

## **Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>를 첨가한 정방정 지르코니아에서의 접촉손상 및 강도저하**

정연길 · 최성철\*

미국표준연구소

\*한양대학교 무기재료공학과

(1998년 2월 5일 접수)

## **Contact Damage and Strength Degradation of Yttria doped Tetragonal Zirconia Polycrystal**

**Yeon-Gil Jung and Sung-Churl Choi\***

National Institute of Standards and Technology, U.S.A.

\*Dept. of Inorg. Mater. Eng., Hanyang University

(Received February 5, 1998)

### **요 약**

헤르지안 압입시험법을 이용하여 인체용 대체재료로 응용이 기대되는 Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>를 첨가한 정방정 지르코니아 다결정체(Y-TZP)에 대한 압입 응력-변형 곡선, 균열 및 항복이 시작되는 임계하중, 강도저하, 피로거동 등을 조사하여 Y-TZP가 갖는 기계적 특성 및 손상모드에 대해 고찰하였다. Y-TZP는 탄성거동에 가까운 응력-변형 응답성을 나타내었으며, 균열형성을 위한 임계하중이 항복을 일으키기 위한 임계하중 보다 매우 높았으며 Y-TZP가 균열에 대한 우수한 저항성을 나타낸을 알 수 있었다. 강도는 접촉면적에 강한 의존성을 나타내었고, 압자크기가  $r=3.18$  mm에서는 강도저하 및 균열형성이 관찰되지 않았으며, 무단 접촉에 대한 높은 손상 저항성을 나타내었다. 또한 반복하중에 의한 접촉시험에서는 수중에서 500 N, 10<sup>6</sup>회 및 1000 N, 10<sup>5</sup>회까지는 이러한 반복하중이 재료의 강도에 영향을 미치지 않았으며, 1000 N, 10<sup>6</sup>회의 반복하중에서는 강도의 저하가 나타났다. 이와는 달리 Vickers 압입의 경우는 매우 낮은 하중에서도 상당한 강도손실을 가져왔으며, 이것으로 날카로운 접촉에 대한 재료의 위험성을 알 수 있었다.

### **ABSTRACT**

The mechanical properties and damage mode of Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-doped tetragonal zirconia polycrystal (Y-TZP) can-didated as biomaterials were performed under indentation stress-strain curve, critical load for yield and cracking, strength degradation and fatigue behavior with Hertzian indentation tests. This material shows the brittle behavior which is confirmed by indentation stress-strain response. The critical load for cracking ( $P_c$ ) is much higher than that for yields ( $P_y$ ), indicating crack resistance. Strength were strongly dependant on contact area and there were no degradation, when the indenter size was  $r=3.18$  mm, suggesting that Y-TZP should be highly damage tolerant to the blunt contacts. Multi-cycle contacts were found to be innocuous up to 10<sup>6</sup> cycles at 500 N and 10<sup>5</sup> cycles at 1000 N in water. On the other hand, contacts at 10<sup>6</sup> cycles at 1000 N in water did show some signs of incipient degradation. By contrast, contacts with Vickers indenter produced substantial strength losses at much lower loads, suggesting that the mechanical integrity of this material would be compromised by inadvertent sharp contacts.

**Key words : Damage mode, Y-TZP, Strength degradation, Fatigue behavior, Hertzian indentation**

### **1. 서 론**

Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>를 첨가하여 안정화시킨 정방정 지르코니아(Y-TZP)는 높은 강도, 인성 및 인체 적합성 등으로 인해 인공 hip joint 응용에 적합하며, 치과용 대체재료 중

core 재료로서 주목을 받고 있는 재료이다.<sup>1-3)</sup> 이러한 Y-TZP가 기존의 알루미나에 비해 hip용 인공기판으로서 응용이 가능한 이유로 크게 두가지가 고려되고 있다. 첫번째로 Y-TZP가 갖는 매우 미세한 입자크기와 잔류 기공 없이 제어되는 미세구조이며, 이러한 미세구조는

Y-TZP에 대한 상대재료의 마모율을 줄이게 된다.<sup>5-7)</sup> 두 번째로는 Y-TZP는 잘 알려진 상변태 인성증진으로 뛰어난 기계적 특성을 나타내며, 예로서 Y-TZP의 인성 및 파괴강도는 기존의 알루미나보다 약 두배정도 높은 값을 나타낸다.<sup>25-7)</sup> 결국 이러한 우수한 특성을 갖는 Y-TZP가 hip용 인공기관이나 다른 인체의 대체재료, 특히 치과용 core 재료로 사용될 경우 'life time'이 증가됨을 예상할 수 있다. 같은 분야에서의 응용을 위해 MgO를 첨가한 부분안정화 지르코니아(Mg-PSZ)를 개발하는 연구가 수행되기도 하였다.<sup>7-9)</sup> 비록 Mg-PSZ이 우수한 인체 친화성을 나타내어도 잔류 미세기공과 큰 입자성장에 의해 기계적 특성이 결정되며, 특히 이러한 입자성장은 상대재료에 대한 마모율에 영향을 미치게 된다.

지난 수십 년간 Y-TZP에 대한 연구가 행해져 왔지만 단지 몇 개의 연구만이 인체 세라믹스로서 Y-TZP가 소개되었다.<sup>1-5)</sup> 반면 Y-TZP에서 중요시되는 저온열화 현상에 대한 연구는 많은 사람들에 의해 행해졌으며, 이러한 저온열화에 관련되는 변수로는  $Y_2O_3$  함량 및 균일성, 입자크기 그리고 강도를 제어하는 결합밀도 등을 들 수 있다.<sup>7,10,11)</sup> 그러나 인체에 응용되는 온도범위(낮은 온도 범위)내에서는 이러한 저온열화 현상에 의한 강도와 상조성에서 큰 변화를 나타내지 않으므로 본 연구에서 사용한 Y-TZP에서는 저온열화에 의한 강도저하 및 상조성의 변화는 문제가 되지 않는다.

따라서 본 연구에서는 Y-TZP가 hip joint 및 치과용 core 재료 등 인체용 대체재료로의 응용에 있어서 항상 경험하게 되는 접촉손상을 고찰하고자 한다. 이를 위해 구형압자(sphere indenter)를 사용한 Hertzian 압입시험법(indentation testing) 이용하였으며<sup>12)</sup>, 재료의 응력-변형 응답성, 접촉손상, 균열 및 변형이 형성되는 임계하중, 강도저하, 피로거동 등을 조사하였다.

## 2. 실험방법

본 연구에서는 4.5~5.4 wt%의  $Y_2O_3$ 를 함유한 정방정지르코니아 다결정체(Tetragonal zirconia polycrystal; 이하 Y-TZP로 약함, Prozyr®, Saint-Gobain Industrial Ceramics, Norton Advanced Ceramics, Export, PA, U.S.A.)를 사용하였다. Fig. 1에서는 1300°C에서 1시간 동안 열처리한 후 전자주사현미경으로 관찰한 미세구조를 나타내었으며, 평균입경이 약 0.6 μm 이하인 등방성 입자들을 확인할 수 있었다. 경도 및 인성은 일반적인 Vickers 압입법(indentation method)을 이용하여 구하였으며, 경도(hardness) 및 인성(toughness) 측정시 압입하중은 각각 5~50 N 및 30~300 N으로 변화시켰다.<sup>13,14)</sup> 영율(Young's modulus)은 기본적인 비파

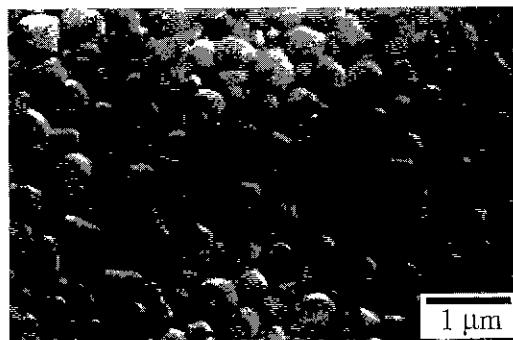


Fig. 1. SEM micrograph of polished and etched surface. The microstructure of this material consists of relatively equiaxed grains with a narrow grain size distribution. The grain size is approximately 0.6 μm or below 0.6 μm.

괴 음파 측정법(pulse-echo technique)을 사용하여 측정하였다.<sup>15,16)</sup> 재료의 기본특성으로 측정한 경도, 인성 및 영율을 Table 1에 나타내었다.

Hertzian 압입법은 구형의 압자(Tungsten carbide sphere)를 만능시험기(Instron 1122, Canton, MA, U.S.A.)에 고정시킨 후 재료표면에 일정 속도(0.2 mm/min)로 하중을 가한 후 재료에서 일어나는 다양한 변화를 관찰하는 방법으로 간단하면서도 다양한 정보를 얻을 수 있으며, Fig. 2에서 이에 대한 모식도를 나타내었다. 재료의 응력-변형 응답성을 관찰하기 위해 금(gold)으로 코팅한 시험편의 표면을 구형압자를(반지름  $r=1.54\sim5.54$  mm) 사용하여 일정한 하중으로 접촉시킨 후 표면에 남아있는 접촉반지름( $a$ )을 측정하였다. 가한 하중( $P$ )과 접촉반지름으로 부터 접촉응력( $P/\pi a^2$ )과 접촉변형( $a/r$ )을 계산하여 재료의 응력-변형 곡선을 나타내었다. 그리고 균열이 형성되는 임계하중( $P_c$ )과 항복(yield)이 시작되는 임계하중( $P_y$ )을 구형압자의 크기에 따라 측정하였으며, 이때  $P_c$  값은 재료표면에 완전한 링

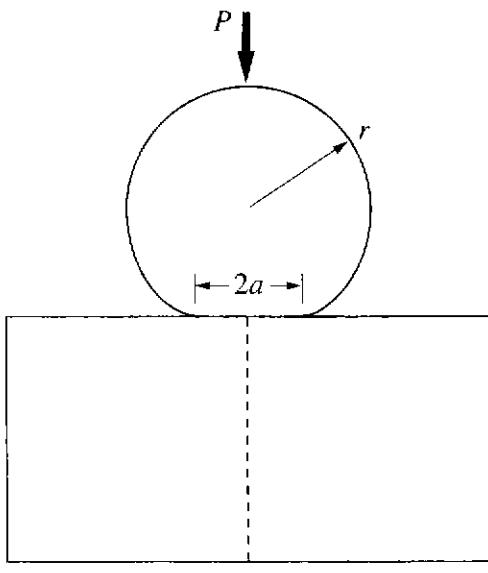
Table 1. Properties of Y-TZP at Room Temperature (means±standard deviations)

Young's modulus $E$ (GPa)	Hardness $H$ (GPa)	Toughness $T_0$ (MPa m $^{1/2}$ )
$205\pm4.4$	$14.78\pm0.5$	$5.69\pm0.2^*$ $4.01\pm0.2^{\dagger}$ $3.58\pm0.1^{***}$

\*Toughness measured with Vickers load 30 N.

\*\*Toughness measured with Vickers load 50 N.

\*\*\*Toughness measured with Vickers load range 100~300 N.



Bonded interface

**Fig. 2.** Schematic of Hertzian contact test, with sphere of radius  $r$  at load  $P$  over contact radius  $a$ . Specimen is pre-sectioned (vertical dashed line) to form "bonded-interface" specimen.

(ring) 형태의 균열이 형성되는 하중과 균열이 형성되지 않는 하중의 범위를 나타내었으며,  $P_V$  값은 재료표면에서 항복이 시작되는 하중을 나타내었다. 또한 표면아래에서 형성되는 접촉손상의 형태를 관찰하기 위해 계면접합기술(bonded-interface technique)을 사용하였다.<sup>17,18)</sup> 계면접합 시험편은 최종 연마가 끝난 두 시험편의 표면을 cyanoacrylate계 접합제(Superclue, Loctite Corp., Newington, CT, U.S.A.)로 접합시켜 하나의 시험편으로 제조한 것으로 계면의 접합제 두께는 인공적인 손상을 최소화시키기 위해 5 μm 이하로 하였다. 제조된 계면접합 시험편은 10 μm 다이아몬드 휠(wheel)로 아랫면을 평형하게 만든 후 윗면을 1 μm 다이아몬드와 colloidal silica로 최종 연마하였다. 연마된 면의 계면을 따라 일정하중을 가한 후 아세톤으로 계면접합 시험편을 분리하여 표면 및 표면아래에서 형성된 균열 및 손상을 관찰하였다.

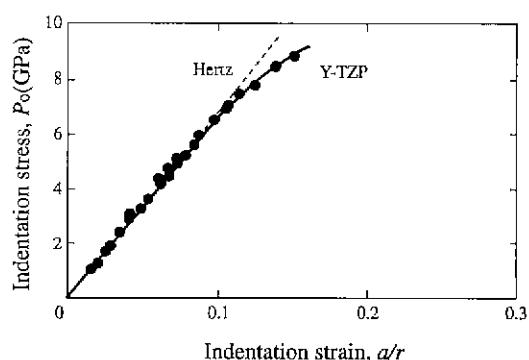
강도측정을 위한 시험편은 3×4×25 mm의 막대형으로 준비하였으며, 측정시 인장응력이 형성되는 면은 1 mm 다이아몬드 및 colloidal silica로 연마하였다. 이렇게 준비된 시험편에 구형의 압자를 이용하여 일정 하중으로 단순 압입(single-cycle indentation)과 반복 압입(multi-cycle indentation)을 가한 후 시험편의 강도를 측정하였다. 단순 압입의 경우 구형압자의 크기를  $r$ =

1.98 mm 및  $r=3.18$  mm로 두 종류를 사용하여 공기 중에서 4000 N까지 하중을 가한 후 강도변화를 압입하중에 따라 관찰하였으며, Hertzian 압입 후의 강도와 비교를 위해 Vickers 압입을 사용하여 100 N 하중을 가한 후 강도를 측정하였다. 또한 재료의 파로거동을 관찰하기 위해 500 N과 1000 N의 하중으로 수중에서 10<sup>6</sup>회까지 반복하중을 가한 후 강도저하 및 재료표면에서의 변화를 고찰하였다. 강도 측정시 환경적인 요인을 최소화하기 위해 silicon oil을 입흔자리에 떨어뜨렸으며, 빠른파괴(파괴시간 < 40 ms)로 강도를 측정하였다.<sup>19)</sup>

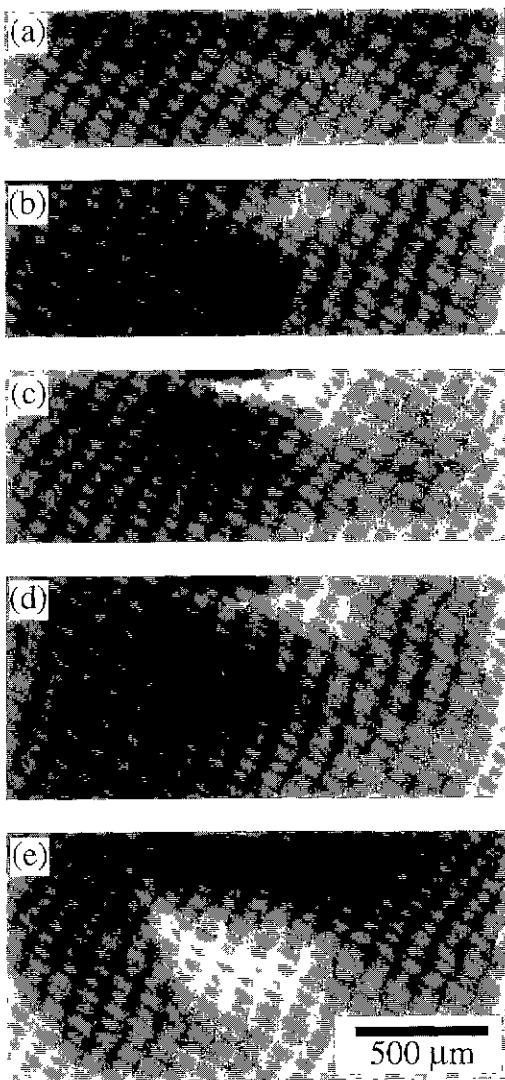
### 3. 결과 및 고찰

#### 3.1. 응력-변형 응답성 및 접촉손상

재료가 일정하중에 대해 어떠한 응답성을 갖는지를 구형압자를 이용한 Hertzian 압입법으로 관찰하였으며, Fig. 3에서 압입 응력-변형(indentation stress-strain) 곡선으로 나타내었다. 점선은 유리(base glass)와 같이 이상적인 탄성거동을 나타내는 경우 Hertzian 압입시 응력에 대한 전형적인 변형 응답성을 나타내었다.<sup>20)</sup> YTZP는 일정 응력하에서는 이상적인 탄성거동을 보이고 있으나, 높은 응력에서는 탄성영역인 점선을 벗어나 준소성 거동(quasi-plasticity behavior)을 나타내었다. 압입 응력-변형 곡선에서 나타난 준소성 변형을 관찰하기 위해 계면접합체를 사용하였으며, 가한 하중과 사용한 구형압자의 크기에 따른 접촉손상을 Fig. 4와 5에서 나타내었다. Fig. 4에서는  $r=3.18$  mm의 구형압자로 접합계면에 일정하중을 가한 후 계면접합체를 분리하여 관

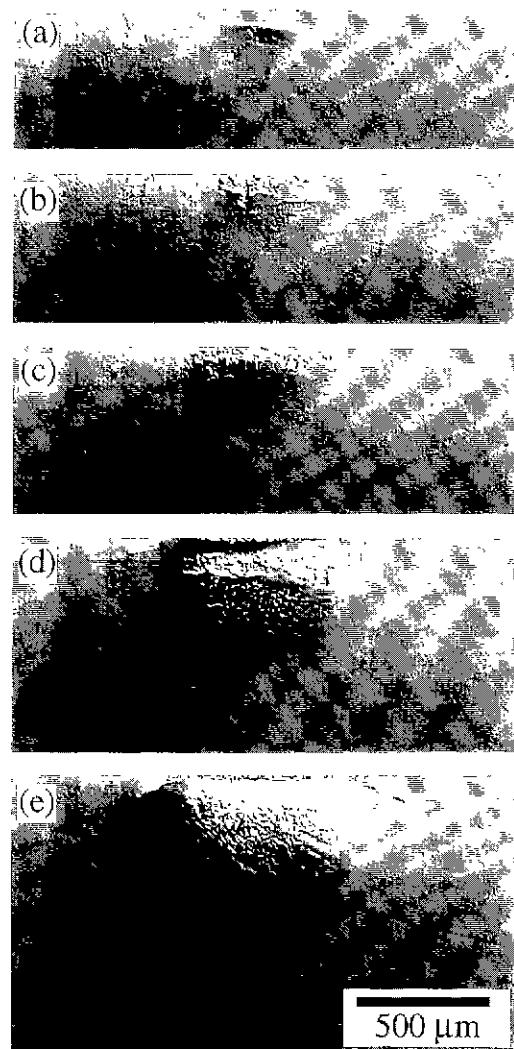


**Fig. 3.** Indentation stress-strain curve using WC spheres, radii  $r=1.54\sim5.54$  mm. Data points represent individual indentations on 8~12 polished specimens of each material, in air, at a crosshead speed 0.2 mm/min. Inclined dashed line is calculated Hertzian linear elastic response for WC sphere on Y-TZP.



**Fig. 4.** Half-surface and side views of Hertzian contact damage in Y-TZP, from WC sphere radius  $r=3.18$  mm: (a) 1000 N, (b) 2000 N, (c) 2500 N, (d) 3000 N and (e) 4000 N. Traces of quasi-plasticity are observed at bonded-interface specimens with Nomarski optical micrographs.

찰한 표면아래에 형성된 준소성 변형을 나타내고 있다. 하중이 증가됨에 따라 준소성 영역은 확장되었으며, 전형적인 Hertzian 접촉손상의 형태를 나타내고 있다. 이러한 준소성 변형은 전단응력(shear stress)에 의해 형성되며<sup>8,18)</sup>. 하중을 4000 N까지 증가시켜도 균열은 발생되지 않았다. 그러나 Fig. 5에서 나타낸 것과 같이 구형 압자 크기를  $r=1.98$  mm로 줄인 경우 3000 N부터 콘



**Fig. 5.** Half-surface and side views of Hertzian contact damage in Y-TZP, from WC sphere radius  $r=1.98$  mm: (a) 1000 N, (b) 2000 N, (c) 2500 N, (d) 3000 N and (e) 4000 N. Traces of both cone cracking and quasi-plasticity are observed with Nomarski optical micrographs.

(cone) 형태의 균열이 형성되었으며, 표면아래에서 형성된 준소성 영역은  $r=3.18$  mm의 압자를 사용한 경우 보다 강하게 나타났다. 또한 준소성 영역에서 형성된 구김(rumpling)은 전단응력에 의한 미세균열 보다는 정방정에서 단사정으로의 상변태( $t \rightarrow m$ )에 의해 형성되는 것으로 보고되고 있다.<sup>8)</sup> 여기서 알 수 있듯이 접촉면적이 넓은 경우 매우 높은 하중 하에서도 균열이 형성되지 않으며 단지 준소성 영역이 가한 하중에 따라 증가하게 되며, 좁은 접촉면적에서도 매우 높은 응력하에서만 균

열이 형성된다. 균열이 형성되어도 접촉시 가한 압축응력에 의해 상변태가 일어나며, 이러한 상변태에 의해 균열의 진행이 억제된다.<sup>21)</sup> 이러한 균열진행의 억제는 인성 측정시에도 관찰할 수 있었으며, 압흔크기( $c$ )가 각 압흔의 꼭지점에서 형성된 균열길이( $l$ ) 보다 클 경우( $c > l$ ), 균열전파가 억제되어 높은 인성값을 나타내며, 균열이 상변태 영역을 벗어나 잘 발달된 균열인 경우( $c < l$ ), 비교적 낮은 인성값을 나타내었다. 따라서 일반적으로 hip joint나 dental 재료의 응용에서는 접촉반지름이 2~4 mm(dental 재료로의 응용)과 그 이상(hip joint로의 응용)이므로 Y-TZP는 접촉손상에 대한 내구성을 갖고 있다고 할 수 있다.

### 3.2. 균열 및 변형을 위한 임계하중

Fig. 6에서 변형과 균열이 형성되는 임계하중을 압자크기에 따라 나타내었다. 압자의 크기가 증가함에 따라 변형 및 항복이 시작되기 위한 임계하중은 증가하였으며, 이는 어떤 주어진 하중에서 압자크기가 증가함에 따라 응력집중이 감소함에 따른 결과이다. 따라서 큰 압자크기에서 항복 및 균열을 일으키기 위해서는 보다 높은 하중이 필요하게 된다. 전반적으로  $P_Y \ll P_c$ 의 경향을 나타내며, 준소성 변형이 우선적인 손상모드(damage mode)라는 것을 알 수 있다. Y-TZP는 Vickers 압입법과 Hertzian 압입법을 사용한 연구에서 매우 높은 균열저항성을 갖는다는 것이 이미 보고되었으며<sup>7,21,22)</sup>, 이것은 다른 지르코니아 복합체도 높은 균열저항성을 나타낼 수 있다는 것을 제시하였다. 이와같이 본 연구에서

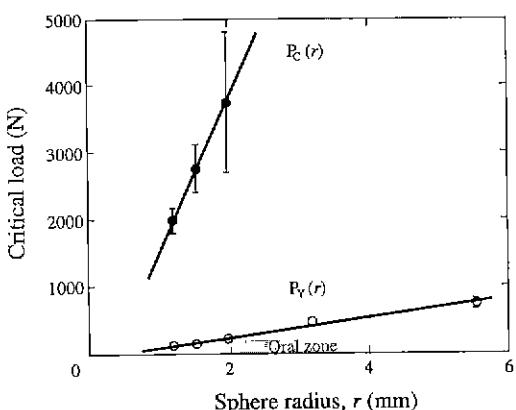


Fig. 6. Critical loads for onset of subsurface yield ( $P_Y$ ) and surface cracking ( $P_c$ ) as function of sphere radius ( $r$ ). Shaded zones indicate "typical" range of oral masticatory conditions. Error bars are uncertainty bounds (in some cases, the error bars are smaller than the data symbols).

사용한 Y-TZP도 매우 높은  $P_c$  값을 나타내었으며, 압자크기  $r=3.18$  mm에서는 5000 N까지 균열이 형성되지 않았으며, 접촉면적(준소성 영역)만이 하중에 따라 증가하였다. 또한 매우 작은 압자크기( $r=1.20$  mm)에서도 매우 높은  $P_c$  값을 나타내었다. Fig. 6의 아래에 나타낸 사각형의 범위는 '입안의 조건'에서 경험하게 되는 접촉반지름 및 하중을 나타낸 것으로<sup>23)</sup>, 비교적 작은 압자의 경우  $P_c$  값이 이 범위를 지나게 되며, 이는 매우 작은 접촉반지름 또는 비정상적인 이물질에 의한 접촉손상을

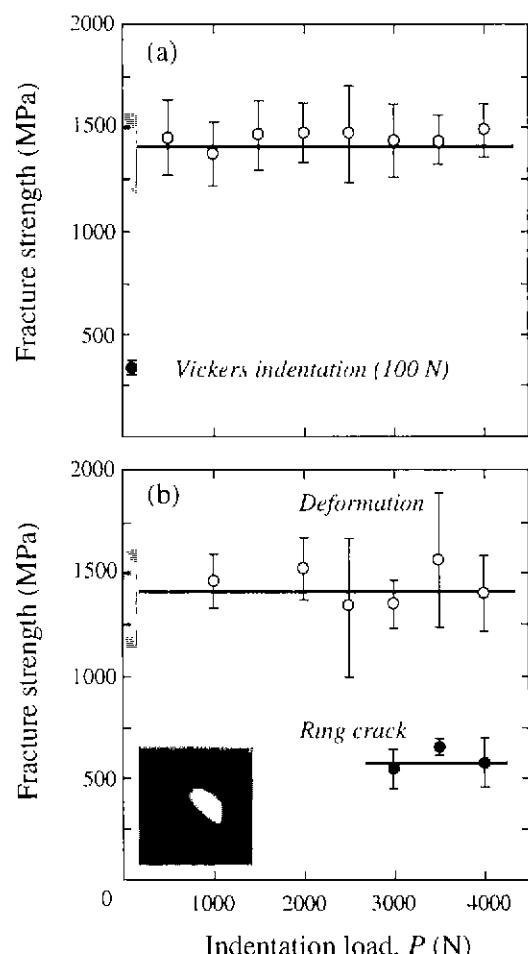


Fig. 7. Strength of Y-TZP after indentation with WC sphere as function of contact load: (a)  $r=3.18$  mm; (b)  $r=1.98$  mm. Closed symbols of (a) represent strength after Vickers indentation with 100 N. Closed symbols of (b) represent failures from indentation origins, open symbols of (a) and (b) from other origins. Inset micrograph in (b) shows failure origin at  $P=3000$  N. Shaded box at left axis represents strengths of polished, unindented specimens.

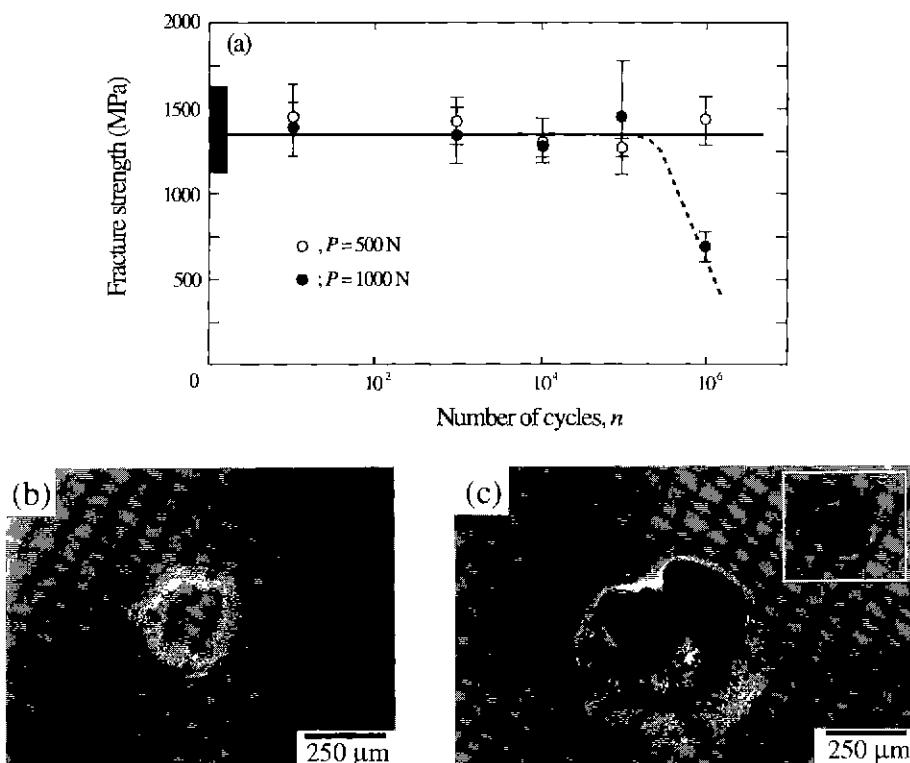
의미하게 된다. 그러나 Y-TZP는 매우 높은 균열저항성(높은  $P_c$  값)을 갖고 있으므로 비록  $P_y$  값이 손상이 형성되기 위한 임계조건 보다 적은 하중이지만 이는 작은 압자크기에 국한되어 있어 hip joint 및 dental 대체재료로 응용이 가능하리라 생각된다.

### 3.3. 강도 및 피로특성

Fig. 7에서는 압입하중과 압자크기에 따른 강도변화를 나타내었다. 항복 및 균열이 형성되기 위한 임계하중에서 언급했듯이 압자크기가  $r=3.18$  mm인 경우 균열은 형성되지 않고 준소성 변형만이 재료에서 형성되는 데 이러한 준소성 변형은 강도에 영향을 미치지 않음을 Fig. 7(a)로 알 수 있다. 파괴가 일어나는 원점은 재료자체의 결함이며, 따라서 강도값은 하중을 가하지 않은 시험편과 유사하게 나타났다. 한편 압자크기가  $r=1.98$  mm의 경우, 3000 N부터 균열이 형성되었으며, 이때 강도는 크게 저하되었다. Fig. 7(b)에서 나타낸 파괴 후의 그림에서 처럼 파괴원점은 균열이며, 이러한 파괴모드

는 취성모드(brITTLE mode)의 형태를 따르며 급격한 강도저하를 가져온다.<sup>13,24)</sup> 이러한 균열은 시험편중 20% 정도에서 형성되었으며, 균열형성의 중요성은 Fig. 7(a)에 나타낸 Vickers 압입 후의 강도값으로 잘 알 수 있다. 비록 작은 하중의 압입이지만 강도는 급격히 저하되었으며, 이것은 날카로운 접촉에 대한 재료의 위험성을 나타낸다. 균열이 형성되지 않은 시험편은 압자크기  $r=3.18$  mm를 사용하여 압입한 경우와 유사한 강도값을 나타내었다.

피로에 대한 재료의 응답성을 조사하기 위해 수중의 환경(water environment)에서 압자크기  $r=3.18$  mm를 사용하여 500 N 및 1000 N의 하중으로 재료표면에 반복하중(cyclic loading)을 가한 후 재료의 강도를 측정하였으며, Fig. 8(a)에서 나타내었다. 변형을 일으키는 임계하중인 500 N으로로 피로강도를 측정한 결과  $10^6$ 회까지 반복하중을 가한 후에도 강도저하는 일어나지 않았으며, 파괴원점은 재료결함에 의한 것으로 표면에서의 피상적인 손상만이 형성된다는 것을 알 수 있으며, 접촉피



**Fig. 8.** Strengths and surface views of Y-TZP: (a) Strengths after indentation with WC sphere,  $r=3.18$  mm,  $P=500$  N and  $1000$  N, in water, as function of cycles  $n$ ; (b) and (c) show the surface views of contact damage after  $n=10^6$  cycles with  $P=500$  N and  $1000$  N in water respectively. Shaded box at left axis represents strength of polished, unindented specimens. Inset micrograph in (c) indicates subsurface damage origin.

로 후의 표면상태(Fig. 8(b))로서 확인 할 수 있다. 한편 1000 N으로 10<sup>6</sup>회까지 반복하중을 가한 후의 강도는 감소하였으며, Fig. 8(c)에서 이때의 표면상태를 나타내었다. 파괴원점은 손상영역(damage zone)이었으며, 이러한 손상영역이 표면아래로 확장되어 강도저하가 일어나게 된다. 수분은 세라믹에서 손상축적 및 균열성장에 치명적인 역할을 할에도 불구하고,<sup>25,26)</sup> 항복이 시작되는 임계하중에서는 10<sup>6</sup>회까지의 반복하중 후에도 강도가 유지되고 있으며, 보다 높은 하중에서는 강도저하를 나타내었다. 그러나 이러한 준소성 영역의 확장에 의한 강도저하는 크지 않으며 여전히 높은 강도값을 유지하게 된다. 이것은 재료의 표면에서 일어나는 반복하중에 의한 침식은 강도보다는 마모특성에 치명적이라는 보고와 일치하고 있다.<sup>27)</sup>

#### 4. 결 론

Y-TZP에 대한 접촉손상 및 강도특성을 Hertzian 압입시험으로 조사하였으며, 다음과 같은 결과를 얻을 수 있었다.

1. 응력-변형 응답성으로 Y-TZP가 탄성거동을 나타낼 수 있었으며, 표면아래에서 형성되는 손상특성(준소성 영역)은 압입하중의 증가에 따라 확장되었다. 또한 압자크기에 영향을 받아 작은 압자크기( $r=1.98$  mm)에서는 3000 N부터 cone 균열이 형성되었으며, 준소성 영역도 잘 발달되었다.
2. 항복이 시작되기 위한 임계하중은 압자크기에 따라 점차적으로 증가되었으며, 균열형성을 위한 임계하중은 압자크기  $r=3.18$  mm에서는 5000 N까지 균열이 형성되지 않았으며, 이것은 무단 접촉에서의 접촉손상에 대한 저항성을 나타낸다. 또한  $P_c$  값도 압자크기에 따라 증가하는 경향을 나타내었다.
3. 압자크기  $r=3.18$  mm에서는 강도저하를 나타내지 않았으며,  $r=1.98$  mm에서는 3000 N부터 균열이 형성되어 강도저하를 나타내었다. 이때 균열이 형성되는 비율은 압입하중 4500 N까지 전체 시험편의 20% 정도이며, 4750 N에서 모든 시험편에서 균열이 형성되었다. 한편 Hertzian 압입하중에 비해 매우 낮은 Vickers 압입하중에서는 매우 급격한 강도저하를 나타내었으며, 이로서 날카로운 접촉에 대한 재료의 위험성을 알 수 있었다. 반복하중에 따른 피로특성은 항복이 시작되는 임계하중  $P=500$  N에서는 10<sup>6</sup>회, 이보다 높은 하중  $P=1000$  N에서는 10<sup>6</sup>회까지 반복하중에서는 강도저하를 나타내지 않았으며,  $P=1000$  N, 10<sup>6</sup>회 반복하중에서 강도저하를 나타내었지만 여전히 매우 높은 강도가 유지되었다.

결국 준소성영역의 확장은 강도저하에 균열형성 보다 결정적인 역할을 하지 못하지만, Y-TZP의 접촉손상 및 손상축적에 대한 내구성을 나타내었다.

#### REFERENCES

1. R.A. Giordano, "Dental Ceramic Restorative Systems," *Compendium*, **17**(8), 779-794 (1996).
2. T.K. Gupta, F.F. Lange and J.H. Bechtold, "Effect of Stress-Induced Phase Transformation on the Properties of Polycrystalline Zirconia Containing Metastable Tetragonal Phase," *J. Mater. Sci.*, **13**, 1464-1470 (1978).
3. J.L. Drummond, "In Vitro Agening of Yttria-Stabilized Zirconia," *J. Am. Ceram. Soc.*, **72**(4), 675-676 (1989).
4. J.M. Drouin, B. Cales, J. Chevalier and G. Fantozzi, "Fatigue Behavior of Zirconia Hip Joint Heads: Experimental Results and Finite Element Analysis," *J. Biomed. Mater. Res.*, **34**, 149-155 (1997).
5. I. Thompson and R.D. Rawlings, "Mechanical Behavior of Zirconia and Zirconia Toughened Alumina in a Simulated Body Environment," *Biomaterial*, **11**, 505-508 (1990).
6. F.F. Lange, "Transformation Toughening, Part 3," *J. Mater. Sci.*, **17**, 240-246 (1982).
7. R.H.J. Hannink and M.V. Swain, "Progress in Transformation Toughening of Ceramics," *Annu. Rev. Mater. Sci.*, **24**, 359-408 (1994).
8. A. Pajares, F. Guiberteau, B.R. Lawn and S. Lathabai, "Hertzian Contact Damage in Magnesia-Partially-Stabilized Zirconia," *J. Am. Ceram. Soc.*, **78**(4), 1083-1086 (1995).
9. A. Pajares, L. Wei, B.R. Lawn and D.B. Marshall, "Damage Accumulation and Cyclic Fatigue in Mg-PSZ at Hertzian Contacts," *J. Mater. Res.*, **10**(10), 2613-2625 (1995).
10. J.J. Swab, "Low Temperature Degradation of Y-TZP Materials," *J. Mater. Sci.*, **26**, 6706-6714 (1991).
11. R.L.K. Matsumoto, "Strength Recovery in Degraded Yttria Doped Zirconia Polycrystals," *J. Am. Ceram. Soc.*, **68**, C-213 (1985).
12. A.C. Fischer-Cripps and B.R. Lawn, "Stress Analysis of Contact Detormation in Quasi-Plastic Ceramics," *J. Am. Ceram. Soc.*, **79**(10), 2609-2618 (1996).
13. D. Tabor, *Hardness of Metals*, Clarendon, Oxford, U.K., 1951.
14. G.R. Anstis, P. Chantikul, D.B. Marshall and B.R. Lawn, "A Critical Evaluation of Indentation Techniques for Measuring Fracture Toughness: 1. Direct Crack Measurements," *J. Am. Ceram. Soc.*, **64**(19), 533-538 (1981).
15. H.J. McSkimin, "Pulse-Superposition Methods for Measuring Ultrasonic Wave Velocities in Solids," *J. Acous. Soc. Am.*, **33**, 12-16 (1961).

16. G.V. Blessing, "The Pulsed Ultrasonic Velocity Method for Determining Material Dynamic Elastic Moduli," Symposium on Dynamic Modulus Measurements, Wolfenden A, editor. Kansas City, MO, ASTM, pp 47-57 (1988).
17. F. Guiberteau F, N.P. Padture and B.R. Lawn, "Effect of Grain Size on Hertzian Contact in Alumina," *J. Am. Ceram. Soc.*, **77**(7), 1825-1831 (1994).
18. S.K. Lee, S. Wuttiphant and B.R. Lawn, "Role of Microstructure in Hertzian Contact Damage in Silicon Nitride: I, Mechanical Characterization," *J. Am. Ceram. Soc.*, **80**(9), 2367-2381 (1997).
19. D.B. Marshall and B.R. Lawn, "Flaw Characteristics in Dynamic Fatigue: The Influence of Residual Contact Stresses," *J. Am. Ceram. Soc.*, **65**(9-10), 532-536 (1980).
20. S. Timoshenko and J.N. Goodier, *Theory of Elasticity*. McGraw-Hill, New York, 1951.
21. R.F. Cook, L.M. Braun and W.R. Cannon, "Trapped Cracks at Indentations," *J. Mater. Sci.*, **29**, 2133-2142 (1994).
22. B.R. Lawn, *Fracture of Brittle Solids*. Second Edition, Cambridge University Press, Cambridge, U.K., 1993.
23. I.M. Peterson, A. Pajares, B.R. Lawn, V.P. Thompson and E.D. Rekow, "Mechanical Characterization of Dental Ceramics Using Hertzian Contacts," *J. Dent. Res.*, in press.
24. B.R. Lawn, S.M. Wiederhorn and H. Johnson, "Strength Degradation of Brittle Surfaces: Blunt Indenters," *J. Am. Ceram. Soc.*, **58**(9-10), 428-432 (1975).
25. S.M. Wiederhorn, "Influence of Water Vapor on Crack Propagation in Soda-Lime Glass," *J. Am. Ceram. Soc.*, **50**(8), 407-414 (1967).
26. F. Guiberteau, N.P. Padture, H. Cai and B.R. Lawn, "Indentation Fatigue: A Simple Cyclic Hertzian Test for Measuring Damage Accumulation in Polycrystal Ceramics," *Philos. Mag.*, **A68**(5), 1003-1016 (1993).
27. P.J. Kennedy, A.A. Conte, E.P. Whitenton, L.K. Ives and M.B. Peterson, "Surface Damage and Mechanics of Fretting wear in Ceramics," Friction and Wear of Ceramics, S. Jahanmir editor, Marcel Dekker. New York, pp.79-98 (1994).