

Hertzian contact fatigue of dental ceramic implant abutment

Deuk Yong Lee[†]

Department of Materials Engineering, Daelim College of Technology, Anyang 431-715, Korea

(Received June 25, 2004)

(Accepted August 3, 2004)

Abstract Feasibility of 3Y-TZP for dental implant abutment was evaluated under the Hertzian cyclic fatigue by examining the extent of the indentation damage and strength degradation. Fatigue test was conducted at contact loads of 500 to 3000 N and up to 10^6 cycles in exact *in vitro* environments. At 500 N, no strength degradation and crack generation was observed up to 5×10^5 contact cycles. As load rose, the dramatic reduction in strength was observed when the damage transition from ring to radial crack occurred. The extent of strength degradation was more pronounced *in vitro* environment probably due to chemical corrosion of artificial saliva through cracks introduced during large numbers of contacts.

Key words Dental implant abutment, *In-vitro*, 3Y-TZP, Hertzian contact fatigue, Artificial saliva

인공치아용 세라믹 임플란트 상부구조물의 반복하중 피로특성

이득용[†]

대림대학 재료정보학과, 안양, 431-715

(2004년 6월 25일 접수)

(2004년 8월 3일 심사완료)

요 약 유사구강 분위기인 인공타액 조건하에서 인공치아용 상부구조물 재료 중 하나인 3Y-TZP를 500~3000 N의 하중 조건으로 10^6 횟수까지 헤르쯔안 반복하중을 가하여 그 피로특성을 압입손상과 강도저하현상으로 관찰하였다. 500 N의 하중에서 5×10^5 반복 횟수까지 피로실험결과, 강도저하 및 균열현상은 관찰되지는 않았지만 반복하중 값이 증가함에 따라 링 균열에서 방사상 균열로 전이되었을 때 급격한 강도 저하현상이 관찰되었다. 또한 강도 저하 현상은 유사 구강분위기하에서 반복 하중 접촉시 발생한 균열을 통해 침투한 인공타액의 화학적 침식으로 가속화 되었다.

1. 서 론

인공치아는 턱뼈에 고정시키는 고정체(fixture), 상부구조물(abutment), 치관(crown) 등의 세부부분으로 구성되어 있는데 이러한 인공치아는 치아에 우식이 발생하거나 사고, 상해 등에 의한 손상이나 결손이 일어나면, 그 손상 치아를 수복할 수 있는 대체 재료로서 현재까지 지속적으로 연구되어 왔다[1-3]. 이들 인공치아 중, 상부구조물의 재료로 Ti나 Ti 합금이 주로 사용되어 왔으나[1] 최근에 인체와의 생체 적합성이나 내구성 외에도 자연치아와 외관상 가까운 정도를 나타내는 심미성(aesthetics)이 중요하게 고려되면서 그 재료로 세라믹이 적용되었다. 이러한 세라믹 상부구조물의 재료로 알루미늄이 주로 사용되었으나 낮은 파괴인성을 갖는 알루미늄의 특성에 의

해 가공 및 임상 시 40%의 파절이 발생하여[4] 알루미늄을 대체한 고인성 지르코니아가 현재 사용되고 있다.

파괴강도 및 R-curve 거동 등의 우수한 기계적 특성을 갖고 있는 안정화 지르코니아(3Y-TZP)는 3 mol%의 Y_2O_3 를 첨가한 것이다[5, 6]. 3Y-TZP는 저온(100~400°C)에서 장시간 사용 시 정방정에서 단사정으로 상 전이가 일어나 강도가 저하되는 저온열화의 문제점을 갖고 있다.[7] 하지만, 3T-TZP의 저온열화는 소결온도를 통한 결정립 크기 조절을 통하여 억제가능하며 구강내 온도는 37°C로 저온열화 현상을 일으키는 온도보다 훨씬 낮은 온도이다[8, 9]. 3Y-TZP를 100°C 이하에서 1000시간 열처리 하여도 저온열화에 의한 단사정 상은 발생하지 않았다[7, 8]. 최근에 상용 3Y-TZP를 대체하는 안정화 지르코니아 고용체 및 복합체들이 개발되었으나 이들은 강도값 및 마모특성이 낮은 문제점을 갖고 있다[8, 10-13].

치과용 상부구조물에 대한 헤르쯔안(Hertzian) 피로시험은 많이 연구되었으나, 구강내 분위기가 아닌 물속에서만 이루어졌다. 본 연구에서는 치과용 상부구조물에

[†]Corresponding author

Tel: +82-31-467-4835

Fax: +82-31-467-4830

E-mail: dylee@daelim.ac.kr

적용되는 고강도 및 마모특성을 가진 상용 3Y-TZP를 물 분위기에서 아닌 인공타액(artificial saliva) 분위기 하에서 헤르찌안 피로시험에 따른 압입손상과 이에 따른 강도저하 거동에 대해 고찰하였다.

2. 실험 방법

상용 3Y-TZP(Tosoh Inc., Japan)는 원료분말을 직접 사용하여 성형체를 제조한 후 1550°C 2시간 상압 소결하였고, 인공치관용 알루미늄-유리 복합체는 참고문헌에 의거 제조하였다[2]. 소결체의 직경과 두께는 각각 20 mm, 1.7 mm이었다.

반복 하중 피로시험은 인공타액(artificial saliva) 분위기에서 반경 3.18 mm의 WC 볼을 이용하여 반복하중의 시작 시 시편에 하중이 급격히 가해지는 것을 방지하기 위해 예비하중으로 19.6 N을 가한 후, 200 N에서 1000 N(알루미늄-유리 복합체)과 500 N에서 3000 N(3Y-TZP)의 하중범위에서 시행하였다. 동적 피로시험기(Instron 8871, USA)의 크로스헤드 하방에 고정되어 있는 WC 볼 아래 정중앙에 시편을 배열한 후, WC 볼이 시편에 접촉할 때까지 아래로 내려 상온에서 10 Hz 진동수의 반파정류파(haversinusoidal waveform) 형태로 반복 하중을 가했으나 최소하중은 예비하중과 같은 19.6 N로 설정, 0 N까지 감소시키지는 않았다. 모든 시험은 참고문헌에[13] 의거 제조된 인공타액이 가득 담긴 항온조 내에서 실행되었으며 실험에 대한 신뢰성을 높이기 위해 각 실험단계에서 최소 5개의 시편에 대해 같은 실험을 반복하였다.

반복 하중 피로 실험 후 각 시편들은 금(gold)으로 코팅하여 손상된 부분을 노말스키(Nomarski) 간섭 대비를 이용한 반사광학현미경(ME-600L, Nikon Instech Co., Ltd., Japan)으로 관찰하였다. 압입한 시편들의 강도는 만능시험기(Instron 4465, USA)를 사용하여 23 MPa⁻¹의 응력속도 조건하에서 삼구 평판 이축 꺾임강도 시험법으로 측정하였다[1-3]. 파단 시편들은 같은 방법으로 노말스키 광학 현미경으로 손상에 의한 파괴 시작점과 그 경로를 한 번 더 관찰하였다.

3. 결과 및 고찰

Jung 등[14]에 의하면 다양한 재료의 피로거동을 물(H₂O)속에서 고찰한 결과, 이트리아 안정화 지르코니아(Y-TZP)는 도재(porcelain) 고유의 취성 파괴와 달리 준소성(quasi-plastic) 거동을 보인다고 보고하였다. 그러나 인공타액 내에서 관찰한 본 연구의 실험 결과는 물 속에서 실험한 연구 결과[3, 14-16]와 유사한 거동을 보였지

만, 낮은 접촉하중 반복 횟수에서 강도저하(strength degradation) 현상이 발생하였다. Fig. 1은 상용 3Y-TZP의 파괴강도 변화를 가해진 반복하중 횟수의 함수로 나타낸 것이다. 그래프 y축의 950~1500 MPa의 강도영역 중 사각형 모양의 영역은 압입하중을 가하지 않은 시편의 파괴강도(inert strength)의 표준편차 범위를 의미한다. 백색점은 시험편에 내재되어 있는 결함들에 의한 파단 시편의 강도값을, 흑색점은 Hertzian 피로 접촉손상에 의해 일어난 파단을 표시한 것이다. 모든 시편들의 강도는 접촉 하중과 무관하게 임의의 접촉 횟수에 도달했을 때 순간적으로 저하되었다. 급격한 강도 저하 현상은 반복 접촉 시 발생하는 균열을 통하여 인공타액이 침투함에 따라 균열성장이 가속화되어 일어나는 것으로 추정된다[13-16]. 반복하중 실험 후, 육안으로도 인공타액으로 인하여 접촉손상 주위의 색상이 검게 변화된 것이 관찰되었다. 인공타액 및 체액 등 수용액에서 산화-환원 전위에 의해 치아수복물에 전기화학적 부식이 발생한다고 Lee 등[13]에 의해 보고 되었다. 특히, 치아수복용 합금 및 재료의 부식은 구강내의 산도, 습도, 온도, 염도변화 뿐만 아니라 합금의 표면상태도 큰 영향을 미치며 기공이나 석출물이 적을수록 부식저항성이 크다고 발표되었다. 본 연구에 사용된 인공타액은 pH 5.2로 KCl, NaCl, NaH₂PO₄, Na₂S, 요소 등으로 구성되어 있다. 그러므로, 인공타액이 물보다 화학적으로 강한 산성 조건으로 접촉손상에 의해 발생한 균열을 통해 인공타액 침투가 화학적 침식 파괴를 빠르게 진행시키는 것으로 추정된다.

Figs. 1과 2에서 보는 것처럼 500 N의 하중을 5×10⁵ 회 반복적으로 가했을 때, 3Y-TZP에서 압입 흔적이 관찰되었으나(항복하중, P_Y) 파단은(Fig. 2(b)) 시험편에 내재되어 있는 결함들에 의하여 발생하였다. 강도값의 저

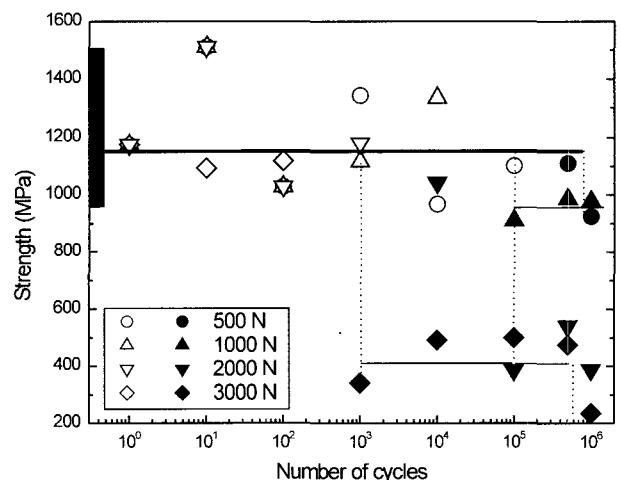


Fig. 1. Strength variation as a function of Hertzian fatigue contact cycles for 3Y-TZP ceramics under different contact loads in artificial saliva.

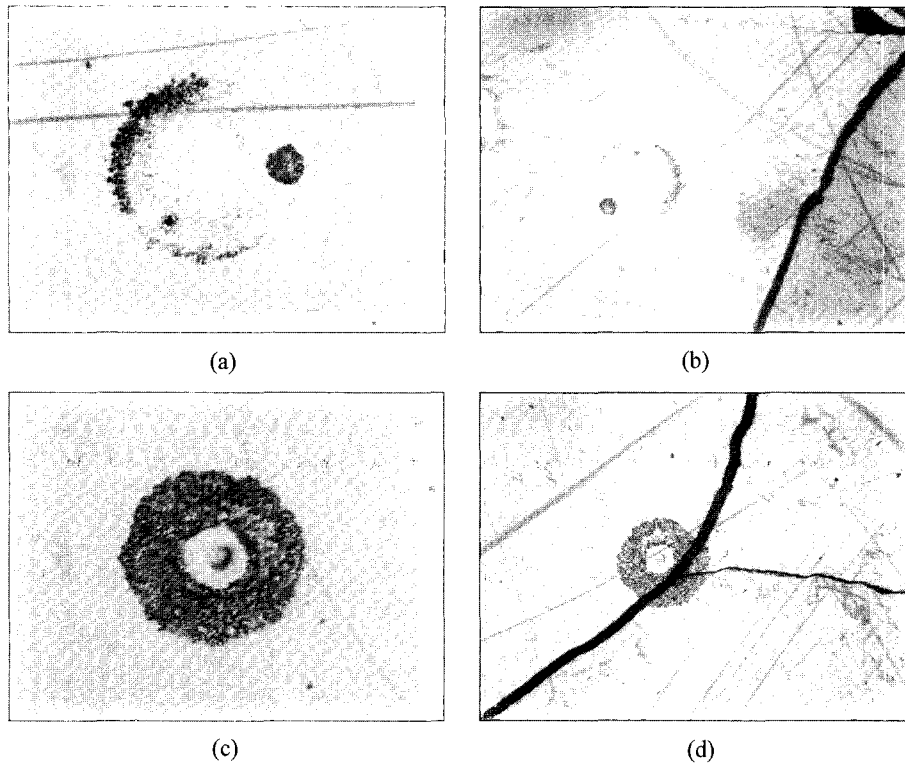


Fig. 2. Nomarski optical micrographs of Hertzian indentation and failure sites of 3Y-TZP ceramics after fatigue test at contact load 500 N. (a) Hertzian indentation (5×10^5 cycles), (b) failure sites (5×10^6 cycles), (c) Hertzian indentation (1×10^6 cycles) and (d) failure sites (1×10^6 cycles).

하는 반복횟수 10^6 회부터(Fig. 1) 감소되기 시작하였다. Fig. 2(d)에서 보는 것처럼 파단은 압입흔적 접촉테를 따라 일어났고 강도값의 감소는 크지 않았다. 저작압이나 치아 끝단의 곡률 등 진료시의 변수들은 각각 접촉하중과 압입자 반경 등 헤르찌안 변수들과 밀접한 관계가 있다[14-16]. 치아 수복물은 적어도 끝단의 반경이 2~4 mm인 대합치에 의해 200 N의 저작압이 10^6 회 이상 반복적으로 가해지는 상황에서 견디어야 한다[15]. 따라서, 이번 연구에 사용된 3Y-TZP는 500 N 하중에서의 반복횟수 10^6 회까지 견딜 수 있으므로 물리화학적 특성만을

고려한다면 일반적인 구강환경 내에서 인공치아 수복물로 사용하기에 적합한 것으로 사료된다.

1000 N 하중조건에서 노말스키 현미경으로 관찰한 결과, 압입흔적(P_V)은 반복하중이 10^5 회 가해진 후에 실험적으로 관찰되었다. 압입흔적은 반복하중이 10^6 회 이상 가해졌을 때도 균열로 전이하지 않았다. Fig. 1에서도 1000 N 하에서 강도값이 거의 일정한 것으로 나타나 이를 잘 뒷받침 해 주고 있다.

2000 N의 하중 하에서 압입흔적은 반복하중이 10^4 회, 균열(P_C)은 반복접촉이 10^5 회 이상 가해졌을 때 링균열

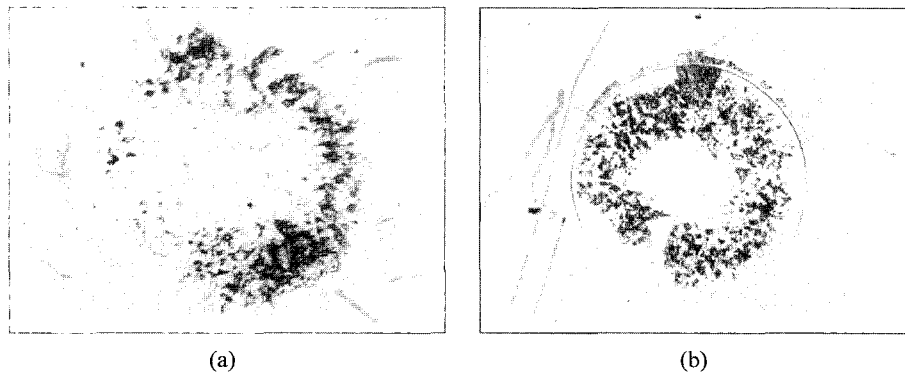


Fig. 3. Nomarski optical micrographs of Hertzian indentation sites of 3Y-TZP ceramics after fatigue test at 2000 N. (a) 1×10^4 cycles and (b) 1×10^5 cycles.

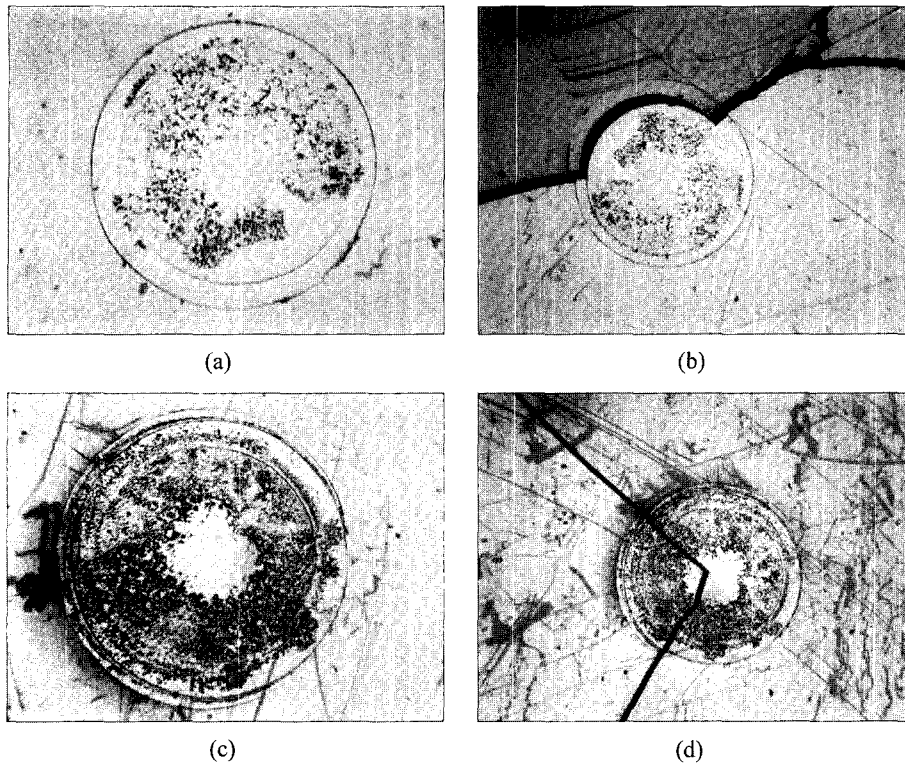


Fig. 4. Nomarski optical micrographs of Hertzian indentation and failure sites of 3Y-TZP ceramics after fatigue test at 3000 N. (a) Hertzian indentation (1×10^3 cycles), (b) failure sites (1×10^3 cycles), (c) Hertzian indentation (1×10^6 cycles) and (d) failure sites (1×10^6 cycles).

형태로 관찰되었다(Fig. 3). Fig. 3에서 보는 것처럼 반복하중이 10^6 회 가해진 후 링균열은 아직 준소성의 발달과 관련되어 있는 방사상 균열로 전이하지는 않았다. 그러나 링균열이 생성됨에 따라 강도값은 급격히 감소하였다. 3000 N 하중 하에서는 반복횟수가 증가함에 따라 파단경로는 접촉손상 외부에서, 접촉테(contact edge), 손상부위 내부로 전파하였다. 10^3 횟수에서 관찰된 압입 흔적에 링균열이 발생하였고 반복하중 횟수가 10^6 에서 방사상 균열(Fig. 4)로 전이하여 Fig. 1에서 보는 것처럼 2차 강도저하로 인한 재료수명에 치명적인 영향을 주었다. 균열형상의 전이는 하중 반복 횟수가 증가함에 따라 가속되었으며 방사상 균열은 수명에 치명적 영향을 미치는 것으로 추정된다. 파괴가 손상된 부분의 내부로 발생한 것은 압입자에 의한 근접접촉 손상이 증식, 축적되고 내부손상의 증가로 인하여 방사상 균열이 외부로 전파된 것으로 추정된다[14]. 임계 횟수(critical cycle) 이후의 강도저하는 본 실험이 부식성의 인공타액 내에서 수행되었기 때문에 물 속에서 실험한 결과들에[14-16] 비해 더욱 크게 관찰되었다. 임계횟수는 접촉하중이 증가함에 따라 감소하였다.

Jung 등은[14] 유리침투 알루미늄 복합체나 Y-TZP 같은 고인성의 치과용 세라믹의 수명은 준소성 손상 모드 발달과 연관이 있다고 발표하였다. 고인성의 지르코니아

는 전단방향으로 취약하며 전단응력이 계속 집중함에 따라 결정립계가 약해진다[14]. 이렇게 약화된 결정립계를 따라 입계 슬라이딩의 현상은 미세균열을 유발시키고 반복 접촉 횟수가 증가함에 따라 방사상 균열이 형성되고 이는 재료의 수명, 즉 파괴강도 값을 현저히 저하시키게 되는 것이다. 본 실험에서 WC 볼의 반복 접촉에 의한 응력집중으로 야기되는 접촉 손상은 링균열, 방사상 균열과 표면부위의 균열 시작점의 원인이 되는 것으로 추정된다. 또한, 헤르찌안 접촉 손상은 재료가 물 속보다 구강 내 분위기인 인공타액에 노출되었을 때 균열을 통해 침투된 인공타액의 화학적 반응에[13, 14] 의하여 반복하중 값이 증가함에 따라 강도 및 수명 저하가 가속화 되는 것이 관찰되었다.

인공치아 상부구조물로 사용되는 3Y-TZP는 하중이 증가함에 따라 강도저하 현상이 관찰되었지만, 구강 내의 저작운동은 200 N의 하중으로 실험하중보다 낮은 값으로 인공치아로 사용하기에 적합하였다. 또한, 구강 내 저작운동 시 직접 하중 및 타액에 노출되는 부분은 인공치관(Fig. 5)으로 인공치관 밑에 들어가는 인공치아 상부구조물은 비교적 화학적으로 안정하다. Fig. 5에서 별 표시는 가해진 접촉하중에서 피로시험 도중 시편이 자체 파괴되는 반복횟수를 나타낸다. 상부구조물(3Y-TZP) 위에 위치하는 인공치관용 알루미늄-유리 복합체는 200 N

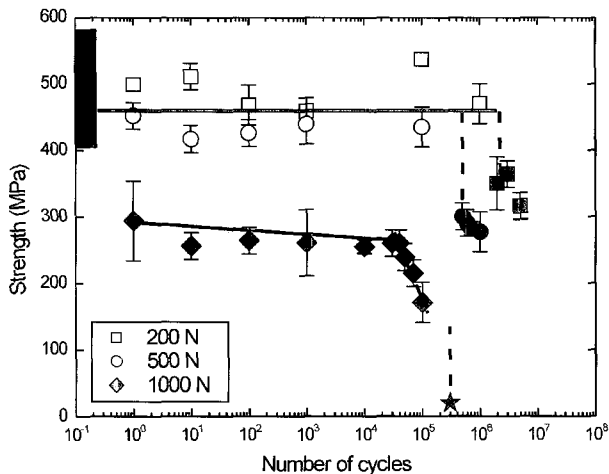


Fig. 5. Strength variation as a function of Hertzian fatigue cycles for glass-infiltrated alumina under different contact loads in artificial saliva.

의 하중에서 10^6 반복횟수까지 피로특성이[17] 안정할 뿐만 아니라, 200 N의 조건하에서 마찰계수는 0.025로 마모가 거의 발생하지 않았다[18]. 따라서, 3Y-TZP는 인공치관 밑에 들어가는 인공치아 상부구조물의 재료로 그 적용에 적합하였다.

4. 결 론

치과용 상부구조물 세라믹으로 사용되는 3Y-TZP의 반복피로 거동을 인공타액 분위기 하에서 조사하였다. 유사구강 내 조건 하에서 500~3000 N의 접촉하중을 주면서 복합체의 압입 손상과 강도 변화 거동을 관찰한 결과, 500 N의 하중이 5×10^5 회까지 반복적으로 가하여도 강도값이 유지되었다. 그러므로, 3Y-TZP는 구강환경에서 치과용 인공치아 상부구조물 재료로 적합하였다. 접촉하중과 횟수가 증가함에 따라 접촉손상 형태는 취성파괴형(링 균열)에서 변형형(방사상 균열)으로 전이되었다. 취성에서 소성 전이는 하중에 의해 지배되었다.

감사의 글

이 논문은 2002년도 한국학술진흥재단의 지원에 의하여 연구되었음(KRF-2002-041-D00276).

참 고 문 헌

[1] D.-J. Kim, J.-S. Han, S.-H. Lee, J.-H. Yang and D.Y.

Lee, "Zirconia/alumina composite dental implant abutments", Key Eng. Mater. 254 (2004) 699.

- [2] D.Y. Lee, D.-J. Kim, B.-Y. Kim and Y.-S. Song, "Effect of alumina particle size and distribution on infiltration rate and fracture toughness of alumina-glass composites prepared by melt-infiltration", Mater. Sci. & Eng. A 341 (2003) 98.
- [3] D.Y. Lee, "Optical, mechanical properties and infiltration rate of spinel/zirconia-glass dental composites prepared by melt infiltration", J. Mater. Sci. 39 (2004) 3141.
- [4] S.O. Hondrum, "A reviews of the strength properties of dental ceramics", J. Prosthet. Dent. 67[6] (1992) 859.
- [5] D.Y. Lee, D.-J. Kim, B.-Y. Kim and Y.-S. Song, "Effect of alumina particle size on R-curve behavior of (Y,Nb)-TZP/Al₂O₃ composites (in Kor.)", J. Kor. Ceram. Soc. 38[10] (2001) 936.
- [6] D.Y. Lee, S.-J. Lee, J.-W. Jang, H.-K. Kim and D.-J. Kim, "Biotribological properties of TZP/Al₂O₃ ceramics for biomechanical applications", J. Kor. Ceram. Soc. 40[6] (2003) 525.
- [7] S. Lawson, "Environmental degradation of zirconia ceramics", J. Eur. Ceram. Soc. 15 (1995) 485.
- [8] D.Y. Lee, D.-J. Kim and D.-H. Cho, "Low-temperature phase stability of Y₂O₃ and Nb₂O₅ Co-doped TZP ceramics", J. Mater. Sci. Lett. 17[3] (1998) 185.
- [9] D.Y. Lee, G.A. Gogotsi, D.-J. Kim and N.-J. Park, "Hydrothermal stability of zirconia ceramics (in Kor.)", J. Kor. Ceram. Soc. 39[2] (2002) 190.
- [10] D.Y. Lee, J.-W. Jang and D.-J. Kim, "Raman spectral characterization of existing phases in the ZrO₂-Y₂O₃-Nb₂O₅ system", Ceram. Int. 27[3] (2001) 291.
- [11] D.Y. Lee, D.-J. Kim, J.-W. Jang, D.-W. Choi and S.-J. Lee, "Phase stability of (Y,Nb)-TZP/Al₂O₃ composites under low temperature hydrothermal conditions", Mater. Lett. 39[4] (1999) 221.
- [12] D.Y. Lee, D.-J. Kim and B.-Y. Kim, "Influence of alumina particle size on fracture toughness of (Y,Nb)-TZP/Al₂O₃ composites", J. Eur. Ceram. Soc. 22[13] (2002) 2173.
- [13] S.-H. Lee, D.-S. Ham, H.-K. Kim, J.-W. Jang and M.-H. Kim, "The effect of burn-out temperature and cooling rate on the microstructure and corrosion behavior of dental casting gold alloy (in Kor.)", J. Kor. Academy Dental Technol. 22[1] (2000) 73.
- [14] Y.-G. Jung, I.M. Peterson, D.K. Kim and B.R. Lawn, "Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics", J. Dental Res. 79 (2000) 722.
- [15] H. Cai, M.A.S. Kalceff, B.M. Hooks and B.R. Lawn, "Cyclic fatigue of a mica-containing glass-ceramic at hertzian contacts", J. Mater. Res. 9 (1994) 2654.
- [16] B.R. Lawn, "Ceramic-based layer structures for biomechanical application", Current Opinion in Solid State & Mater. Sci. 6 (2002) 229.
- [17] D.Y. Lee, S. Lee, I. Park, J. Jang and B. Kim, "Glass-alumina composites prepared by melt infiltration: III. *In-vitro* fatigue behavior (in Kor.)", J. Kor. Ceram. Soc. 40 (2003) 662.
- [18] S. Lee, "Wear behavior of alumina-glass composites prepared by melt infiltration (in Kor.)", J. Kor. Ceram. Soc. 40 (2003) 881.