

생체유사환경에서 쇼트피닝 가공이 Ti-6Al-4V 합금의 부식저항에 미치는 영향

김효선¹, 이용성², 정성균^{2*}

서울과학기술대학교 에너지환경대학원 에너지시스템공학과¹,
서울과학기술대학교 기계·자동차공학과²

〈Abstract〉

Effect of shot peening on the corrosive resistance of Ti-alloy under simulated body environment

Hyo-Seon Kim¹, Yong-Sung Lee², Seong-Kyun Cheong^{2}*

Department of Energy System Engineering, Graduate School of Energy and Environment, Seoul National University of Science and Technology, Seoul, Korea¹,

Department of Mechanical and Automotive Engineering, Seoul National University of Science and Technology, Seoul, Korea²

The effects of shot peening on the corrosive resistance of Ti-alloy under simulated body environment were studied in this paper. Three types of Ti-6Al-4V specimens were prepared for accelerated corrosion test. Machined specimen, micro-shot peened specimen, and shot blasted specimen were exposed to the saline solution of 0.9 % NaCl under a constant current of 10 mA. FE-SEM and EDS were used for the analysis of corroded specimens. The experimental results show that the shot peening process is more effective than the blasting process, which is currently applied to the manufacturing process of dental implant for increasing the corrosive resistance of Ti-alloy.

Key words : 티타늄 합금(Ti-alloy), 쇼트피닝(Shot peening), 부식(Corrosion), 치아 임플란트(Dental implant)

I. INTRODUCTION

최근의 과학기술과 의료의 발달은 인간생활을 편리하고 윤택하게 만들었을 뿐만 아니라 인간의 수명을 연장시켜 우리나라를 비롯한 대부분의 선진국들은 이미 고령화시대로 접어들게 되었다. 인간의 수명이 연장됨에 따라 신체의 노화와 질병 및 불의의 사고로 인하여 기능이 저하되거나 손상된 조직을

대체하여야 할 필요성도 더욱 증대되고 있다. 미국 통계에 의하면 40세 이상 성인 남녀 중 90%가 퇴행성관절염을 겪고 있다는 보고가 있으며(Edward, 1955), 향후 인공고관절과 인공슬관절과 같은 시술수가 급증할 것으로 예상되어지고 있다(William 등, 2008). 그 중 임플란트는 치아나 뼈와 같이 신체 내의 구조물이나 지지체의 대체수단으로 이용한다. 그러나 뼈와 인공관절의 탄성계수 차이에 의하여 외부에서 가해진 힘이 뼈에까지 응력전달이 잘 이루어지지 못해서 발생하는 응력차폐 효과는 뼈에 응력이 전달되지 못하여 골섬유 밀도를 저하시켜 임플란트와 뼈의 결합을 느슨하게 만들어 결국 인공관절의 수명을 단축시키는 결과를 가져온다(Sumner 등, 1998). 그리하여 금속, 세라믹 고분자 재료와 이들의 복합재

* Correspondence: 정성균

01811 서울시 노원구 공릉로 232 서울과학기술대학교 공과대학
기계·자동차공학과

Tel: +82-2-970-6330, Fax: +82-2-949-1458

E-mail: skjung@seoultech.ac.kr

Received: Nov 04, 2015; Revised: Dec 18, 2015; Accepted: Dec 18, 2015

* 이 연구는 서울과학기술대학교 교내연구비의 지원으로 수행되었습니다. (과제번호 2015-1481)

료를 이용하여 뼈 조직과 물리적으로 결합이 잘 되는 가공에 대하여 관심을 가지고 제조되고 있으며, Branemark는 동물실험 중 생체와 금속간의 직접적인 결합 현상을 발견한 것을 계기로 골유착(osseointegration)의 개념을 발표하였다(Branemark, 1959). 그런 관점에서 임플란트 몸체의 표면처리에 따른 뼈 유착 연구에 대해 연구되고 있다. Cochran과 Buser 등에 의하면 일반 임플란트에 비해 Sand-balsting를 시행한 임플란트가 모든 관찰기간을 통하여 뒤틀림 제거력이 유의하게 높게 나타났으며 다른 Plasma 피복(titanium plasma spray; TPS) 임플란트 등과의 비교에서도 더 우수한 조골세포 분화능력을 보이기 때문에 블라스팅 처리한 임플란트가 다른 모든 형태의 임플란트에 비하여 더 빠른 골 유착이 관찰되었다(Cochran 등, 2007). 그러나 블라스팅 가공은 분사 매디아가 날카로운 모양이며 이것을 제품에 분사할 경우 인위적인 노치를 만들게 되어 내구성에는 다소 아쉬운 점이 있었다. 그에 비해 피닝처리를 시행한 (micro shot peening; MSP) 임플란트가 내구성을 증가시킨다는 연구 결과가 보고되었다(Lee와 Cheong, 2014). 실제로 MSP 임플란트는 분사매디아가 둥근 모양으로 이것을 제품에 분사할 경우 골 유착에 도움이 될 뿐만 아니라 분사 시 형성되는 잔류응력 층은 금속의 피로수명을 증가 시키는 역할을 한다(Lee와 Kim, 1997; Namjoshi 등, 2002; Zhang 등, 2010). 치과용 임플란트가 시술된 이래로 수년의 시간이 흐르면서 피로손상에 의한 파괴

사례들이 다수 보고되고 있다(Long과 Rack, 1998; Esposito 등, 1998). 따라서 최근 대두되고 있는 이러한 문제에 대한 원인 분석과 이해 차원에서 임플란트의 피로 내구성에 대한 연구는 필수적이라 하겠다.

기존에 임플란트의 피로강도에 관하여 진행된 연구들은 대부분 실험실 내의 건전 환경 하에서 수행되었다(Eberhardt 등 1995; Planell 등 2007). 즉, 구강 내 잇몸 혈액, 세포막 전위(Cell membrane potential) 수준의 미소전류, 저작력 등과 같은 다양한 인자들의 복합적인 작용을 고려하지 않은 연구들이다. 이러한 연구들은 임플란트가 매식된 구강 내에서 생체역학적인 다양한 특성들을 반영한 연구라고 할 수 없다(Lee와 Kim, 2003).

따라서 본 연구에서는 대표적 생체용 금속재료인 티타늄 합금소재에 표면 강도를 증대시킴과 동시에 생체 내 결합 시 주변 근육 섬유 조직과 결합이 용이한 마이크로 쇼트피닝 가공, 현재 상용화되어 시판되고 있는 조건에서 제작된 블라스팅 가공, 그리고 어떠한 표면처리도 하지 않은 시료 이렇게 세 종류의 생체재료 Ti-합금을 준비하여 각각 건전 환경뿐만 아니라 위에 언급한 생체 유사환경 하에서 일정 시간 노출시켜 부식 실험을 수행하였다. 생체 유사환경의 인자로서 혈액의 염분 농도와 같은 링거액을 사용하여 부식 환경을 구축하였다(Kim, 2014). 각기 달리 가공한 시료의 표면을 관찰하고 부식 모드의 고찰을 통하여 생체유사환경 하에서

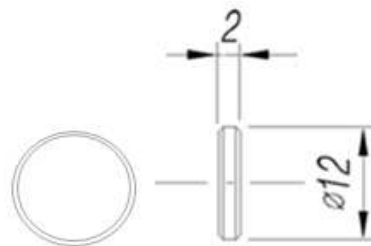


Figure 1. Configuration of specimen(unit : mm).

Table 1. Chemical composition of specimen

Composition	N	C	H	Fe	O	Al	V	Ti
wt. %	0.05	0.08	0.012	0.25	0.13	5.5 6.5	3.5 4.5	Remainder

Sand-blasting 임플란트 소재와 비교하여 MSP 임플란트 소재의 내구성에 대한 우수성을 밝히는 데에 그 목적이 있다.

II. MATERIALS AND METHODS

1 실험합금

본 실험에 사용된 시험편 재료는 생체 의료용 재료인 티타늄 합금 Ti-6Al-4V를 사용하였고, 재료의 화학적 성분을 Table 1에 표시하였다.

2. 시편

Ti-6Al-4V 재료의 환봉을 Figure 1의 크기로 절단하여 Table 2와 같이 가공처리 한 후 평탄한 면의 가로세로 0.5 cm²의 면적이 노출되도록 페인트로 코팅하였다.

Table 2. Specimen types for corrosion test

A	NC turning operated specimen
B	NC turning + Blasted specimen
C	NC turning + Peened specimen

3. 마이크로피닝 가공

본 실험을 위하여 0.1 mm 정도의 작은 쇼트볼을 사용할 수 있는 에어피닝 머신(Micro peening Machine, Yeji TECH, Korea)을 실험에 사용하였다. 치아 임플란트 수명에 마이크로 피닝재의 형상이 내부적으로 어떠한 영향을 미치는지 연구한 논문(kim, 2014)을 인용하여 분사압력 5 bar, 분사시간 30 초, 미디어 소재는 지르코니아(SiO₂)로 채택하여 마이크로 쇼트 피닝 가공한 시편을 준비하였다.

4. 블라스팅 가공

현재 시중에 상용화되고 있는 블라스팅 머신(Bead Blasting machine, Korea)을 실험에 사용하였다. 가공 또한 같은 상용화 조건으로 분사압력 5 bar, 분사시간 8초, 미디어 소재는

0.1 mm정도의 산화알루미나(Al₂O₃)와 산화규소(SiO₂)의 혼합물로 만들어진 비드로 가공한 시편을 준비하였다.

5. 생체 유사환경에서의 부식

임플란트가 적용되는 생체내의 여러 부식 인자들을 유사하게 적용시키기 위해 임플란트체가 체내에서 접하게 되는 물질을 체액이라 가정하여 인공 체액으로서 0.9% NaCl의 생리식염수를 사용하였다. 여기에 준비된 시편 A, B, C를 인공체액 환경에서 전류 제어를 통하여 가속 부식하였다. 가속시험조건은 일정한 실험을 위해 정전류 10mA로 인가하였으며, 전압은 생체유사액과 임플란트 내의 저항변화에 따라 자동적으로 변화하여야 한다. 따라서 실험 시 저항 변화에 따른 일정한 양의 미소전류를 자동적으로 공급할 수 있는 미소전원 공급장치(E3634A, Agilent technologies, US)를 실험에 사용하였다. 실험에 공급된 전류 밀도는 실험의 재현성을 위해 10 mA를 매 실험마다 적용하였다.

6. 전계방출 주사전자현미경 관찰(Field emission scanning electron microscope observation, FE-SEM)

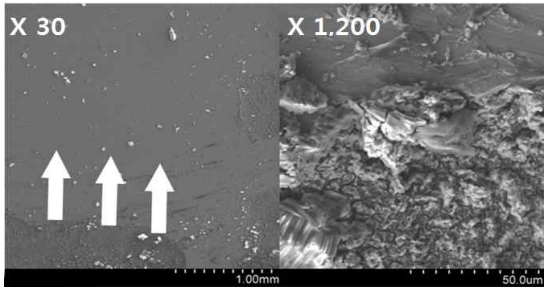
Ti-6Al-4V 합금의 표면을 마이크로 쇼트 피닝 가공 시료, 샌드 블라스팅 가공 시료, 그리고 어떠한 처리도 하지 않은 시료로 세 종류를 준비하여 각각을 부식시킨 시편 표면의 형상이 어떠한 형태를 지니게 되는가를 확인하기 위해 전계방출 주사전자 현미경(SU70, Hitachi, Japan)을 사용하여 가속전압 15 kV의 조건으로 관찰하였다.

7. 에너지 분산형 X선 분광 분석(Energy dispersive spectrometer, EDS analysis)

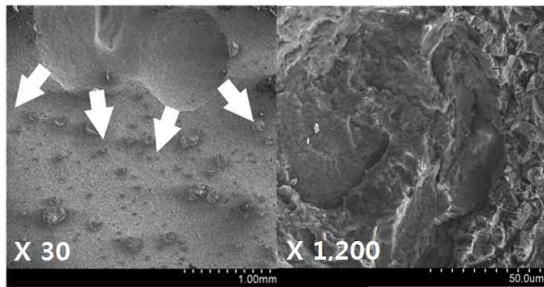
가공 종류에 따라 부식시켰을 경우 성분의 변화를 분석하기 위해 전계방출 주사전자현미경 관찰에 사용한 시편을 그대로 사용하여 에너지 분산형 X선 분광기(INCA x-sight, Oxford Instruments LTd., UK)를 사용하여 가속전압 15 kV의 조건에서 시편을 분석하였다.

III. RESULTS AND DISCUSSION

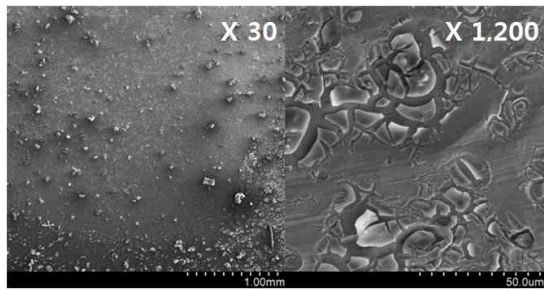
1. 시편의 부식 후 미시적 관찰



(A) NC turning operated specimen



(B) NC turning + Blasted specimen



(C) NC turning + Peened specimen

Figure 2. Enlarged SEM Image of specimens.

Figure 2는 각각의 공정에 따른 시편에 대하여 부식처리를 한 후에 재료 표면의 미세구조 변화를 보여주는 FE-SEM 관찰 결과이다. Figure 2(A) 시편의 경우 아래의 모서리에서부터 시작하여 위로 서서히 부식이 진행되는 것을 볼 수 있다. 이는 전하가 아래로 모여 점점 부식이 진행되는 것을 알 수 있다. Figure 2(B) 시편의 경우 위쪽에서부터 집중부식이 일어나 전 방향으로 부식이 진행되는 것으로 보인다. 블라스팅 처리 시

생성된 노치 형성이 영향을 미치는 것으로 보인다. 그에 비해 Figure 2(C) 시편의 경우 다른 시편에 비해 집중 부식 현상이 현저히 적게 나타났다. 이는 특정한 노치 없이 고르게 피닝 연마가 되어 전하가 몰리는 현상을 막아주어 부식저항에 효과가 있는 것으로 사료된다.

2. 시편 별 시간에 따른 전압의 변화

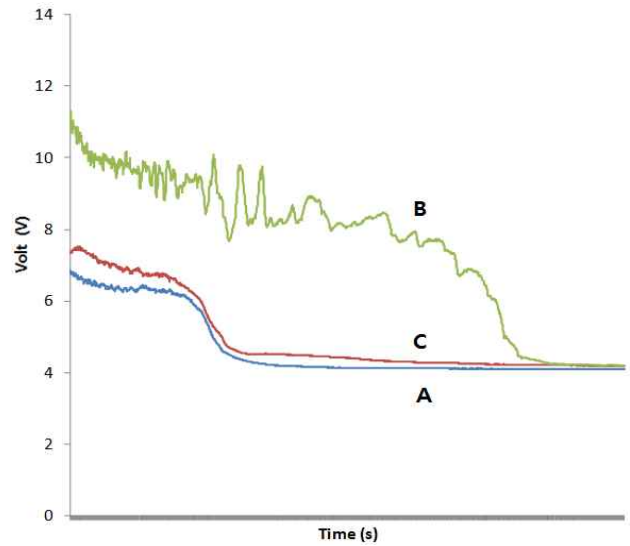
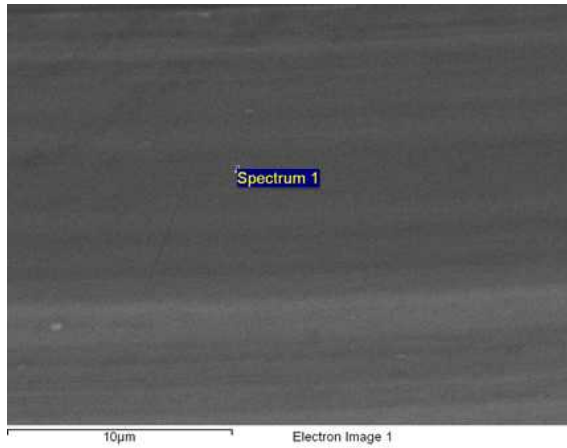


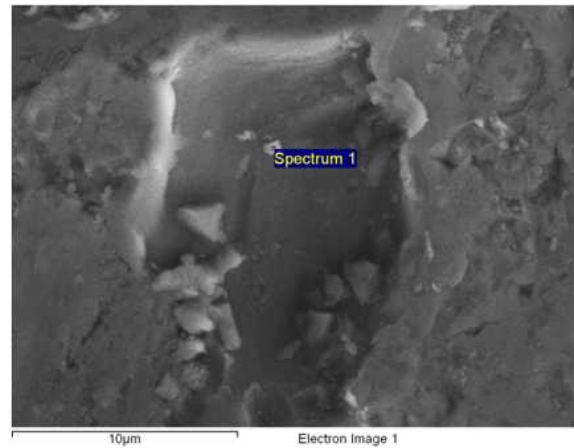
Figure 3. Voltage curve of each specimen.

Figure 3은 전류 밀도제어 부식 시험 시 측정된 시간에 따른 전압의 변화를 모니터링한 결과이다. 모든 시편이 초기 높은 피크를 보이다 약 4.2 V에서 수평을 이루며 안정적인 부식 거동을 보이는 것으로 나타났다. 초기 높은 피크는 산화 과정에서 염소가 이온화되어 시편에 침투하는 과정에서 형성된 것으로 보이며, 임계 전위에 대응하는 충분한 농도에서 염소 이온이 부식시키고 감소된 전위차만큼 산소 이온과 결합하여 부동태 피막을 형성 시키는 과정으로 보인다. A 시편을 기준으로 하여 C 시편은 부식 전압 값이 전체적으로 약 0.5~1 V만큼 상승하였는데 이는 피닝 가공에서 형성된 잔류응력층으로 인하여 임계 저항 값이 상승한 것으로 보인다. 그러나 A와 C 시편의 그래프는 비교적 안정적인 곡선의 형태를 보이는 반면, B 시편의 그래프는 그에 비해 전압이 불균일하게 가해지는 것으로 나타났다. 이는 블라스팅 가공 시 표면에



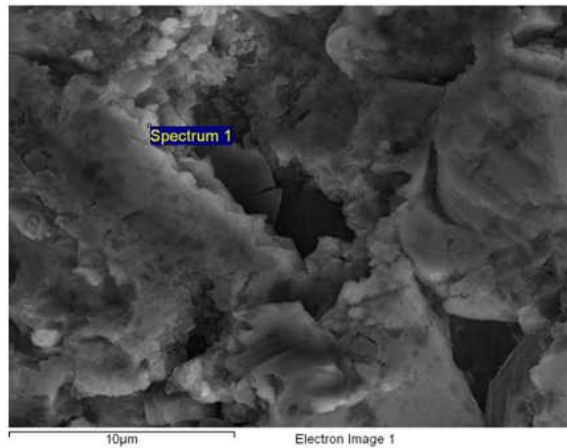
Element	Weight%	Atomic%
C K	1.90	6.89
Al K	6.09	9.82
Ti K	87.98	79.85
V K	4.02	3.43
Totals	100.00	

(A) NC turning operated specimen



Element	Weight%	Atomic%
C K	20.98	42.22
O K	22.88	34.56
Al K	1.98	1.77
Ti K	28.40	14.33
V K	1.38	0.66
Zr L	24.38	6.46
Totals	100.00	

(C) NC turning + Peened specimen



Element	Weight%	Atomic%
C K	17.08	41.11
Al K	4.32	4.63
Si K	16.15	16.63
Ti K	60.16	36.32
V K	2.29	1.30
Totals	100.00	

(B) NC turning + Blasted specimen

Figure 4. EDS results for each specimen.

생성된 노치 내부로 집중 부식이 일어나는 부분에 따른 저항 값의 변화가 이 그래프에 나타난 것으로 볼 수 있다.

3. 시편 별 가공에 따른 정성 분석 결과

Figure 4는 각각의 공정에 따른 시편에 대하여 증류수에서 1시간동안 초음파 세척을 실시한 후 표면의 성분을 검사하였다. A 시편의 경우 합금을 구성하는 원소가 검출되었지만, B 시편의 경우 시편을 구성하는 원소 외에 규소(Si)가 추가적으로 검출 되었으며, 이는 블라스팅 가공 시 필요한 쇼트메디아인 산화규소(SiO₂)에 의한 것으로 보인다. C 시편 역시 쇼트메디아인 지르코니아(Zr)원소가 추가 검출 되었다. 이 결과를 보아 가공 중에 쇼트메디아의 잔유물이 표면에 남아 있는 것을 볼 수 있다. 모두 인체에 무해한 성분이라고 하나 체내에서 장시간 존재 할 경우 어떠한 인자와 결합하여 신체에 좋지 않은 영향을 미칠 수 있으므로 주의가 필요할 것으로 보인다.

IV. CONCLUSION

본 연구에서는 치아 임플란트 재료인 Ti-6Al-4V 티타늄 합금 환봉을 선반 가공을 한 것과 선반 가공후 구형 모양의 쇼트 블로 피닝가공한 것, 임플란트 제작 기술에 상용화 되고 있는 블라스팅 가공한 것 3가지를 생체 유사 환경 내에서 정전류 10 mA로 20분과 40분에 노출시켜 블라스팅 처리와 마이크로 피닝 처리한 시편의 부식의 정도 차이를 살펴보았으며 다음과 같은 결론을 얻었다.

선반가공 시편과 피닝가공 시편은 안정적인 전압 곡선의 형태를 보이는 반면 블라스팅 가공 시편은 그에 비해 전압이 불균일하게 가해지는 것으로 나타났다. SEM 관찰 결과, 기존의 임플란트 가공법인 블라스팅가공과 비교하여 피닝가공에 의한 임플란트의 경우 부식 저항에 있어서 우수한 효과가 보이는 것으로 판단된다. EDS 결과를 보아 산화알루미늄, 산화 규소, 지르코니아와 같은 쇼트메디아의 잔유물이 시편의 표면에 남아 있는 것으로 파악되었다. 임플란트는 신체에 삽입하는 재료인 만큼 새로운 가공법을 이용하여 표면에 불순물을 줄이고 내구성을 증대시킬 수 있는 가공 기술을 보다 면밀하게 연구 할 필요가 있다고 본다.

V. REFERENCES

Edward W. Lowman (1955). Osteoarthritis. *J American Medical Association* 157(6): 487-488

William L. Healy, Sanjeev S, Benjamin S, Richard I(2008). Athletic activity after total joint arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 90(10): 2245-2252

Sumner DR, Turner TM, Lgloria R, Urban RM, Galante JO(1998) *J Biomechanics* 31(10): 909-917

Branemark PI(1998). Vital microscopy of bone marrow in rabbit. *J PubMed* 38: 1-82

Cochran D, Buser D, Bruggenkate C, Weingart D, Taylor T, Bernard JP, Peters F, Simpson JP (2007). The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-etched surface. *J Periodont* 78(6):

974-982

Lee SC, Cheong SK (2014). The effect of micro peening media shape on the life time of dental implant. 석사학위논문. 서울과학기술대학교: pp. 21-28

Lee JG, Kim JK (1997). Influence of Residual Stress Due to Shot Peening on Fatigue Strength and Life. *J Trans. Korean Soc. Mech. Eng* 21(9): 1498-1506

Namjoshi SA, Jain VK, Mall S (2002). Effects of Shot-Peening on Fretting-Fatigue Behavior of Ti-6Al-4V. *J Eng. Mater. Technol* 124(2): 222-228

Long MJ, Rack HJ (1998). Titanium alloys in total joint replacement. *materials science perspective Biomaterials* 19: 1621-1639

Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants (II) Etiopathogenesis. *J Oral Sciences* 106: 721-764

Zhang XC, Zhang YK, Lu JZ, Xuan FZ, Wang ZD, Tu ST (2010). Improvement of fatigue life of Ti-6Al-4V alloy by laser shock peening. *J Materials Science and Engineering* 525(15): 3411-3415

Eberhardt AW, Kim BS, Rigney ED, Kutner GL, Harte CR (1995). Effects of precoating surface treatments on fatigue of Ti-6Al-4V. *J Applied Biomaterials* 6(3): 171-174

Planell JA, Gil FJ, Padros A, Aparicio C (2007). The effect of shot blasting and heat treatment on the fatigue behavior of titanium for dental implant applications. *J Dental Materials* 23(4): 486-497

Lee BJ, Kim MG (2003). An Electro chemical Approach to Development of a Method for Accelerated Strength Evaluation of Hard Tissue Replacement Materials. *J METALS AND MATERIALS International* 9(2): 215-219

Kim MG (2014). Fatigue Strength of Dental Implant in Simulated Body Environments and Suggestion for Enhancing Fatigue Life. *J Trans. Korean Soc. Mech. Eng. A.* 37(3): 259-267