

치과 임플란트 상부구조물용 (Y,Nb)-TZP/알루미나 복합체의 기계적 물성

정형호 · 김대준[†] · 한중석* · 이득용**

세종대학교 신소재공학과

*서울대학교 치과대학 보철과

**대림대학교 재료정보학과

(2004년 4월 16일 접수; 2004년 7월 3일 승인)

Mechanical Properties of (Y,Nb)-TZP/Alumina Composites for Dental Implant Abutments

Hyung-Ho Jung, Dae-Joon Kim,[†] Jung-Suk Han,* and Deuk Yong Lee**

Department of Advanced Materials Engineering, Sejong University, Seoul 143-747, Korea

*Department of Prosthodontics and Dental Research Center, College of Dentistry, Seoul National University, Seoul 110-749, Korea

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

(Received April 16, 2004; Accepted July 3, 2004)

초 록

치과 임플란트의 상부구조물로 응용하기 위해 ZrO_2 , Y_2O_3 , Nb_2O_5 를 각각 90.24, 5.31, 4.45 mol%씩 혼합한 정방정 지르코니아 고용체에 알루미나를 부피비로 10-90%를 10 vol% 간격으로 첨가하여 (Y,Nb)-TZP/알루미나 복합체를 제조하였다. 최적의 기계적 물성은 알루미나를 10 vol% 첨가했을 때 이축 곡강도는 900 MPa이었으며 파괴인성은 $8.9 MPam^{1/2}$ 이었고 200°C 오토크레이브하에서 10시간 열처리 했을 때 저온열화가 관찰되지 않았다. 복합체를 임플란트 상부구조물로 제작하여 40명의 환자에게 총 65개를 시술한 후 2년 동안 관찰한 결과 부작용이나 나사의 풀림 또는 파절이 전혀 일어나지 않아 우수한 임상결과를 보였다.

ABSTRACT

For abutment of dental implants, (Y,Nb)-TZP/Alumina composites were prepared by addition of 10-90 vol% alumina at an interval of 10 vol% into tetragonal zirconia solid solution which consists of 90.24 mol% ZrO_2 , 5.31 mol% Y_2O_3 , and 4.45 mol% Nb_2O_5 . Biaxial flexure strength and fracture toughness of composite were optimized by adding 10 vol% alumina, which resulted in 900 MPa and $8.9 MPam^{1/2}$, respectively. The composite did not undergo low temperature degradation even after autoclave treatment at 200°C for 10 h. 65 of (Y,Nb)-TZP/Alumina composite abutments were employed into 40 patients and any adverse reaction, screw loosening, or fracture of abutments was not observed for the span of 2 years, indicating that the ceramic abutments can be safely used for restorations.

Key words : Zirconia/Alumina composite, Biaxial flexure strength, Fracture toughness, Ceramic abutment

1. 서 론

치과용 임플란트는 상실된 치아들을 수복하여 기능, 심미, 발음 등을 회복시켜 궁극적으로 삶의 질을 높일 수 있는 표준적 보철술식 중의 하나로 자리잡고 있다. 임플란트 시스템은 골내에 심겨지는 하부구조물인 고정체(fixture)와 구강내로 연결되어 그 위에 최종 치아형태를 부여할 수 있는 지대주(abutment)로 구성되어 있다. 하부구조물은 수술과정을 통하여 골내에 심겨지며 최종적으로 구강내에

서 기능을 감당하기 위하여 골과의 긴밀한 접촉이 일어나도록 치유된다. 상부구조물은 골치유반응이 성공적으로 일어난 후 하부고정체와 나사등에 의하여 연결 고정되며 그 위에 최종보철물이 나사 또는 치과용 시멘트에 의해 연결된다. 상부구조물 재료로는 전통적으로 티타늄이 사용되어 왔으나 종종 치조골을 덮고 있는 잇몸 조직이 얇거나 두께가 얇은 경우에 티타늄의 회청색이 보여 심미성을 해치는 경우가 많다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 초기에 치아색과 유사한 세라믹으로 알루미나가 상부구조물로 사용되었으나¹⁻³⁾ 알루미나 상부구조물을 치아형태로 가공하거나 하부구조물과 연결하는 과정에서 간과할 수 없는 빈도로 파절이 관찰되기 때문에 보다 신뢰성이 높은 세라믹 재료가 요구되어 왔다.

[†]Corresponding author : Dae-Joon Kim
E-mail : djkim@sejong.ac.kr
Tel : +82-2-3408-3783 Fax : +82-2-3408-3664

지르코니아는 단미세라믹들 중에서 가장 높은 균열저항 값을 가지고 있으며 특히 이트리아가 첨가되어 안정화된 정방정 지르코니아(Y-TZP)는 고관절용 골두등 의료용 보철물로 응용되어 왔다. 알루미나가 가질 수 없는 우수한 기계적 물성으로 인해 Y-TZP로 제조된 세라믹 골두는 1985년 이래 50만개 이상이 시술되었으며 최근 4년 동안에만 20만개 이상이 시술되었다. 그러나 Y-TZP는 물이나 체액에 접촉된 부위에서나 또는 Y-TZP 보철물을 스팀소독 시에 정방정에서 단사정으로의 상전이에 의한 급격한 강도의 저하, 즉, 저온열화가 최근에 의학계에서 논란이 되어왔다. 저온열화에 관련된 상전이는 표면 거칠기를 높이고, 입자가 떨어져 나오며 미세균열을 일으키기도 한다. 그 결과 고관절 골두의 경우 조기파절에 따른 재수술의 원인이 되는데 초기에는 이러한 문제발생률이 0.01%에 불과하였으나 최근에는 8.8%까지 보고되고 있다.⁴⁾ 이에 따라 미국 FDA에서는 지르코니아 보철물의 스팀소독에 대한 경고를 한 바 있으며⁵⁾ 최근에는 보다 심각하게 FDA, 호주의 의료용구청, 프랑스 의료용구 안정청, 영국의 의료용구청 등에서 지르코니아 골두의 파절위험에 의한 리콜을 명령하거나 판매금지의 조치를 취하였다.^{4,6)} 이러한 문제점들의 해결을 위해 최근에는 알루미나-지르코니아 복합체를 생체재료로 응용하고자 하는 연구가 활발히 진행되고 있다.⁷⁻¹¹⁾

본 연구는 저온열화가 일어나지 않는 새로운 조성의 지르코니아((Y, Nb)-TZP)와 알루미나 복합체의 기계적 물성과 상안정을 관찰하고 이 재료로부터 제조된 임플란트 상부구조물의 임상결과를 보고하고자 한다.

2. 실험방법

지르코니아/알루미나 복합체에 사용된 지르코니아의 조성은 ZrO_2 90.24 mol%, Y_2O_3 5.31 mol%, 그리고 Nb_2O_5 4.45 mol%이었으며 알루미나는 AKP 30(Sumitomo, Japan)이었다. 지르코니아 고용체의 준비과정은 이미 다른 문헌에 보고되었으며⁹⁾ 이 지르코니아에 알루미나를 부피비로 10-90%까지 10%씩 증가시키고 볼밀링으로 24시간 혼합하였다. 혼합된 복합분말을 건조하고 디스크 형태로 140 MPa의 정수압을 가하여 성형한 후 분당 3°C의 승온속도로 1600°C에서 2시간 소결하여 직경 12 mm 두께 2 mm의 시편을 제조하였다. 복합체의 강도와 파괴인성은 각각 10개씩의 시편을 flat-on-three-ball 2축강도 지그¹²⁾를 사용하여 측정하였으며 인성값의 결정은 indentation-strength법¹³⁾을 통해서 결정하였다. 복합체의 상안정성은 시편을 200°C의 1.6 MPa 수증기 압력하에서 10시간 유지시킨 후 X-선 회절기를 이용하여 2θ 26-32° 범위에서 상분석을 통하여 결정하였다. 미세구조의 입경은 주사현미경 사진으로부터 직선 절단법을 사용하여 측정하였다.¹⁴⁾

임상적용은 40명의 환자들에게 총 65개의 지르코니아/알루미나 상부구조물을 사용하였고 이 중 29개가 단일치수복 증례이고 36개가 짧은 고정성 보철물 증례이다. 지르코니아/알루미나 복합체 상부구조물을 하부구조물에 티타늄합금나사를 이용하여 30 Ncm 토크의 힘으로 조였고 그 위에 최종보철물을 레진계열의 시멘트를 사용하여 영구적으로 접합하였다. 임상적 평가는 연조직, X-선 촬영, 동요도, 그리고 심미성에 대해 이루어 졌다.

3. 결과 및 고찰

Y-TZP의 저온열화는 100°-300°C 범위에서 장시간 열처리 시 정방정상의 결정격자 내부의 존재하는 잔존응력이 이완(relaxation)되는 현상이다.¹⁵⁾ 이러한 조건이 아니라도 체내에서 응력을 받고 있는 Y-TZP 매식물의 경우 저온열화가 발생할 수 있다. 이에 비해서 (Y, Nb)-TZP는 Nb^{+5} 이온반경이 Zr^{4+} 보다 작고 이에 따라 정방정의 형식 격자구조 내에서 국부적으로 scheelite 구조를 갖고 있기 때문에¹⁶⁾ 잔존응력이 배제된 결정구조를 갖는다. 따라서 (Y, Nb)-TZP는 어떤 조건하에서도 저온열화가 일어나지 않으나 Fig. 1에 보인 바와 같이 3Y-TZP에 비해 약 60%에 지나지 않는 낮은 강도값을 보이며 Fig. 2의 파괴인성은 3Y-TZP에 근사한 값을 보인다. (Y, Nb)-TZP의 기계적 물성을 향상시키기 위해 알루미나를 첨가하고 첨가량에 따른 이축강도와 파괴인성의 변화를 Figs. 1과 2에 각각 나타내었다.

강도는 (Y, Nb)-TZP와 알루미나가 20:80으로 혼합된 경우 가장 높은 값인 약 960 MPa를 보였으며 인성의 경우 90:10 조성에서 약 8.9 MPam^{1/2}의 가장 높은 값을 나타내었다. (Y, Nb)-TZP에 알루미나가 부피비로 약 30%까지 첨가했을 때 강도와 인성의 변화는 일치하다가 80%까지는 반대의 경향을 보이며 그 이상 첨가 시 다시 유사한

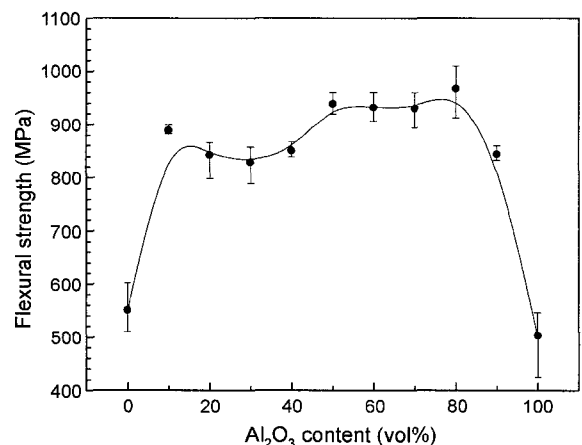


Fig. 1. Biaxial flexure strength of (Y, Nb)-TZP/alumina composites as a function of alumina content.

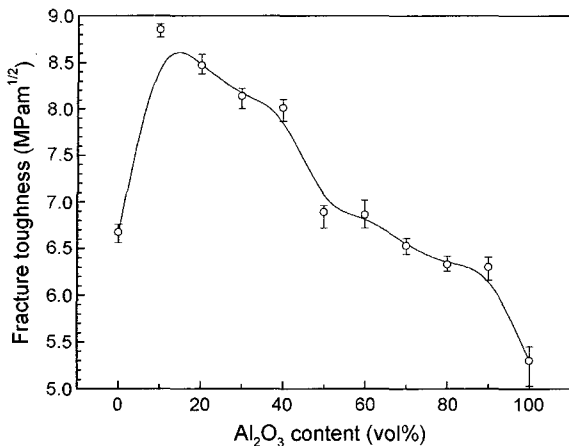


Fig. 2. Fracture toughness of (Y, Nb)-TZP/alumina composites as a function of alumina content.

변화의 경향을 보이고 있다. 지르코니아/알루미나 복합체의 경우 인성증가는 주로 응력유기상변태(stress-induced phase transformation)와 입경가교(grain bridging)의 인성증가기구들에 의해 일어난다.¹⁷⁾ 전자에 의한 기여는 식(1)¹⁸⁾로 나타내고 후자는 식(2)¹⁹⁾로 표현된다.

$$\Delta K_c^{t \rightarrow m} = k E V e_t \sqrt{h} / (1 - \nu) \quad (1)$$

$$\Delta K_c^{gb} = 2.5 f E_p (\alpha_p - \alpha_m) \Delta T \sqrt{r} \quad (2)$$

식(1)에서 k , E , V , e_t , h , ν 는 각각 상수, 탄성계수, 상변태가 가능한 정방정 지르코니아 분율, 상변태에 수반된 변형률, 상변태가 일어난 부위의 높이, 그리고 Poisson 비를 나타내며 식(2)에서 f , E_p , α_p , α_m , ΔT , r 은 각각 강화제의 분율, 강화제의 탄성계수, 강화제의 열팽창계수, 모체의 열팽창계수, 열적 잔존응력이 제거되는 온도와 인성 측정온도와의 차이($\sim 1200^\circ\text{C}$), 그리고 강화제의 입경반지름을 나타낸다. 알루미나가 30%까지 첨가된 복합체의 강도는 선형파괴역학(linear fracture mechanics)에 따라 인성의 증가에 의한 것으로 이 조성 범위 내에서 알루미나의 첨가에 따른 (Y, Nb)-TZP의 인성증가는 대부분이 식(1)로 주어지는 응력유기상변태에 의한 것이다. 응력유기상변태에 의한 인성증가는 알루미나의 첨가에 따른 탄성계수의 증가와 (Y, Nb)-TZP의 상변태 분율의 변화가 인성증가에 크게 기여되었다. 먼저 (Y, Nb)-TZP의 탄성계수는 170 GPa이고 알루미나는 412 GPa이므로 식(1)에서 알루미나의 첨가에 의한 복합체의 탄성계수 증가가 응력유기상변태에 의한 인성증가에 기여했음을 알 수 있다. 다음에는 알루미나의 첨가로 복합체 내에 (Y, Nb)-TZP 분율이 감소됨에도 불구하고 (Y, Nb)-TZP와 알루미나의 열팽창계수가 각각 $9.92 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$ 와 $9.0 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$ 이므로¹⁷⁾ 알루미나보다 높은 (Y, Nb)-TZP의 열팽창계수로 인해 (Y, Nb)-TZP에 가해지는 인장응력의 증가에 따라 상변태를 하는 분

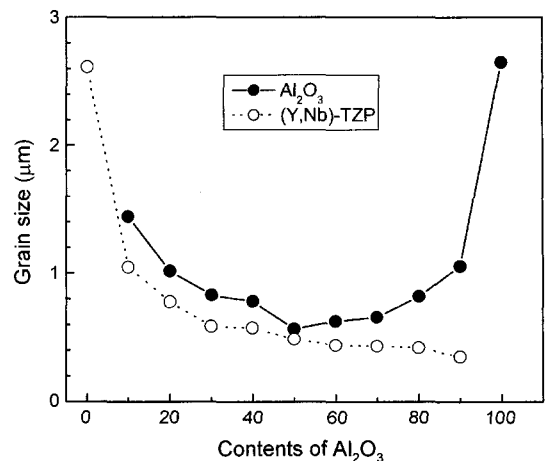


Fig. 3. Variation of grain sizes of (Y, Nb)-TZP and alumina in (Y, Nb)-TZP/alumina composites as a function of alumina content.

율, 즉 식(1)에서 V 가 증가했음을 가정할 수 있다. 그러나 알루미나 첨가량이 20%를 넘어서면 탄성계수의 증가나 열팽창계수 차이의 증가에 의한 기여보다는 정방정 지르코니아 분율의 감소에 따른 영향이 커져 인성이 저하된다. 한편 입경가교에 의한 인성증가는 식(2)에서 알루미나와 (Y, Nb)-TZP의 열팽창계수의 차이가 음의 부호를 갖고 있기 때문에 이 조성 범위에서는 입경가교에 의한 인성증가의 요인은 없다고 할 수 있다.

알루미나 첨가량이 30-50%인 조성의 복합체에서는 알루미나의 양이 증가함에 따라 강도는 증가하나 인성은 감소함이 관찰되었다. 강도의 증가는 Fig. 3에서 알 수 있는 것처럼 (Y, Nb)-TZP의 입경크기가 이 조성 범위에서 알루미나 첨가량에 반비례하여 작아졌고 입경의 크기는 세라믹스의 파절에 관련된 임계결합의 크기에 비례하기 때문에 일어났다. 반면에 인성의 저하는 알루미나의 함량이 증가함에 따라 식(1)에서의 V 가 계속 감소하여 응력유기상변태에 의한 인성증가의 기여가 줄어들기 때문이다.

알루미나의 함량이 50%일 때 복합체의 인성은 거의 (Y, Nb)-TZP 단미의 값을 가지며 함량이 그 이상 증가하면 (Y, Nb)-TZP 단미의 인성보다 낮아지므로 알루미나가 50%이상 첨가된 복합체의 물성은 알루미나에 의해 결정됨을 알 수 있다. 이 경우 식(2)에서의 열팽창계수의 차이가 양의 부호를 가짐으로 입경가교에 의한 인성증가를 기대할 수 있으나 알루미나의 증가에 따라 f 가 줄어들 뿐만 아니라 전술한 바와 같이 (Y, Nb)-TZP/알루미나 복합체에서의 인성은 응력유기상변태에 의해 결정되기 때문에 인성이 지속적으로 감소한다. 그러나 강도는 알루미나 함량이 80%까지 서서히 증가하다가 그 이상에서는 급격히 하락하는데 이 경향은 Fig. 3에서 보인 알루미나 입경의 변화와 거의 일치하므로 알루미나의 함량이 50% 이상인 복합체의 경우 그 강도는 알루미나의 입경에 의해

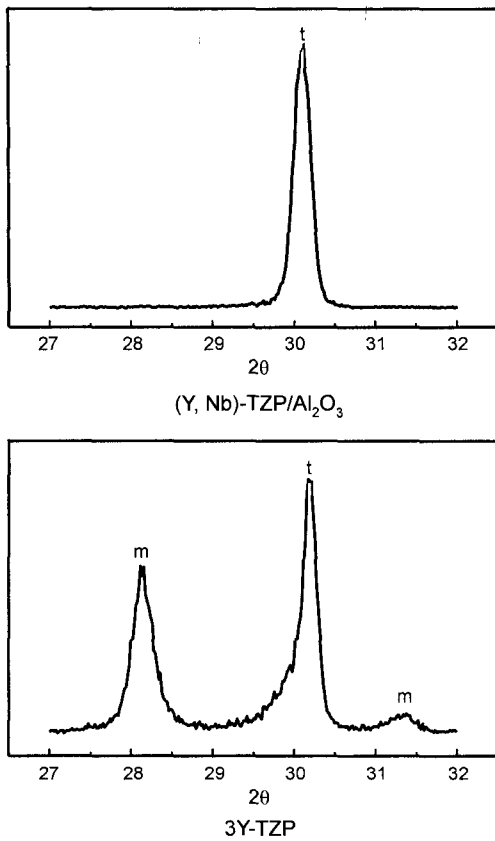
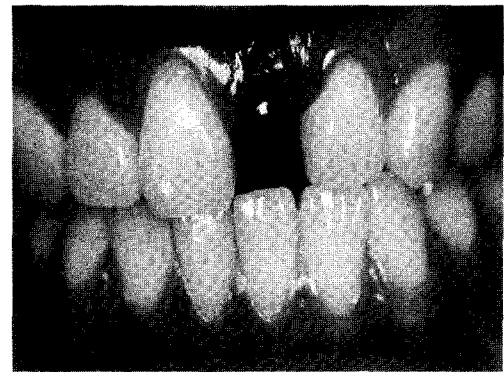


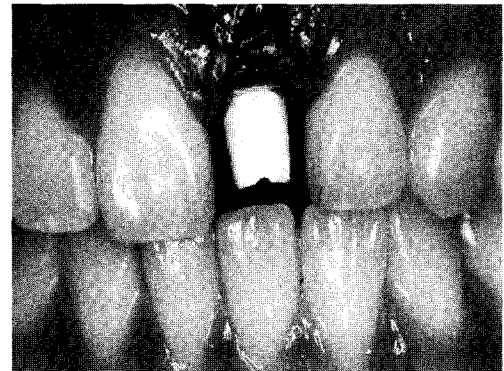
Fig. 4. X-ray diffraction patterns of (Y, Nb)-TZP/20 vol% alumina composite and 3Y-TZP after autoclave treatment at 200°C for 10 h.

결정됨을 알 수 있다.

Fig. 4는 치과용 임플란트 상부구조물이나 고관절 골두용으로 사용되고 있는 Y-TZP와 Fig. 1에서의 (Y, Nb)-TZP에 알루미나를 부피비로 20% 첨가한 복합체를 오토크레이브 하의 200°C에서 10시간 열처리한 후 시편 내 존재상의 X-선 회절분석을 한 결과이다. Y-TZP의 경우 50% 이상의 정방정상이 단사정상으로 전이됨에 따른 저온열화가 일어났음을 알 수 있다. 그러나 복합체의 경우 조성에 관계없이 상전이가 없어 저온열화가 일어나지 않으며 이에 따라 상부구조물로의 응용 시 오토크레이브 소독조건(135°C, 2 h)에서 안전함을 알 수 있다. Y-TZP/알루미나 복합체의 경우 복합체 내에 Y-TZP 함량이 부피비로 16%가 넘으면 상기의 소독조건 하에서 저온열화가 일어나는 것에²⁰⁾ 비추어 (Y, Nb)-TZP의 상안정성은 매우 높으며 실제로 (Y, Nb)-TZP 단미만을 동일 조건 하에서 열처리했을 때도 상전이가 전혀 일어나지 않았다. 이는 전술한 바와 같이 Zr⁴⁺ 이온이 산소 이온과 8배위를 하는 정방정 지르코니아가 갖는 형석구조 내에서 Nb⁵⁺ 이온은 작은 이온 반경에 의해 국부적으로 4배위를 함에 따라 지르코니아 결정구조 내에 잔존응력이 제거됨에 기인한다. 즉, (Y, Nb)-



(a)



(b)



(c)

Fig. 5. Clinical application of (Y, Nb)-TZP/20 vol% alumina composite abutment : (a) titanium healing abutment was connected to implant fixture after second stage surgery, (b) patient restored with the composite abutment (a maxillary left central incisor), and (c) clinical view of cemented final all ceramic restoration on the abutment.

TZP 내에 잔존응력의 부재로 말미암아 상기 열처리 조건 하에서 결정격자의 이완이 일어나지 않기 때문에 저온열화가 관찰되지 않았다.

Fig. 5(a)는 Fig. 1에서 알루미나가 부피비로 20% 첨가된 (Y, Nb)-TZP/20 vol% 알루미나 복합체를 상부구조물로 제작하여 환자에 장착하기 전에 2차 수술 후 healing 상부구조물이 하부구조물에 연결된 상태이다. 연조직의 치

료 후 복합체 상부구조물을 구강 내에 장착시키고 환자의 치아형태에 따라 가공한 다음(Fig. 5(b)) 그 위에 도재로 제작된 치아를 접합 시킨 후 하부구조물과 나사로 연결하여 임플란트를 완성하였다(Fig. 5(c)). 상기의 과정을 통해 임상에 적용된 65개의 (Y, Nb)-TZP/알루미나 복합체 상부구조물은 2년간의 관찰기간 동안에 부작용이나 나사의 풀림 또는 파절이 관찰되지 않았다. 이에 비해 알루미나 단미로 제조된 상용의 세라믹 상부구조물의 경우 단일 치수복에 사용시 1년 후에 7%의 파절이 보고되었으며²¹⁾ 짧은 고정성 보철물로 사용 시는 2년 후에 2%의 파절이 보고된바 있다.²²⁾ 따라서 (Y, Nb)-TZP/알루미나 복합체 상부구조물은 스팀소독 시 저온열화로부터 안전할 뿐만 아니라 우수한 기계적 물성에 의해 임상에서도 안전하게 사용될 수 있음이 입증되었다.

4. 결 론

(Y, Nb)-TZP에 부피비로 10%의 알루미나가 첨가된 복합체가 최적의 강도와 인성을 보였으며 그 값은 각각 900 MPa과 8.9 MPam^{1/2}이었다. 이 복합체를 200°C의 오토크레이브 하에서 10시간 처리한 후 관찰한 결과 단사정으로서의 상전이에 따른 저온열화가 일어나지 않았다. 알루미나 첨가에 의한 물성의 증가는 주로 탄성율의 증가와 (Y, Nb)-TZ와 알루미나 사이의 열팽창 차이에 의한 상전이성의 증가에 따른 응력유기상변태가 용이해진 결과이다. (Y, Nb)-TZP/알루미나 복합체를 치과용 임플란트의 상부구조물로 제조하여 임상에 적용한 후 2년간 관찰한 결과 단일치아나 복수치아의 수복에 안전하게 사용될 수 있음을 알 수 있었다.

감사의 글

본 연구는 한국과학재단 목적기초연구(R01-2003-000-10565-0) 지원으로 수행되었음.

REFERENCES

1. V. Prestipino and A. Ingber, "Esthetic High-Strength Implant Abutments: Part I and Part II," *J. Esthet. Dent.*, [1] 29-36 (1993).
2. U. Grunder, H. P. Spielman, and T. Gaberthuel, "Implant-Supported Tooth Replacement in the Esthetic Region: A Complex Challenge," *Proct. Periodontic Esthet Dent.*, [8] 835-42 (1996).
3. V. Prestipino and A. Ingber, "All-Ceramic Implant Abutments: Esthetic Indications," *J. Esthet. Dent.*, [6] 255-62 (1996).
4. <http://www.health.gov.au/tga/docs/html/haad.htm>.
5. <http://www.fda.gov/chrh/steast.htm>.
6. <http://www.fda.gov/chrh/recalls/zirconhip.html>.
7. S. Affatato, M. Testoni, G. L. Cacciari, and A. Toni, "Mixed-Oxides Prosthetic Ceramic Ball Heads. Part 2: Effect of the ZrO₂ Fraction on the Wear of Ceramic on Ceramic Joints," **20** 1925-29 (1999).
8. S. Affatato, M. Goldoni, M. Testoni, and A. Toni, "Mixed-Oxides Prosthetic Ceramic Ball Heads. Part 3: Effect of the ZrO₂ Fraction on the Wear of Ceramic on Ceramic Joint Prostheses. A Long-Term in Vitro Wear Study," **22** 717-23 (2001).
9. D.-J. Kim, M.-H. Lee, D. Lee, and J.-S. Han, "Mechanical Properties, Phase Stability, and Biocompatibility of (Y, Nb)-TZP/Al₂O₃ Composite Abutments for Dental Implant," *J. Biomed. Mater. Res. (Appl. Biomater)*, **53** 438-43 (2000).
10. D.-J. Kim, D. Lee, and J.-S. Han, "Low Temperature Stability of Zirconia/Alumina Hip Joint Heads," *Key Eng. Mater.*, **240-242** 831-34 (2003).
11. D.-J. Kim, J.-S. Han, S.-H. Lee, J.-H. Yang, and D. Lee, "Zirconia/Alumina Composite Dental Implant Abutments," *Key Eng. Mater.*, **254-256** 699-702 (2004).
12. ISO 6872, *Dental Ceramic*, 1995.
13. G. R. Anstis, P. Chantikul, B. R. Lawn, and D. B. Marshall, "A Critical Evaluation of Indentation Techniques for Measuring Fracture Toughness: I, Direct Crack Measurements," *J. Am. Ceram. Soc.*, **64** 533-38 (1981).
14. E. E. Underwood, *Quantitative Stereology*, Addison-Wesley, Reading, MA, p. 81, 1970.
15. D.-J. Kim, H.-J. Han, J.-W. Jang, and H.-L. Lee, "Fracture Toughness Ionic Conductivity and Low Temperature Phase Stability of Tetragonal Zirconia Co-Doped with Yttria and Niobium Oxide," *J. Am. Ceram. Soc.*, **81** [9] 2309-14 (1998).
16. D.-J. Kim, H.-J. Jung, and I.-S. Yang, "Raman Spectroscopy of Tetragonal Zirconia Solid solutions," *J. Am. Ceram. Soc.*, **76** [8] 2106-08 (1993).
17. 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** 2173-79 (2002).
18. A. G. Evans and R. M. Cannon, "Toughening of Brittle Solids by Martensitic Transformation," *Acta Metall*, **34** 761-800 (1986).
19. J.-F. Li and R. Watanabe, "Fracture Toughness of Al₂O₃-Particle-Dispersed Y₂O₃-Partially Stabilized Zirconia," *J. Am. Ceram. Soc.*, **78** 1079-82 (1995).
20. C. Pecharrom, J. F. Bartolome, J. Requena, J. S. Moya, S. Deville, J. Chevalier, G. Frantozzi, and R. Torrecillas, "Percolative Mechanism of Aging in Zirconia-Containing Ceramics for Medical Applications," *Adv. Mater.*, **15** [6] 507-11 (2003).
21. B. Andersson, A. Tayler, B. Lang, H. Scheller, P. Sharer, J. Sorensen, and D. Tarnow, "Alumina Ceramic Implant Abutments Used for Single-Tooth Replacement: A Prospective 1- to 3-Year Multicenter Study," *Int. J. Prosthodont.*, **14** [5] 432-38 (2001).
22. B. Andersson, P. Sharer, M. Simion, and C. Bergstrom, "Ceramic Implant Abutments Used for Short-Span Fixed Partial Dentures: A Prospective 2-Year Multicenter Study," *Int. J. Prosthodont.*, **12** 318-24 (1999).