 사용하였고, 지대주는 직경 4.0mm, 길이 7.0mm인 GS Transfer Abutment (Osstem Co. Ltd., Seoul, Korea)를 사용하였으며, 이를 고정하기 위한 지대주 나사로는 동일 회사의 EbonyGold screw를 사용하였다.

2. 연구 방법

1) 피로 파절 시험

동일 회사 4가지 형태의 임플란트 고정체에 각각에 맞는 지대주를 지대주 나사를 이용하여 30Ncm으로 조였으며, 8개 군으로 분류된 시료를 각 군당 8개씩 64개의 시편에 대해 ISO14801 규격에 따라 동적 하중 피로 시험기 (MTS 810 Material Test systems corp., Minnesota, U.S.A)에 30°경사를 갖는 스테인레스 스틸 주형을 제작하여 연결하고, 연결된 주형에 시편을 고정하고 실험 조건에 따라 반복 하중을 가하였다. 또한 식립 높이, 즉 지지 골 소실에 따른 피로 수명 변

화를 조사하기 위하여 시료 고정 지그의 표면으로부터 고정체를 각각 2mm, 4mm씩 노출시켜 피로 시험하였다. 임플란트에 가하는 피로 하중은 하중 제어 방식과 사인파 (sine) 형태의 하중을 가하여 피로 시험하였다. 실온에서 피로 시험을 실시하였고 최대 하중을 600N, 최소 하중은 최대 하중의 10%에 해당하는 60N을 선택하였으며, 피로 시험 주파수는 ISO14801에 따라 14Hz로 고정하였다. 모든 피로 시험은 임플란트가 파절될 때까지 수행하였으며, 각 피로 시험편의 파절 위치를 자세히 조사하여 도표로 작성하고, 피로 시험에서 얻은 피로 수명에 대해 통계 패키지 (SPSS, ver.12)를 이용하여 통계 분석을 실시하였다. 통계 분석은 피로 수명의 대표값 및 분포 형태를 나타내는 기술 통계 및 모집단의 특성을 파악할 수 있는 추정 통계를 실시하였다.

2) 주사전자현미경 관찰

주사전자현미경 관찰은 Hitachi S-3000H (Hitachi Instruments, Inc, San Jose, USA)를 이용하여 실험하였다. 마크로 사진 촬영을 한 후에 대표적인 시편을 골라 피로 파절 시험편을 주사전자현미경으로 촬영하여 고정체 및 지대주 나사의 파절 위치와 파절 양상 등을 관찰하였고, 파절면을 관찰하여 파절의 형태와 파절의 진행을 분석하였다. 시편 표면 이물질 제거를 위해서 5분 동안 초음파 세척 후 시편을 관찰하였으며, 파절면을 500배로 촬영했으며 특징적 소견이 발견된 부위를 4,000-10,000배로 확대하여 관찰하였다.

3) 유한 요소 분석

유한 요소 해석을 실시하기 위해서는 먼저 임플란트 시스템의 형상 및 치수를 나타내는 기하 모델의 생성이 필요하다.

(1) 임플란트 기하 모델 및 유한 요소 모델

① 임플란트 기하모델

3차원 기하모델을 단순화하기 위하여 임플란

트 고정체의 내부 나사와 연결 나사 사이에 빈 공간이 없다고 가정하였으며, ANSYS (Ver10.0, Ansys Corp., USA)를 이용하여 전처리(pre-processing) 과정을 시행하였다. 임플란트 시스템의 2차원 단면 모형과 치수 측정 결과로부터 임플란트 시스템의 3차원 모형을 생성하였다.

② 임플란트 유한 요소 모델

본 유한 요소 모델은 대칭 형상으로 절반만 모델링한 후 대칭 경계조건(symmetry B.C.)을 적용하여 3차원 유한 요소 모델을 생성하였고, 3차원 유한 요소 모델에서는 46,324개의 사면체 절점(tetrahedron node)과 292,948개의 요소로 분할하여 해석하였다. 응력 해석을 위한 모델은 고정체(fixture), 고정 나사(abutment screw), 지대주(abutment), 지대주를 덮는 캡(cap), 치밀골(compact bone)로 구성되어 있으며, 각 구조물간 요소의 연결은 완전한 접합을 이루는 것으로 가정하였다. 특히 임플란트의 피로 시험 조건과 일치시키기 위하여 임플란트는 치밀 골판에 30°경 사지게 식립하는 조건으로 가정 하였으며, 응력 해석의 정확성을 기하기 위하여 임플란트 고정체와 고정체에 인접한 골 부위를 세밀한 격자(mesh)로 나누었다. 치과 임플란트에 대한 ISO 피로 시험 조건과 일치시키기 위하여 고정체(4.0×13.0 mm)와 지대주(4.0×7.0 mm)가 고정 나사에 의해 연결된 총 길이가 20.0mm인 임플란트 시스템을 피질 골에 7.0mm, 9.0mm 매식하는 것으로 가정하였다.

(2) 재료 물성

유한 요소 해석에 있어서 해의 근사치를 구하기 위하여 임플란트 시스템을 구성하는 고정체, 고정 나사, 치밀 골을 강소성체 (rigid-plastic)로 가정하였고, 임플란트 각 구성 부품들은 완전한 접합을 이루는 것으로 가정하였다. 임플란트 고정체의 재질은 grade IV 순수 티타늄, 고정 나사는 Ti6Al4V 티타늄 합금, 지대주는 티타늄 합금 grade III로 이루어져 있으며, 지대주를 덮는 캡은 스테인리스 스틸로 이루어져 있다.

(3) 하중 조건

임플란트 시스템의 축방향에 30° 경사지게 하중을 부가하여 피로 시험 조건과 일치시켰으며, 이때 가해지는 하중은 대구치의 최대 교합력 600N 조건으로 가해지도록 하였다.

결 과

1. 임플란트 피로 수명

Table I 은 시료의 고정 지그 표면으로부터 임플란트 고정체 (4.0×13 mm)를 각각 2mm, 4mm씩 노출시켜 피로 시험한 EP, IP, ET, IT군의 평균 피로 수명 결과를 나타내고 있다.

전체군의 평균 피로 수명결과는 EP4[110,251(±61,260)회], ET2[76,746(±13,750)회], IP4[46,113(±9,800)회], EP2[45,423(±13,300)회], ET4[32,536(±20,525)회], IT2[16,435(±5,540)회], IP2[13,606

(±2,295)회], IT4[5,702(±1,721)회] 순으로 저하되어 나타났다.

임플란트 연결 방법에 따른 피로 수명 결과를 보면 외부 연결형은 EP4, ET2, EP2, ET4군 순으로 저하되었고, 내부 연결형은 IP4, IT2, IP2, IT4군 순으로 저하되어 나타났다.

임플란트 형태에 따른 피로 수명 결과를 보면 평행형은 EP4, IP4, EP2, IP2군 순으로 저하되었고, 침형은 ET2, ET4, IT2, IT4군 순으로 저하되어 나타났다.

임플란트 노출 정도에 따른 피로 수명 결과는 2mm 노출형은 ET2, EP2, IT2, IP2군 순으로, 4mm 노출형은 EP4, IP4, ET4, IT4군 순으로 피로수명이 저하되어 나타났다(Fig. 1).

동일 종류의 임플란트의 경우 외부 연결형 임플란트의 평균 피로 수명이 내부 연결형 임플란트 평균 피로 수명보다 높게 나타났고, 평행형 임플란트가 침형 임플란트보다 피로 수명이 높

Table I. Results of fatigue lives for implant systems with different exposure level (cycles)

No.	2mm exposure groups				4mm exposure groups			
	EP2	IP2	ET2	IT2	EP4	IP4	ET4	IT4
1	36,069	11,059	63,875	22,095	85,307	66,002	9,978	8,546
2	47,493	17,790	59,210	20,279	33,663	39,486	51,937	6,986
3	34,144	13,875	79,802	8,778	134,541	36,964	7,895	7,093
4	55,317	12,334	83,917	12,207	104,178	43,419	42,141	6,066
5	32,702	13,037	101,567	15,625	216,379	43,058	57,286	4,508
6	47,259	13,184	83,879	13,643	82,583	54,997	8,489	3,814
7	38,385	15,589	76,015	13,717	172,321	38,790	44,484	4,389
8	72,007	10,981	65,701	25,133	53,036	46,187	38,078	4,212
Mean	45,423	13,606	76,746	16,435	110,251	46,113	32,536	5,702
SD*	13,300	2,295	13,750	5,540	61,260	9,800	20,525	1,721

※SD: standard deviation

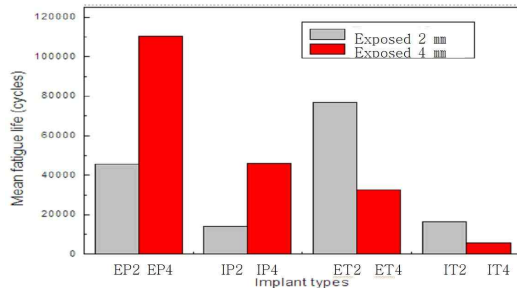


Fig. 1. Histogram showing mean fatigue life of implant systems with different exposure level.

게 나타났다. 하지만 노출 정도에 따른 임플란트의 피로 수명은 2mm 노출군에서는 침형이 평행형 보다 높았고, 4mm 노출군에서는 평행형이 침형보다 높았다.

2. 피로 시험 결과에 대한 통계 분석

본 연구에서는 데이터 분석을 위해 널리 사용되고 있는 SPSS version 12.0 통계 프로그램을 이용하여 피로 수명에 대한 기술 통계 및 추정 통

계를 실시하였다.

Table II는 시료 고정 지그 표면으로부터 임플란트 고정체를 각각 2mm, 4mm씩 노출시켜 피로 시험한 EP, IP, ET, IT군의 피로 수명의 평균, 표준 편차, 표준 오차[표준 오차=표준 편차/SQRT(N)], 표준 평균에 대한 95% 신뢰 구간 하한값 및 상한값을 나타내고 있다.

1) 일원배치분산

시료 전체(8가지 피로 시험 조건), 고정체를 2mm 노출시킨 임플란트 시스템, 고정체를 4mm 노출시킨 임플란트 시스템 군들에 대한 일원배치분산 분석 결과 집단간 유의 확률이 각각 7.2×10^{-12} , 6.0×10^{-6} , 4.4×10^{-13} 으로써 95% 유의 수준에서 임플란트 시험 집단 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 평균 동질성에 대한 Welch 검정의 유의 확률이 각각 6.8×10^{-13} , 4.8×10^{-7} , 5.8×10^{-8} 로써 95% 유의 수준에서 평균 피로 수명에 있어서도 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 이와 같은 사실로부터 전체 임플란트의 경우 평균 피로 수명이 동일한 몇 개의 군으로 나누어진다는 것을 알 수 있다.

Table II. Descriptive statistics of fatigue lives of four kinds of implant systems

Group	Test Number	Mean	SD	95% significance level for mean		Minimum	Maximum
				low limit	heigh limit		
EP2	8	45423	13300	34304	56542	32702	72007
IP2	8	13606	2295	11687	15525	10981	17790
ET2	8	76746	13750	65251	88241	59210	101567
IT2	8	16435	5540	11803	21066	8778	25133
EP4	8	110251	61260	59036	161466	33663	216379
IP4	8	46113	9800	37919	54306	36964	66002
ET4	8	32536	20525	15377	49695	7895	57286
IT4	8	5702	1721	4263	7141	3814	8546

2) 피로 수명에 대한 사후 검증

(1) 전체 임플란트 피로 수명에 대한 사후 검증 P4군과 ET2군의 피로 수명이 가장 우수한 것으로 평가되었으며 EP4군은 IP4, ET4, IT4, EP2, CIP2, IT2군보다 피로 수명이 우수한 것으로 나타났고, ET2군은 IT4, EP2, CIP2, IT2군보다 우수하며, EP2와 IP4군은 IT4군보다 피로 수명이 우수한 것으로 나타났다. 한편, EP4와 ET2군, EP2와 IP4군, ET2, IP2군과 IT2군, ET4, EP2, IP4, IT4군과 IP2, IT2, ET4군은 각각 피로 수명이 동일한 군으로 분류되었다.

(2) 2mm 노출 임플란트 피로 수명에 대한 사후 검증

95% 신뢰 수준에서 전체 임플란트는 EP2군, ET2군, IP2-IT2군 3개의 집단 군으로 분류되었다. ET2군은 EP2군보다 피로 수명이 우수하고, IP2군과 IT2군 사이에는 95% 신뢰 수준에서 피로 수명에 있어서 유의한 차이가 없는 것으로 판정되었다.

(3) 4mm 노출 임플란트 피로 수명에 대한 사후 검증

95% 신뢰 수준에서 전체 임플란트는 2개의 집단 군으로 분류되었다. EP4군은 IP4, ET4, IT4군보다 피로 수명이 가장 우수한 것으로 나타났으며, IP4군과 ET4, IT4군은 95% 신뢰 수준에서 피로 수명이 동일한 것으로 판정되었다.

3. 피로 시험편 파단면 관찰

1) 피로 파절 시험편 마크로 관찰

(1) 고정체가 2mm 노출된 임플란트의 피로 파절 양상

고정체를 2mm 노출 시킨 상태에서 총 8개를 피로 시험한 EP2군 중 5개는 고정체만 파절되고, 나머지 3개는 임플란트 고정체와 지대주 나사가 모두 파절되었다. 고정체의 platform과 나사가 파절된 임플란트의 경우 피로 균열이 고정체 몸체

와 육각부가 접하는 경계부에서 시발되어 고정체 첫 번째 나사부로 경사지게 파절되었다. ET2군은 총 8개 중 6개가 고정체의 몸체와 육각부가 교차하는 경계부에서 첫번째 나사골부로 경사지게 파절이 발생되었고, 나머지 2개는 고정체 사공간 상부에서 고정체와 지주대 나사 둘 다 파절되었다.

고정체를 2mm 노출시켜 피로 시험한 IP2군 및 IT2군의 파절 위치를 보면 임플란트 형태와 무관하게 내부 연결 임플란트 시스템은 고정체는 파절이 안되고 지대주와 지대주 나사만 둘 다 파절되었다. 지대주의 경우 지대주 몸체와 고정체 육각부가 접하는 경계 부위에서 수평으로 파절되었으며, 지대주 나사의 경우 나사 시작 부위에서 주로 파절이 발생되었다.

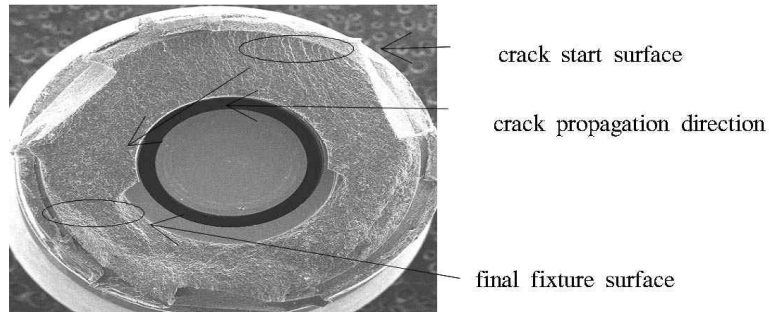
(2) 고정체가 4mm 노출된 임플란트의 피로 파절 양상

고정체 노출 높이를 4mm로 고정시킨 EP4군의 8개 모두가 지대주 나사 침부 고정체 사공간부에서 파절이 발생되었으며, 임플란트 고정체의 근단측으로 갈수록 직경이 좁아지는 ET4군 역시 고정체 8개 모두가 지대주 나사 침부 근처 고정체 사공간부에서 파절이 발생되었다.

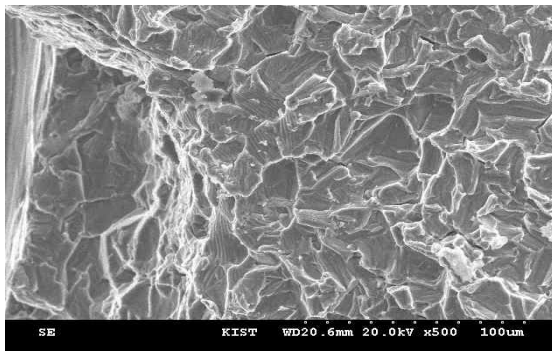
임플란트의 고정체를 4mm 노출시켜 피로 시험한 IP4군은 8개 모두가 지대주 나사 침부 근처 고정체 사공간부에서 파절이 발생되었고, 임플란트 고정체의 근단측으로 갈수록 직경이 좁아지는 IT4군은 8개 고정체 중 6개는 지주대 나사 침부 근처 고정체 사공간부에서 파절이 발생되었고, 나머지 2개는 고정체 사공간보다 높은 위치에서 고정체와 지대주 나사 둘 다 파절되었다.

2) 피로 파절 시험편 주사전자현미경 관찰

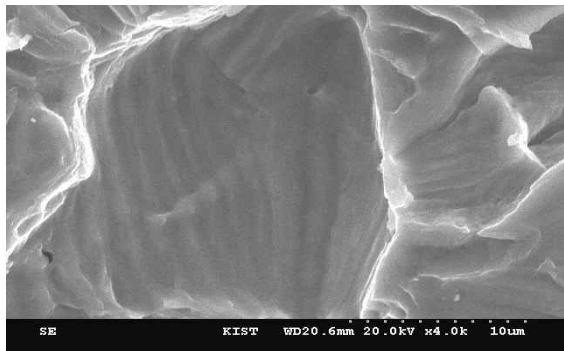
피로 파절 임플란트에 대한 파절 형태를 분류하면 크게 3가지 특징으로 나타난다. 즉, 고정체의 사공간부에서 고정체만 파절, 고정체와 지대주 나사 둘 다 파절, 지대주와 고정체 육각부가 접하는 경계부에서 지대주와 지대주 나사 둘 다



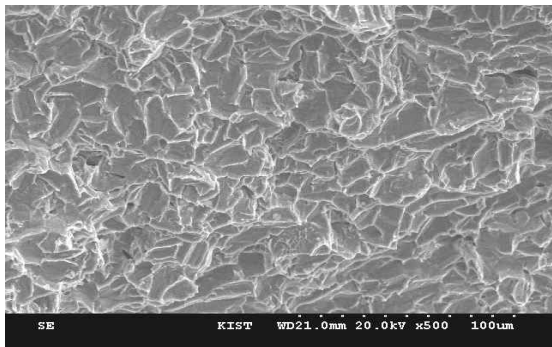
(a) The macro picture of implant fracture surface.



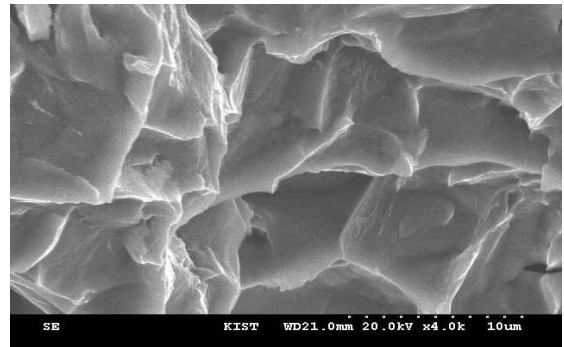
(b1) fixture crack propagation area (low mag. x 500)



(b2) fixture crack propagation area (high mag. x 4000)



(c1) fixture final fracture area (low mag. x 500)

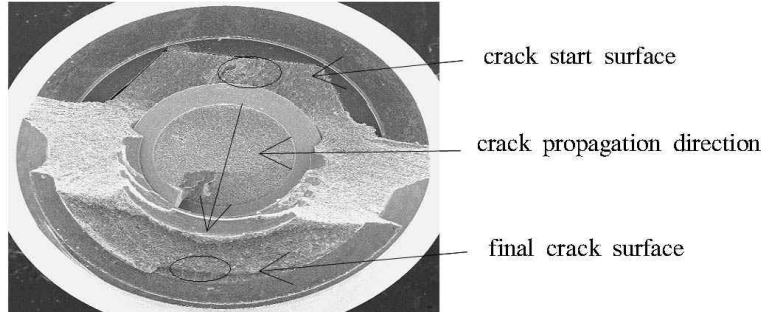


(c2) fixture final fracture area (high mag. x 4000)

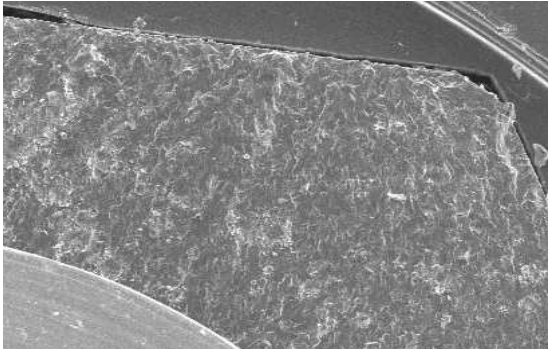
Fig. 2. SEM fractographs of abutment in the EP4 implant system with 4mm exposure height.

파절된 경우로 나눌 수 있었다. 따라서 본 연구에서는 주사전자현미경을 이용하여 위에서 분류한 3가지 파절 형태로 파손된 대표적인 임플란트 각 1종을 선택하여 파단면을 자세히 관찰하였다.

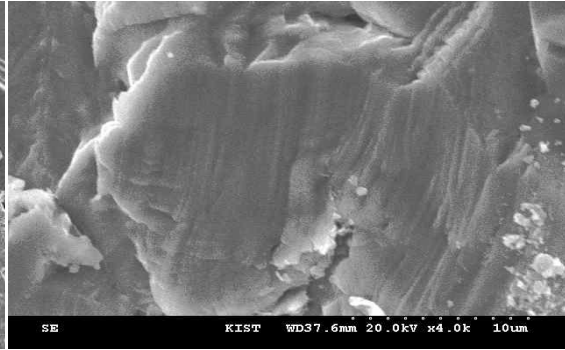
Fig. 2는 고정체만 피로 파절된 EP4군의 대표적인 고정체 파단면을 주사전자현미경(SEM)으로 관찰한 사진이다. EP4군 피로 파절면의 균열시발부에서는 피로의 전형적인 특징을 나타내는 다수의 해안무늬(beach marks)들이 관찰되었으



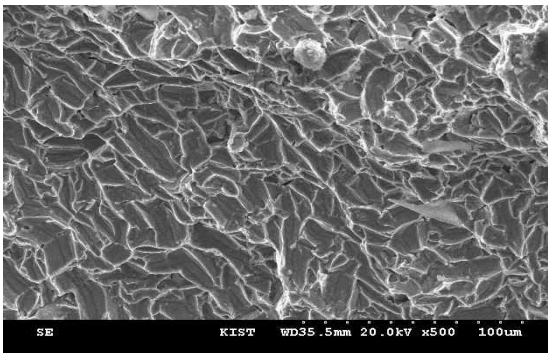
(a) the macro picture of implant fracture surface



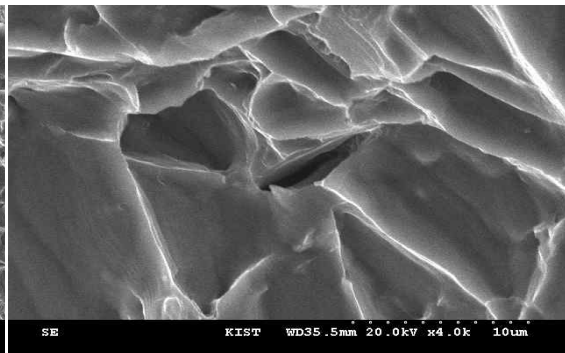
(b1) fixture crack propagation area (low mag. x 500)



(b2) fixture crack propagation area (high mag. x 4000)



(c1) fixture final fracture area (low mag. x 500)



(c2) fixture final fracture area (high mag. x 4000)

Fig. 3. SEM fractographs of abutment in the EP2 implant system with 2mm exposure height.

며, 파단면은 벽개파면으로 이루어져 있고, 균열 전파부에서 촬영한 고배율에서는 다수의 피로 줄무늬들이 관찰되었다. 최종 파절면은 피로 파절면과 유사한 취성파괴 특징을 나타내는 벽개

파면으로 이루어져 있었다. 특히, 고배율 사진 상에 나타난 피로 줄무늬들의 방향이 일정하지 않고 위치에 따라 다소간 변화가 있는데 이와 같은 현상은 티타늄의 전형적인 특징으로 평가된

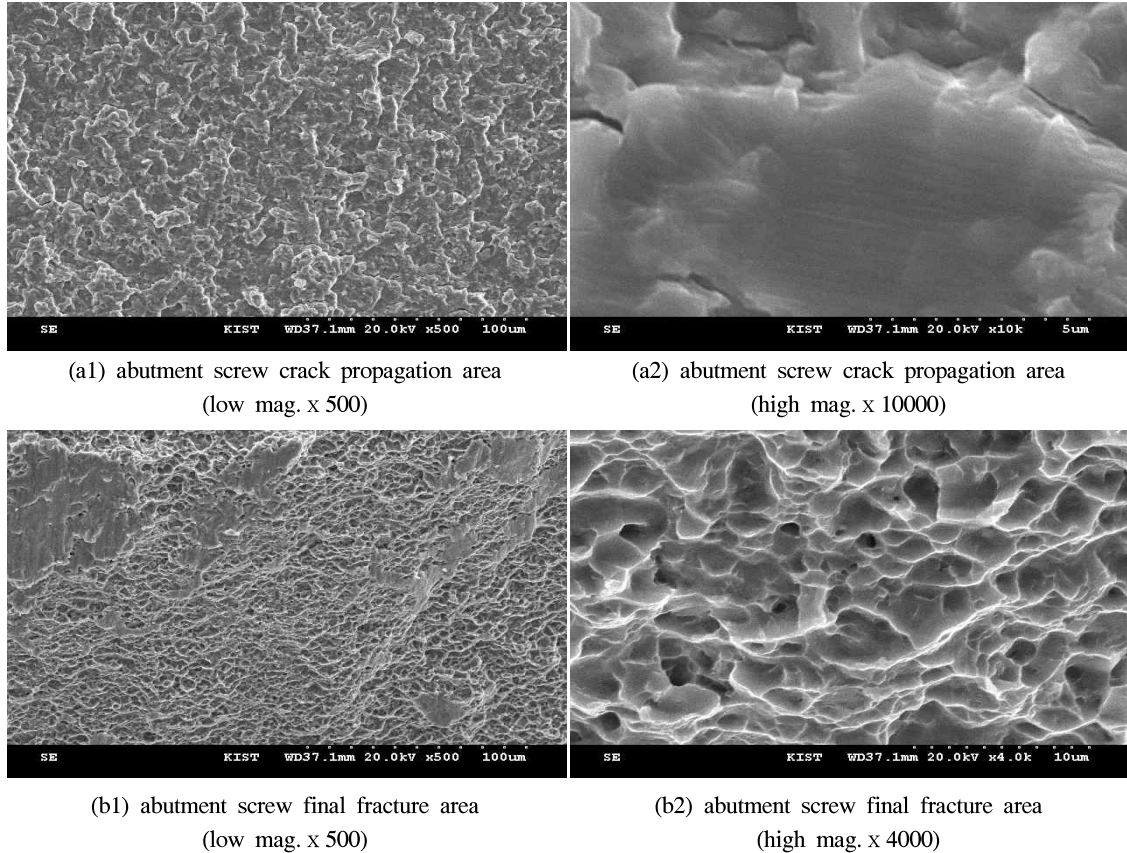


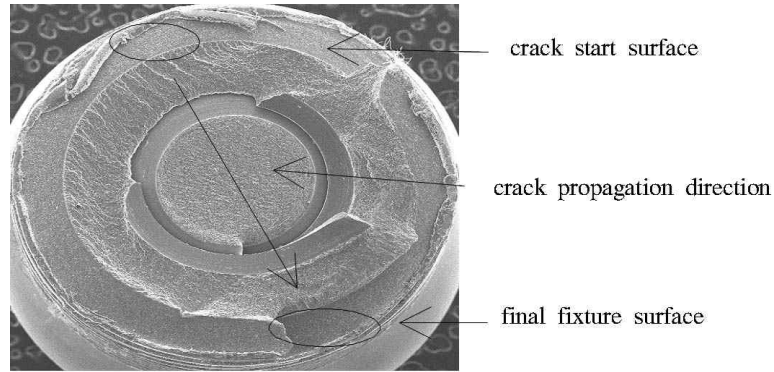
Fig. 4. SEM fractographs of abutment screw in the EP2 implant system with 2mm exposure height.

다. 한편 최종 파단부에서의 파단면은 취성파괴의 전형적인 특징인 벽개파면으로 이루어져 있었고 그 외 별다른 현상은 관찰되지 않았다.

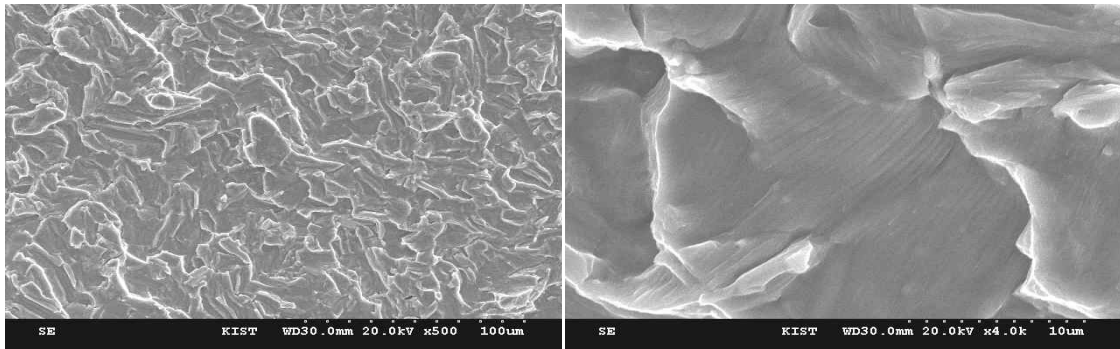
Fig. 3, 4는 고정체 육각부위에서 고정 나사 방향으로 경사지게 고정체와 지대주 나사 모두가 피로 파절된 EP2군의 대표적인 파단면을 주사전자현미경(SEM)으로 관찰한 사진이다. 파절된 EP2군의 파단면은 벽개파면으로 이루어져 있고, 균열 전파부에서 촬영한 고배율에서는 다수의 피로 줄무늬들이 관찰되었으며, 최종 파단부에서의 파단면은 벽개파면으로 이루어져 있었다. 지대주 나사의 파절면은 고정체 파절면의 피로

균열 시발 및 전파부는 준벽개 파절 특성을 나타내고, 최종 파절부는 전형적인 연성파괴 특징을 나타내는 다수의 뒨플들로 이루어져 있으며 균테균테 마모 흔적들이 관찰되었다.

Fig. 5, 6는 고정체 사공간 상부에서 수평으로 고정체와 지대주 나사 둘 다 피로 파절된 IT4군의 대표적인 고정체와 지대주 나사의 파단면을 주사전자현미경(SEM)으로 관찰한 사진이다. 임플란트 머리부에서 꼬리부로 갈수록 직경이 가늘어지는 침형 IT4군의 고정체 피로 파절면에 대한 마크로 사진상에서는 다수의 톱니무늬 및 요철이 존재하였으나 지대주 나사의 파절면은 아

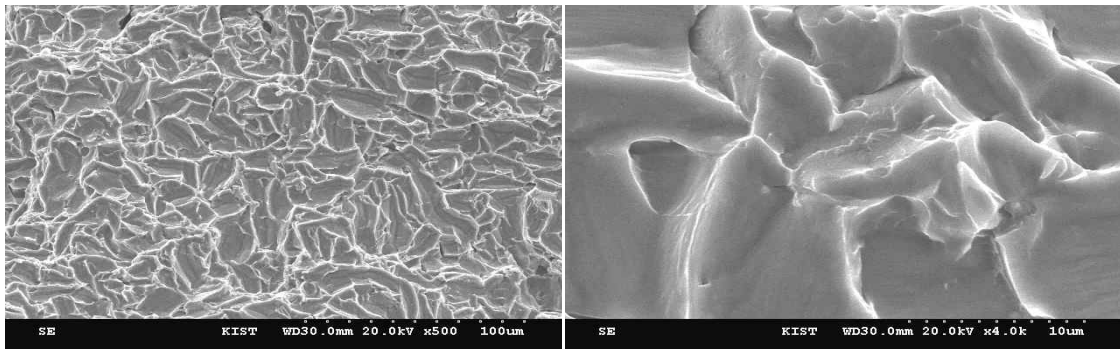


(a) The macro picture implant fracture surface



(b1) fixture crack propagation area (low mag. x 500)

(b2) fixture crack propagation area (high mag. x 4000)



(c1) fixture final fracture area (low mag. x 500)

(c2) fixture final fracture area (high mag. x 4000)

Fig. 5. SEM fractographs of abutment in the IT4 implant system with 4mm exposure height.

주 평활하게 나타났다. 고정체 파절면은 벽개파면으로 이루어져 있고, 지대주 나사의 파절면은 취성파괴 특성을 나타내는 벽개파면과 연성파괴 특징을 나타내는 덩플 파면이 혼재하였다. 한편,

고정체 및 지대주 나사의 피로 균열 전파부에서는 다수의 피로 줄무늬들이 관찰되었는데 고정체의 피로 줄무늬들이 지대주 나사의 피로 줄무늬보다 훨씬 크게 나타났다.

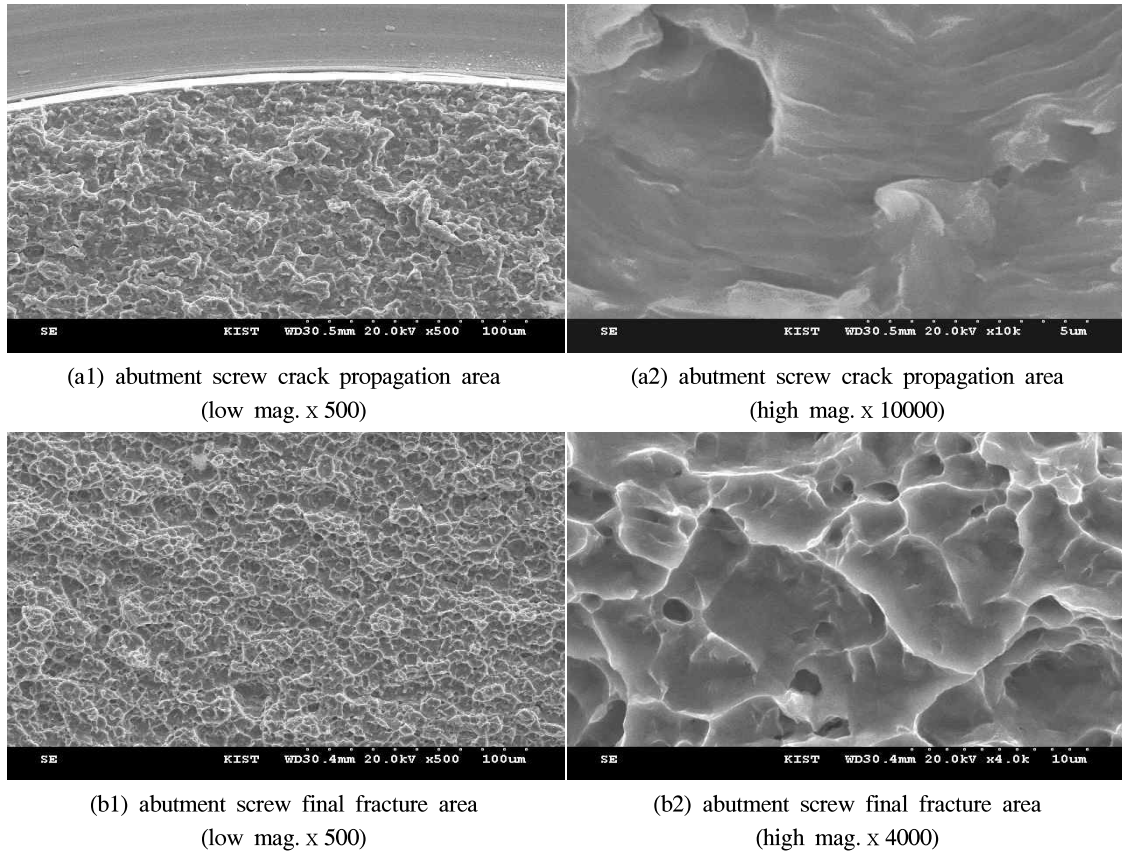


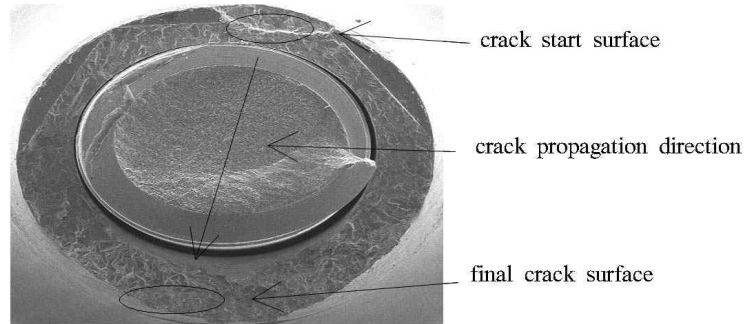
Fig. 6. SEM fractographs of abutment screw in the IT4 implant system with 4mm exposure height.

Fig. 7, 8은 고정체를 2mm 노출시켜 피로 시험한 결과 지대주와 지대주 나사 둘 다 피로 파절된 IT2군에 대한 대표적인 파단면을 주사전자현미경(SEM)으로 관찰해보면 고정체를 2mm 노출시켜 피로 시험한 IT2군은 지대주 몸체와 고정체 육각부가 접하는 경계부를 따라 수평으로 피로 파절이 발생되고, 그 경계부에 접해있는 지대주의 나사골을 따라 지대주 나사가 파절되었다. 피로 파절된 파단면에 대한 마크로 사진상에서는 다수의 톱니무늬 및 요철이 존재하였으나 지대주 나사의 파절면은 아주 평활하게 나타났다. 지대주의 파절면은 준벽개 파면으로 이루어져 있고, 지대주 나사의 파절면은 취성파괴 특성을 나타내는

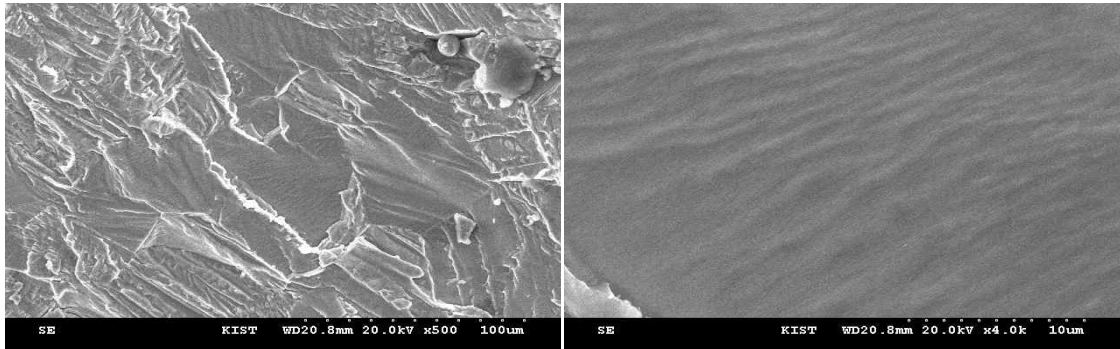
준벽개파면과 연성파괴 특징을 나타내는 덩플파면이 혼재하였다. 한편, 지대주 및 지대주 나사의 피로 균열 전파부에서는 다수의 피로 줄무늬들이 관찰되었는데 지대주 피로 줄무늬들이 지대주 나사의 피로 줄무늬보다 훨씬 크게 나타났다.

4. 유한 요소 해석 결과

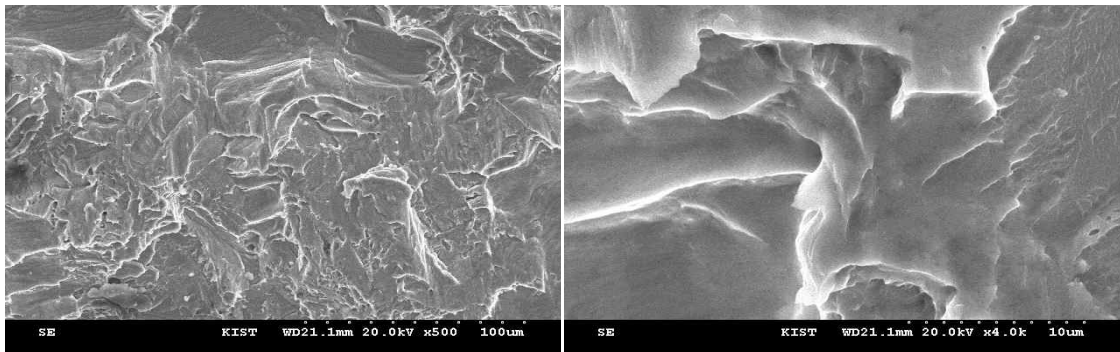
고정체를 2mm 노출 시킨 상태의 EP2, IP2, ET2, IT2군 임플란트의 응력 분포를 관찰했을 때, 임플란트 시스템과 무관하게 임플란트 시스템과 고정 지그가 만나는 지그의 표면부와 접촉하고



(a) the macro picture of implant fracture surface



(b1) abutment crack propagation area (low mag. x 500) (b2) abutment crack propagation area (high mag. x 4000)



(c1) abutment final fracture area (low mag. x 500) (c2) abutment final fracture area (high mag. x 4000)

Fig. 7. SEM fractographs of abutment in the IT2 implant system with 2mm exposure height.

있는 임플란트의 설측부와 협측부의 von Mises 응력이 다른 부위의 응력보다 높게 나타났다 (Fig. 9).

Fig. 10의 (a)와 (b)는 EP군 임플란트 시스템에

서 고정체를 2mm, 4mm 노출 시킨 상태에서 임플란트 축에 30°각도로 설측에서 협측으로 600N의 하중을 가했을 때 임플란트가 받는 응력의 크기를 나타내고 있다. 고정체의 노출 높이에 무관하

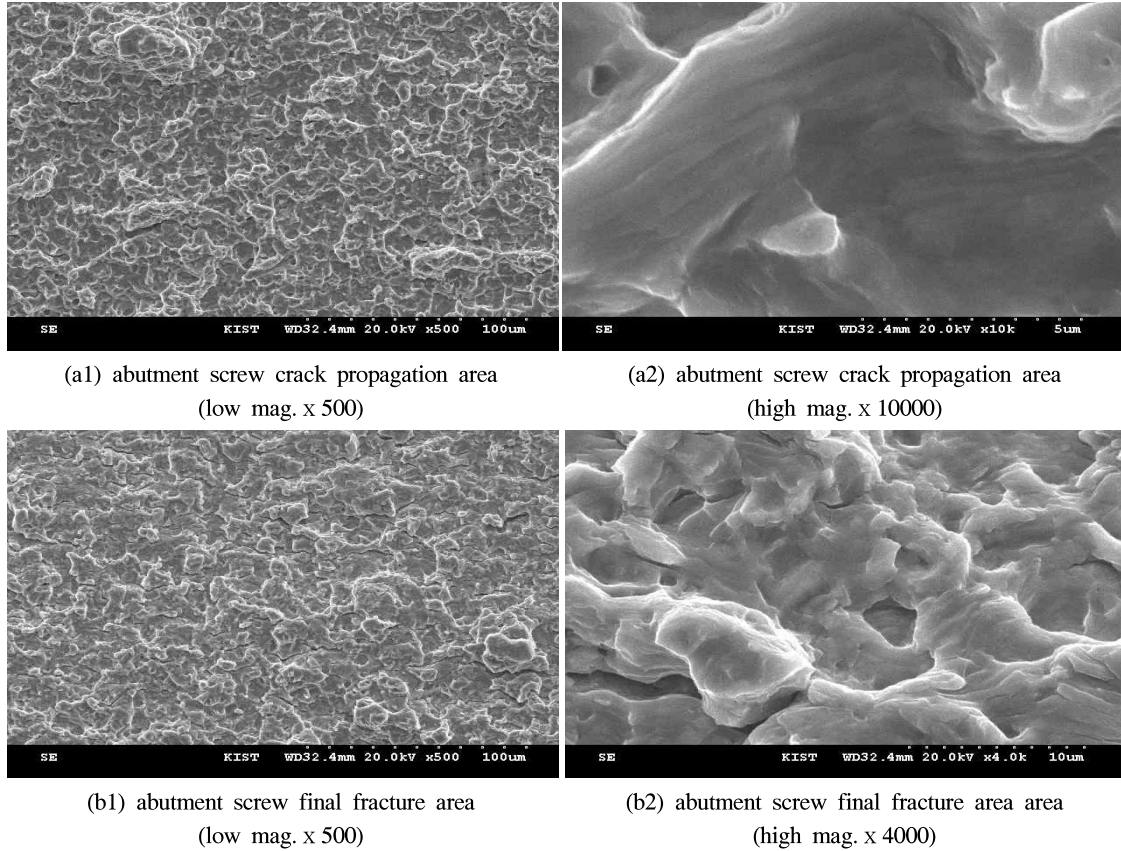


Fig. 8. SEM fractographs of abutment screw in the IT2 implant system with 2mm exposure height.

게 고정체와 지대주 나사 협측의 von Mises 응력이 설측의 최대 von Mises 응력보다 높게 나타났다. 한편, 임플란트 고정 지그의 표면으로부터 고정체를 2mm 노출 시킨 상태에서는 고정체 설측과 협측의 고정체 나사의 2번째 골부에서 최대 응력이 작용하였으며, 고정체를 4mm 노출 시킨 상태에서는 고정체 설측과 협측의 고정체 나사의 5번째 골부에서 최대 응력이 작용하였다. 고정체를 2mm 노출 시킨 상태에서 고정체 설측의 최대 von Mises 응력의 크기는 956MPa, 협측의 von Mises 응력의 크기는 1,656MPa, 고정체를 4mm 노출 시킨 상태에서 고정체 설측의 최대 von

Mises 응력의 크기는 1,403MPa, 협측의 von Mises 응력의 크기는 1,900MPa로써 고정체 노출 높이가 증가할수록 고정 지그 표면과 접촉되는 지점에서 임플란트에 작용하는 응력이 높게 나타났다. 또한, 고정체 노출 높이가 증가할수록 지대주 나사의 설측 및 협측의 두 번째 나사골부에 작용하는 고정 지그 표면과 접촉되는 지점에서 임플란트에 작용하는 von Mises 응력의 크기도 증가되었다.

Fig. 11의 (a)와 (b)는 ET군 임플란트 시스템에서 고정체를 2mm, 4mm 노출 시킨 상태에서 임플란트 축에 30°각도로 설측에서 협측으로 600N의

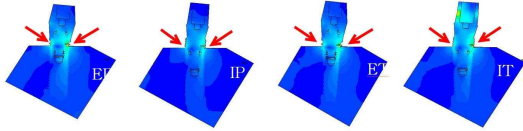


Fig. 9. Cross-sectional views showing von Mises stress distribution in four implant systems exposure of 2mm model.

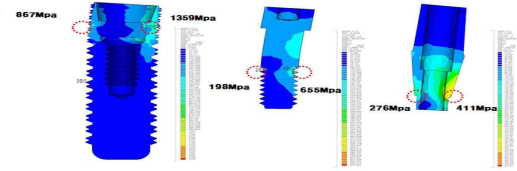


Fig. 12. Variations of stress level with exposed height in a internally connected parallel type implant system with exposure 2mm.

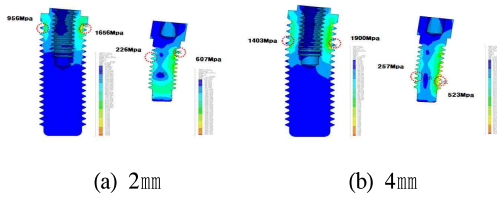


Fig. 10. Variations of stress level with exposure height in a externally connected parallel type implant system.

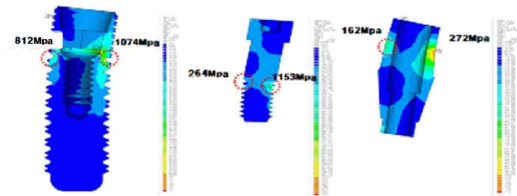


Fig. 13. Variations of stress level with exposed height in a internally connected parallel type implant system with exposure 4mm.

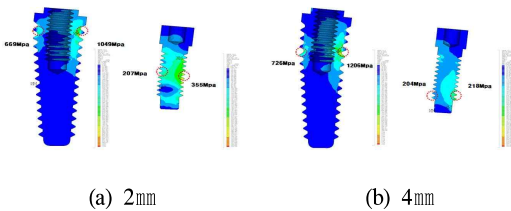


Fig. 11. Variations of stress level with exposed height in a externally connected tapered type implant system.

하중을 가했을 때 임플란트가 받는 응력의 크기를 나타내고 있다. 임플란트 고정 지그의 표면으로부터 고정체를 2mm 노출시킨 상태에서는 고정체 설측과 협측의 고정체 나사의 2번째 골부에서 최대 응력이 작용하였으며, 고정체를 4mm 노출시킨 상태에서는 고정체 설측과 협측의 고정체 나사의 5번째 골부에서 최대 응력이 작용하였다. 고정체를 2mm 노출시킨 상태에서 고정체 설측의 von Mises 응력의 크기는 669MPa, 협측의 최대

von Mises 응력의 크기는 1,049MPa, 고정체를 4mm 노출시킨 상태에서 고정체 설측의 최대 von Mises 응력의 크기는 726MPa, 협측의 von Mises 응력의 크기는 1,206MPa로써 고정체 노출 높이가 증가할수록 고정 지그 표면과 접촉되는 지점에서 임플란트에 작용하는 응력이 높게 나타났다. ET군 임플란트 시스템의 설측 및 협측에 작용하는 최대 von Mises 응력의 크기가 EP군 임플란트 시스템의 설측 및 협측에 작용하는 최대 von Mises 응력의 크기보다 낮게 나타났다.

Fig. 12와 13은 IP군 임플란트 시스템에서 고정체를 2mm, 4mm노출시킨 상태에서 임플란트 축에 30°각도로 설측에서 협측으로 600N의 하중을 가했을 때 임플란트가 받는 응력의 크기를 나타내고 있다. 고정체의 노출 높이에 무관하게 고정체와 고정체 나사 협측의 von Mises 응력이 설측의 최대 von Mises 응력보다 높게 나타났다. 한편, 임플란트 고정 지그의 표면으로부터 고정체를 4

mm 노출 시킨 상태에서는 고정체 설측과 협측의 고정체 나사산의 간격이 조밀한 이중 나사산의 4번째 골부에서 최대 응력이 작용하였으며, 고정체를 2mm 노출 시킨 상태에서는 고정체 설측과 협측의 고정체 나사산의 간격이 조대한 이중 나사산의 첫번째 나사산에서 최대 응력이 작용하였다. 고정체를 2mm 노출 시킨 상태에서 고정체 설측의 최대 von Mises 응력의 크기는 867MPa, 협측의 von Mises 응력의 크기는 1,359MPa, 고정체를 4mm 노출 시킨 상태에서 고정체 설측의 최대 von Mises 응력의 크기는 812MPa, 협측의 von Mises 응력의 크기는 1,074MPa로써 고정체 노출 높이가 증가할수록 고정 지그 표면과 접촉되는 지점에서 임플란트에 작용하는 응력이 낮게 나타났다.

한편 고정체 노출 높이가 2mm에서 4mm로 증가할수록 지대주 나사의 첫 번째 나사골 설측과 협측에 작용하는 von Mises 응력의 크기가 증가하였으나 지대주의 몸체와 고정체 육각부가 접하는 경계부에 작용하는 응력의 크기는 고정체의 높이가 증가할수록 감소하였다. 이와 같은 사실로부터 고정체 노출 높이가 감소 할수록 지대주의 경계부에 작용하는 von Mises 응력은 증가하고 그에 따라 지대주가 파절될 가능성이 증대되고, 고정체 노출 높이가 증가하면 증가 할수록 지대주 나사의 첫 번째 나사골에 작용하는 응력은 작아져 지대주 나사의 첫 번째 나사골에서 파절될 가능성이 낮아지게 된다.

Fig. 14과 15은 IT군 임플란트 시스템에서 고정체를 2mm, 4mm 노출 시킨 상태에서 임플란트 축에 30°각도로 설측에서 협측으로 600N의 하중을 가했을 때 임플란트가 받는 응력의 크기를 나타내고 있다. 임플란트 고정 지그의 표면으로부터 고정체를 4mm 노출 시킨 상태에서는 고정체 설측과 협측의 고정체 나사산의 간격이 5번째 나사골부에서 최대 응력이 작용하였으며, 고정체를 2mm 노출 시킨 상태에서는 고정체 설측과 협측의 고정체 나사산의 간격이 조대한 나사의 두번째 골부에서 최대 응력이 작용하였다. 고정

체를 2mm 노출 시킨 상태에서 고정체 설측의 최대 von Mises 응력의 크기는 430MPa, 협측의 von Mises 응력의 크기는 1,033MPa, 고정체를 4mm 노출 시킨 상태에서 고정체 설측의 최대 von Mises 응력의 크기는 1,244MPa, 협측의 von Mises 응력의 크기는 3,402 MPa로써 고정체 노출 높이가 증가할수록 고정 지그 표면과 접촉되는 지점에서 임플란트에 작용하는 응력이 급격히 높아졌다. 한편, 고정체 노출 높이가 2mm에서 4mm로 증가할수록 지대주 나사의 첫 번째 나사골 설측과 협측에 작용하는 von Mises 응력의 크기가 증가되었으나 지대주의 몸체와 고정체 육각부가 접하는 경계부에 작용하는 응력의 크기는 고정체의 높이가 증가할수록 감소하였다. 이와 같은 사실로부터 고정체 노출 높이가 감소 할수록 지대주의 고정체 육각부가 접하는 경계부에 작용하는 von Mises 응력은 커지고 그에 따라 지대주가

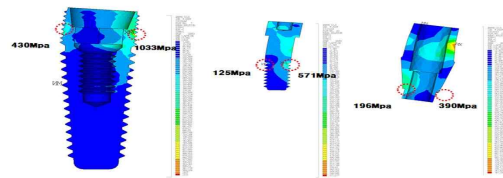


Fig. 14. Variations of stress level with exposed height in a internally connected tapered type implant system with exposure 2mm.

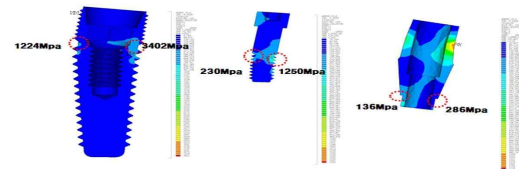


Fig. 15. Variations of stress level with exposed height in a internally connected tapered type implant system with exposure 4mm.

Table III. Summary of maximum von Mises stress at major locations of four implant systems

Group	Abutment exposure height(mm)	Fixture stress(Mpa)		Abutment screw stress(Mpa)		Abutment stress(Mpa)	
		lingual	buccal	lingual	buccal	lingual	buccal
EP	2	956	1656	226	607	-	-
	4	1403	1900	256	523	-	-
ET	2	669	1049	207	355	-	-
	4	726	1206	204	218	-	-
IP	2	867	1359	198	655	276	411
	4	812	1074	264	1153	162	272
IT	2	430	1033	125	571	196	390
	4	1224	3402	230	1250	136	286

파절될 가능성이 증가하고, 고정체 노출 높이가 증가 할수록 지대주 나사의 첫 번째 나사골에 작용하는 응력은 작아져 지대주 나사의 첫 번째 나사골에서 파절될 가능성이 낮아지게 된다.

Table III는 임플란트 고정체를 각각 2mm, 4mm 노출 시킨 상태에서 임플란트 축에 30° 방향으로 경사 하중 600N을 가할 경우 임플란트에 작용하는 von Mises 응력의 크기를 유한 요소법에 의해 계산한 결과를 요약 정리한 것이다.

총괄 및 고안

임플란트의 성공 및 실패는 임플란트 주변 골에 전달되는 응력의 형태에 의존하고,³⁰⁾ 임플란트에 굽힘 하중이 가해지면 이 굽힘 과하중은 치조골부에 굽힘 모멘트를 작용시켜 변연골 소실 및 임플란트의 피로 파절을 유발시킬 수 있다.^{9,18,29)} 특히, 임플란트 시스템에 지속적으로 가해지는 피로 하중은 유착된 골 소실을 유발시킬 뿐만 아니라 임플란트 파절에 크게 영향을 미치는 것으로 알려져 있다.¹⁹⁾

이에 본 연구에서는 고정체 주위의 골 소실, 임플란트 형태 및 연결형태가 임플란트의 피로 수명에 미치는 효과를 조사하기 위해 외부 연결 평행형(EP) 내부 연결 평행형(IP) 외부 연결 침형

(ET) 내부 연결 침형 (IT) 임플란트를 각각 2mm, 4mm 노출 시킨 상태에서 ISO14801에 명시된 각도 30°로 피로 수명을 실시하였으며, 통계 분석을 통하여 95% 신뢰수준에서 피로 수명을 비교하였다. 또한, 주사전자현미경을 이용하여 파단면을 조사하였으며, 유한 요소법을 이용하여 각도 30°로 600N의 하중이 임플란트에 가해질 때 임플란트 각부에 발생하는 von Mises 응력을 알아 보고자하였다.

임플란트 고정체가 고정 지그 표면으로부터 2 mm 노출된 EP2, IP2, ET2, IT2군 임플란트 시스템의 평균 피로 수명 (±표준편차)이 각각 45,423 (±13,300)회, 13,606(±2,295)회, 76,746 (±13,750)회, 16,435(±5,540)회로 EP2, ET2군의 평균 수명이 IP2, IT2군 평균 수명보다 높게 나타났으며, 고정체가 4 mm 노출된 경우에는 EP4, IP4, ET4, IT4군 임플란트 시스템의 평균 피로 수명 (±표준편차)이 각각 110,251(±61,260)회, 46,113 (±9,800)회, 32,536(±20,525)회, 5,702(±1,721)회로 EP4, IP4군 피로 수명이 ET4, IT4군 평균 수명 보다 높게 나타났다.

SPSS 통계 프로그램을 이용하여 이들 임플란트 피로 수명의 평균을 비교한 결과 고정체를 2 mm 노출 시켜 피로 시험한 경우 임플란트의 피로 수명이 신뢰 수준 95%에서 다음과 같은 세 가지

부 집단 군으로 나누어 졌다. ET2군의 피로 수명이 가장 우수하고, EP2군이 두 번째로 피로 수명이 우수하며, IP2군과 IT2군 사이에는 평균 피로 수명에 있어서 큰 차이가 없는 것으로 나타났으며, 고정체를 4 mm 노출 시킨 경우 임플란트의 피로 수명이 신뢰 수준 95%에서 EP4군이 ET4, IP4, IT4군에 비해 피로 수명이 우수한 것으로 평가되었고, ET4, IP4, IT4군 사이에는 신뢰 수준 95%에서 평균 피로 수명의 차이가 없는 것으로 나타났다.

금속 재료 및 구조물에 반복적으로 응력 또는 하중이 가해질 때 응력의 반복 횟수가 증가됨에 따라 금속 재료의 하중 지지 능력이 저하되어 정적 하중 조건하에서 재료의 항복 강도 또는 파괴 강도보다 훨씬 낮은 하중에서도 부품 및 시험편이 파괴 되게 되는데 이와 같이 반복적으로 가해지는 힘에 의해 정적 하중 조건하에서 재료의 파괴 강도보다 낮은 응력 하에서 파괴 되는 현상을 피로 파괴라 정의한다. 임플란트의 파절은 항복 강도 또는 파괴 강도 이상의 하중이 가해질 때 순간적으로 발생하는 순간 파절³⁷⁾과 항복 강도 이하의 하중이 반복적으로 가해질 때 장기간에 걸쳐 파손이 진행되는 동적 피로 파절에 의해 발생될 수 있다. 피로 파절은 크게 3 단계 과정 즉, 균열 생성, 균열 전파, 최종 파단 과정을 거쳐서 발생되는데, 피로 파절이 발생되기 위해서는 변동 응력, 인장 응력, 소성 변형이 동시에 작용하여야만 된다. 한편 다결정으로 이루어진 금속 재료에 소성 변형이 계속되면 결국 파괴가 일어나는데, 최종 파절이 발생되기 전에 많은 소성 변형이 발생하는 파절을 연성파절이라고 하고, 반대로 유리처럼 소성 변형이 거의 없이 발생하는 파절을 취성 파절이라 한다. 통상적으로 딥플³⁸⁾로 이루어져 있는 연성파절은 거친 파단면을 나타내고, 결정학적인 벽개면을 따라 균열이 전파되는 취성파절은 매끈한 파단면을 나타낸다. 본 연구에서 피로 현상에 의해 파절된 임플란트 고정체와 지대주의 파단면은 취성파괴의 전형적인 특징인 벽개 파면을 나타내었으며, 피로 균열 시

작부 및 전파부에서는 피로의 전형적인 특징인 피로 줄무늬가 관찰되었다. 또한, 피로 파절된 지대주 나사 파단면의 피로 균열 시작부 및 전파부에서도 피로의 전형적인 특징인 피로 줄무늬가 관찰 되었으나 균열 시발부와 전파부에서는 취성파괴 특징인 준벽개 파면을 나타내고 최종 순간 파절부에서는 연성파괴의 특징인 딥플파면을 나타내었다. 이와 같은 사실로부터 피로 시험 도중에 파절된 고정체, 지대주, 지대주 나사는 피로 균열의 생성 및 전파 과정을 거쳐, 임계 크기 이상으로 가해지는 하중을 더 이상 견디지 못하고 파절되는 피로의 전과정을 거쳐서 파절 되었다는 것을 알 수 있었다. 피로 파절된 임플란트를 마크로 사진으로 관찰한 결과 피로 파절 형태를 크게 3가지 즉, 고정체의 사공간부에서 고정체만 파절, 고정체와 지대주 나사 둘 다 파절, 지대주의 몸체와 고정체 육각부가 접하는 경계부에서 지대주와 지대주 나사 둘 다 파절된 경우로 분류하였다. 고정체를 2mm 노출 시켜 피로 시험한 경우 내부 연결형 임플란트는 모두 지대주 몸체와 고정체 육각부가 교차하는 지대주 경계부에서 수평으로 파절이 발생되었으나 외부 연결형 고정체의 경우 고정체 육각부 또는 고정체의 platform으로부터 고정체 나사부로 경사지게 파절이 발생되었다.

임플란트 전체 군에 대한 최대 유효 응력을 주 응력 성분으로 분석한 결과, 설측에는 인장 응력이 작용하고, 협측에는 압축 응력이 작용하는 것으로 나타났다. 따라서 하중이 설측에서 협측으로 가해질 경우 인장 응력이 작용하는 설측에서는 피로 균열이 시작되어 협측으로 전파되고, 피로 균열의 크기가 임계 크기 이상 되면 임플란트가 하중을 더 이상 지탱하지 못하고 순간적으로 파절되게 되며, 과도한 압축 응력이 작용하는 협측에서는 주변 골 소실이 발생하게 된다.³⁹⁾ 이와 같은 유한 요소 예측 결과는 피로 균열이 설측에서 시작되어 협측으로 전파된다는 전자 현미경을 이용한 파면 관찰 결과와 일치하였다.

구치부에 최대 하중인 600N이 가해질 때, 유한

요소법에 의해 계산된 고정체가 파절된 임플란트 군에 작용하는 최대 유효 응력(669~3,402MPa) 값이 티타늄 grade IV의 항복 강도 483MPa 보다 높기 때문에 피로 시험 중, 임플란트 고정체 설측 나사골부에 소성 변형이 집중되어 고정체 나사골 부위에서 피로 균열이 발생된다는 것을 확인 할 수 있었다.⁴⁰⁻⁴¹⁾ 한편, 임플란트 고정체를 2mm 노출시켜 피로 시험한 경우 지대주의 고정체의 육각부와 접하는 경계부에서 피로 파절이 발생하였다. 지대주와 고정체 육각부가 접하는 경계부에 대한 유한 요소 해석 결과 설측의 von Mises 응력의 크기가 196~276MPa로써 티타늄 grade III의 항복강도 380 MPa보다 낮게 나타났다. 한편, 순수 전단 응력 상태(비틀림 시험의 경우)에서 항복이 일어날 경우, 순수 전단에서의 항복 응력(τ_0)은 $\tau_0 = \sigma_1 = k$ 로 표시된다. 따라서 von Mises의 항복 조건에 의하면 1 축 응력에서의 항복점 σ_0 와 순수 전단에서의 항복점 k 와의 비는 다음과 같이 표시된다.

$$\sigma_0/k = \sqrt{3} \quad \text{또는} \quad \kappa = 1/\sqrt{3} = 0.577 \sigma_0$$

상기의 von Mises 항복 조건식(k)에 티타늄 grade III의 항복 강도를 대입하여 이용하여 항복점의 응력을 구하면 약 212MPa가 된다. 유한 요소법을 이용하여 계산된 응력 값이 참값이 아니라 근사값이라는 사실을 고려할 때 유한 요소법에 의해 구해진 응력 196~276MPa으로 지대주가 피로 파절될 수 있다는 가능성을 제시하고 있다.

유한 요소법을 이용하여 임플란트에 작용하는 응력을 예측할 경우 실제 임플란트가 받는 응력은 유한 요소법에 의해 계산된 유효 응력과는 다소간의 차이가 존재할 수 있다고 할지라도 고정체를 4mm 노출 시킨 경우 임플란트에 작용하는 응력에 대한 유한 요소 분석 결과는 응력 집중부위, 즉 응력이 가장 높게 걸리는 지그와 임플란트가 접촉하는 부위로 예측할 수 있었고, 대부분의 임플란트 고정체의 파절은 시료를 고정하는 지그 표면부와 일치하는 위치에서 발생되었고, 내부에 사공간을 가지고 있는 고정체 3-4번째 나사골이 시료의 고정 지그 표면과 일치할 때 주로

고정체가 피로 파절 되었다는 것을 실험을 통해 확인 할 수 있었으며, 실제 상악골, 하악골의 대구치부에 식립된 임플란트 고정체도 3-4번째 나사골에서 파절이 발생되었다는 것을 여러 문헌을 통해 알 수 있었다.^{29,42)} 하지만 임플란트 고정체를 2 mm 노출 시켜 시험한 경우 외부 연결형 임플란트 시스템은 고정체의 사공간부 및 고정체 몸체와 육각부가 접하는 고정체 경계부에서 경사지게 피로 파절이 발생되었고, 내부 연결형 임플란트 시스템은 지대주의 몸체와 고정체 육각부가 접하는 지대주 경계부에서 수평으로 피로 파절이 발생되었다. 이와 같은 실험 결과는 임플란트 주변 골의 소실이 적은 상태에서도 이상 기능 습관에 의해 과도한 하중이 임플란트에 가해질 때 응력이 집중되는 외부 연결형 임플란트 고정체의 골능 수준과 일치하는 경계부 및 내부 연결형 임플란트 지대주의 고정체 육각부와 접하는 경계부에 피로 파절이 발생할 수 있다는 사실을 암시하고 있다.

한편 동일한 형태(평행형 또는 침형)의 임플란트일 경우 내부 연결형의 임플란트 시스템의 피로 수명이 외부 연결형 임플란트 시스템의 피로 수명보다 낮다는 사실과 고정체를 2mm 노출 시킨 상태 즉 골 소실이 크지 않는 상태에서는 파절 골 수준보다 높은 위치에 자리하고 있는 지대주의 고정체 육각부와 접하는 경계부에서 피로 파절이 발생된다는 사실로부터 내부 연결형 임플란트를 구치부에 식립시 피로 파절 가능성이 높다는 것을 암시하고 있다.

이번 실험을 통해 고정체가 골능 수준과 접하는 나사산의 경계부 및 지대주와 고정체 육각부와 접하는 경계부 같은 응력 집중 계수가 높은 부위에서 주로 피로 파절이 발생되며, 임플란트 주변 골이 다량 소실되어 임플란트 고정체의 사공간과 파절 골 높이와 일치하는 고정체 부위에서 최대 인장 주응력이 발생되며,⁴³⁾ 고정체 사공간부가 최대 응력이 작용하는 파절 골 수준과 일치할 때 고정체의 피로 파절이 발생된다는 것을 알 수 있었다. 또한, 파절 골 소실이 많지 않은

상태에서도 임플란트에 과하중이 작용하면 응력 집중부인 지대주와 고정체 육각부와 접하는 경계부에서 피로 파절이 발생된다는 본 연구 결과로부터 심한 이 악물기 또는 이갈기 습관을 가지는 환자들의 구치부에 식립된 임플란트의 임플란트 피로 파절을 방지하기 위해서는 임플란트 보호 장치를 제작하거나 하중에 견디는 능력이 큰 직경이 큰 임플란트를 식립하는 것이 바람직하며, 피로 수명이 상대적으로 낮은 내부 연결형 임플란트 시스템은 가능한 구치부에 식립하지 않는 것이 필요하다고 사료된다.

결 론

외부 연결형 평행형 및 침형 임플란트와 내부 연결형 평행형 및 침형 임플란트의 고정체를 각각 2mm, 4mm씩 노출 시켜 피로 시험하고 유한 요소 및 주사전자현미경 관찰을 하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 고정체를 2mm씩 노출 시켜 피로 시험시 침형 임플란트 피로 수명이 평행형 임플란트 피로 수명보다 높고, 외부 연결형 임플란트 피로 수명이 내부 연결형 임플란트 피로 수명보다 높게 나타났으며, ET2군의 피로 수명이 가장 우수하고, 그 다음으로 EP2군의 피로 수명이 우수하며, IP2, IT2군의 피로 수명은 차이가 나지 않았다.
2. 고정체를 4mm씩 노출 시켜 피로 시험시 평행형 임플란트 피로 수명이 침형 임플란트 피로 수명보다 높고, 외부 연결형 임플란트 피로 수명이 내부 연결형 임플란트 피로 수명보다 높게 나타났으며, EP4군의 피로 수명이 ET4, IP4, IT4군의 피로 수명보다 우수하게 나타났다.
3. 피로 파절 형태는 고정체 노출 높이가 2mm인 경우 모든 내부 연결형 임플란트는 지대주 몸체와 고정체 육각부가 접하는 경계부에서 수평으로 피로 파절이 발생되고, 외부 연결형 임플란트는 고정체 육각부 부위에서 고정체 나사부 방향으로 경사지게 또는 고정체의 사

- 공간부에서 피로 파절이 발생되었다. 고정체가 4 mm 노출된 경우에는 임플란트 시스템의 종류와 무관하게 지대주 나사 침부의 고정체 사공간부에서 주로 피로 파절이 발생되었다.
4. 피로 파절면 관찰은 모든 군에서 피로 줄무늬들을 보였으며 취성파괴의 특징인 벽계파면과 연성파괴의 특징인 덤플무늬 등이 혼재되어 나타났다.
 5. 유한 요소법을 이용한 임플란트의 von Mises 응력 해석 결과 압축력을 받는 협측 유효 응력이 인장력을 받는 설측 유효 응력보다 높고, 고정체에 작용하는 유효 응력이 지대주 나사에 작용하는 유효 응력보다 높게 나타났으며, 고정체에 작용하는 최대 유효 응력은 침형 임플란트보다는 평행형 임플란트에서 높게 나타났다.

참 고 문 헌

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
2. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, et al. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:347-59.
3. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, et al. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1:11-25.
4. Albrektsson T, Blomberg S, Branemark A, et al. Edentulousness an oral handicap patient reactions to treatment with jawbone anchored prostheses. *J Oral Rehabil* 1987;14:503-11.
5. Albrektsson T, Dahl E, Enbom L, et al. Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *J Periodontol* 1988;59:287-96.
6. Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 60:75-84.
7. Eckert SE, Meraw SJ, Cal E, et al. Analysis of

- incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:662-7.
8. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2000;1:156-8.
 9. Balshi TJ, Hernandez RE, Pryszlak MC, et al. An analysis and management of fractured implants. a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(5):660-5.
 10. Mericske-Stern R, Steinlin Schaffner T, Marti P, et al. Peri-implant mucosal aspects of ITI implants supporting overdentures. A five-year longitudinal study. *Clin Oral Implants Res* 1994;5:9-18.
 11. Tolman DE, Laney WR. Tissue-integrated prosthesis complications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7: 477-84.
 12. 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.
 13. Choe HC, Lee JK, Chung CH. Analyses of fractured implant fixture after prolonged implantation. *Metals and Materials International* 2004;10(4):327-40.
 14. Ragnar A, Eriksson B, Lekholm U. A long-term follow up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:347-59.
 15. Takeshita F, Sutsugu T, Higuchi Y, et al. Histologic study of failed hollow implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:245-50.
 16. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part I: Surgical results. *J Prosthet Dent* 1990;63: 451-7.
 17. Rangert B, Krogh PH, Langer B, et al. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10: 326-34.
 18. Levine RA, Clem DS, Wilson TG Jr, et al. Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: results of loading for 2 or more years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:516-20.
 19. Balshi TJ, Hernandez RE, Pryszlak MC, et al. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:372-8.
 20. Cranin AN, Dibling JB, Simons A, et al. Report of the incidence of implant insert fracture and repair of Core-Vent dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;16:184-8.
 21. Lanyon LE, Goodship AE, Pye CJ, et al. Mechanically adaptive bone remodelling. *J Biomech* 1982;15:141-54.
 22. Heather JC, John KS, Mark CV. Fractures related to occlusal overload with single posterior implants. A clinical report. *J Prosthet Dent* 2008;99:251-6.
 23. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3:104-11.
 24. Machtei EE, Horwitz J, Peled M, et al. Fracture of dental implants: literature review and report of a case. *Implant Dent* 2002;11:137-43.
 25. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, et al. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent* 1992;68:949-56.
 26. Piattelli A, Piattelli M, Scarano A, et al. Light and scanning electron microscopic report of four fractured implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13: 561-4.
 27. Tosun T, Karabuda C, Cuhadaroglu C. Evaluation of sleep bruxism by polysomnographic analysis in patients with dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:286-92.
 28. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7: 26-33.
 29. Morgan MJ, James DF, Pilliar RM. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:409-14.
 30. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:90-4.

31. Sato Y, Shindoi N, Hosokawa R, et al. A biomechanical effect of wide implant placement and offset placement of three implants in the posterior partially edentulous region. *J Oral Rehabil* 2000;27:15-21.
32. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:15-46.
33. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:66-75.
34. 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(2): 156-163.
35. Bonakdarchiana M, Askaria N, Askarib M. Effect of face form on maximal molar bite force with natural dentition. *Archives of Oral Biology* 2009;54:201-4.
36. Kenji W. Higuchi, Tidido F. Implant survival rates in partially edentulous patients: A 3-year prospective multicenter study. *J Oral Maxillofac Surgery* 1995;53 (3): 264-8.
37. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:511-9.
38. Pfeifer AB, Sendyk CL, Sendyk WR, et al. Fracture of abutment screw supporting a cemented implant retained prosthesis with external hexagon connection: a case report. *J Appl Oral Sci* 2007;15(2):148-51.
39. Rangert B, Jemt T. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-7.
40. Kim YS, Kim CW, Lim YJ, et al. Application of finite element analysis to evaluate implant fracture. *J Korean Acad Prosthodont* 2006;44(3):295-313.
41. Park WH, Lee YS. Three dimensional finite element stress analysis of implant prosthesis according to the different fixture locations and angulations. *J Korean Acad Prosthodont* 2005;43:61-77.
42. Linkow LI, Donath K, Lemons JE. Retrieval analyses of a blade implant after 231 months of clinical function. *Implant Dent* 1992;1:37-43.
43. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, et al. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002;88:604-10.

Effect of Implant Types and Bone Resorption on the Fatigue Life and Fracture Characteristics of Dental Implants

Ho-Yeon Won, D.D.S., M.S.D., Yu-Sung Choi, D.D.S., M.S.D., In-Ho Cho, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University

To investigate the effect of implant types and bone resorption on the fracture characteristics.

4 types of Osstem[®] Implant were chosen and classified into external parallel, internal parallel, external taper, internal taper groups. Finite elements analysis was conducted with ANSYS Multi Physics software. Fatigue fracture test was performed by connecting the mold to the dynamic load fatigue testing machine with maximum load of 600N and minimum load of 60N. The entire fatigue test was performed with frequency of 14Hz and fractured specimens were observed with Hitachi S-3000 H scanning electron microscope.

The results were as follows:

1. In the fatigue test of 2 mm exposed implants group, Tapered type and external connected type had higher fatigue life.
2. In the fatigue test of 4 mm exposed implants group, Parallel type and external connected types had higher fatigue life.
3. The fracture patterns of all 4 mm exposed implant system appeared transversely near the dead space of the fixture. With a exposing level of 2 mm, all internally connected implant systems were fractured transversely at the platform of fixture facing the abutment. but externally connected ones were fractured at the fillet of abutment body and hexa of fixture or near the dead space of the fixture.
4. Many fatigue striations were observed near the crack initiation and propagation sites. The cleavage with facet or dimple fractures appeared at the final fracture sites.
5. Effective stress of buccal site with compressive stress is higher than that of lingual site with tensile stress, and effective stress acting on the fixture is higher than that of the abutment screw. Also, maximum effective stress acting on the parallel type fixtures is higher.

It is careful to use the internal type implant system in posterior area.

Key words : Bone resorption, Fatigue fracture, Implant type

Correspondence to : Prof. In-Ho Cho

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

Fax: +82 41 550 1973, e-mail: cho8511@dku.edu

Received: February 25, 2010, Last Revision: May 02, 2010, Accepted: June 25, 2010