

Zirconia abutment의 활용 Part I

단국대학교 치과대학 보철학교실
이종혁

I. 서론

완성도 높은 보철물을 위해서는 기능성과 생물학적 요건 그리고 심미성을 만족 시켜야 한다. 최근들어 심미적인 면에 대한 관심이 증가하면 치과 치료 전반에 걸쳐 심미성을 강조하는 술식과 재료들이 많이 보급되고 있다. 보철분야의 심미 수복재료는 도재와 복합 레진 수복물이 주로 사용되고 있는데 금속 도재는 장기간의 안정된 예후를 보이거나 하부의 금속 구조물로 인해 심미성에 한계가 있으며 복합레진의 경우 변색이나 마모 등의 한계가 있다. 전부 도재관의 경우 그 물성이 많이 향상되었으나 파절에 취약하며 무치악부를 수복하기 위한 bridge design에 한계를 가지고 있다.¹⁻³⁾ 이러한 물성과 심미성을 모두 만족시키는 재료는 아직 없으나 zirconia를 이용한 수복물이 금속의 색을 가지지 않으며 기존의 도재에 비해 높은 강도를 가지고 있어 대안으로 떠오르고 있다. 심미 수복 재료로 zirconia를 이용한 보철이 점차 치과에서 그 사용이 증가하고 있으며 자연치에 대한 보철 뿐 아니라 임프란트에서의 활용도 증가하고 있다. 이에 zirconia abutment의 활용이라는 주제로 zirconia 전반에 대한 고찰과 임상적 활용에 대하여 논의해 보고자 한다.

II. Zirconia abutment를 사용하는 이유

1930년 Land에 의해 처음으로 all ceramic crown이 개발된 이래로 전부도재관의 가장 큰 당면과제는 파절강도의 증가였다. 심미성을 유지하면서 파절 강도

를 증가시키기 위해 강화된 ceramic core가 요구되었으며 aluminous core가 주로 사용되어왔다.

Aluminous core를 이용한 재료 이외에도 Empress와 같은 강화형 도재와 zirconia를 core로 이용한 심미 수복물이 사용되고 있으며 이들의 심미는 주로 빛의 자연스러운 투과에서 기인한다.^{4,5)} 그러나 기존의 임프란트 지대주(abutment)가 금속을 이용한 재료로 되어 있고 이들은 빛을 투과하지 않기 때문에 전부 도재관을 이용한 수복은 한계에 부딪힐 수밖에 없었다 (Fig. 1).



Fig. 1. 상악 우측 중절치가 임프란트와 전부 도재관으로 수복되었다. 지대주의 불투과성으로 인해 설측에 금속 그림자가 보인다.



Fig. 2. 상악 전치부(#12=21,22)가 임프란트와 금속도재 수복물로 수복되었다. 치은이 퇴축되어 지대주의 금속색이 외부로 노출되어있다.

금속 지대주를 사용한 보철 수복물은 특히 심미적인 요구사항이 큰 부위를 수복한 경우 치은 퇴축이 발생하면 금속이 노출되어 심미성에 현저한 문제를 일으키기도 하였다(Fig. 2).

이러한 심미적인 요구를 충족시키기 위하여 도재를 이용한 지대주가 개발되었는데 Nobel Biocare사의 Ceraone[®] abutment는 금속 지대주에 alumina cap을 사용하여 cap에 도재를 축성하여 수복하도록 하였으며, 1993년에는 alumina를 이용한 도재 지대주인 Ceradapt[™] abutment를 상품화 하였다(Fig. 3).

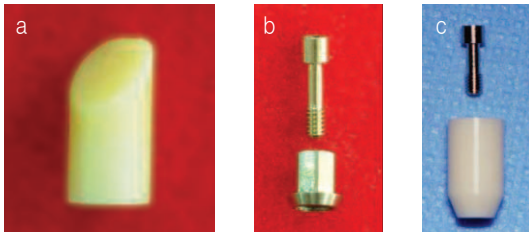


Fig. 3. Ceraone[®] abutment (b)와 Ceramic cap (a). Ceramic cap에 도재를 축성하여 티타늄 abutment에 접착하였다. Ceradapt[™] abutment (c)는 지대치 형태로 삭제하여 cement abutment로 사용하거나 직접 도재를 축성하여 screw type으로 사용하였다.

이 상품들은 개선된 심미성을 제공하였으나 기존의 금속도재 수복물에 비해 높은 실패율을 보였는데 이는 주로 파절로 인한 것으로 그 원인으로는 지대치 형성과정 중에 발생하는 crack이 지적되었다. 이는 도재 자체가 가지는 물성의 한계를 반영한 것으로 볼 수 있다.⁶⁻⁸⁾

그러므로 도재가 가질 수 있는 심미성을 유지하면서 금속에 준하는 강도를 가진 재료가 요구되었다. Zirconia는 비금속성 색을 가지고 있어서 치아의 색과 조화를 이룰 수 있으며 생체 적합성이 좋으며, 치태의 침착이 적고 또한 높은 강도를 가지고 있어서 심미성이 요구되는 부위의 임플란트 지대주로 사용할 수 있는 대안으로 알려지고 있다.⁹⁻¹²⁾

III. Zirconia란 무엇인가

Zirconia와 관련된 용어로 zirconium, zirconia, zircon이 있다 정확한 의미를 모르고 섞어서 쓰는 경향이 있지만 엄연히 다른 뜻을 가지고 있다. 임플란트나 보철물에 사용하는 재료는 zirconia로 이는 주기율표의 원소번호 40번에 해당하는 금속원소 zirconium (Zr)의 산화 형태로 zirconium dioxide (ZrO_2)를 말한다. 이에 반해 zircon은 zircon silicate mineral ($ZrSiO_4$)을 의미하는 것으로, 이는 천연 보석의 한 종류로 호주의 자연사 박물관에는 지구에서 가장 오래된 광물의 하나로 추정되는 44억년전 zircon조각이 전시되고 있다. 자연상에서 Zirconium은 Zircon이나 Baddeleyite (ZrO_2)의 형태로 존재한다.

Zirconia는 매우 강한 물질(경도 8.5)으로 금속을 대체하는 다양한 용도로 사용되고 있는데 각종 연마제나 심한 마모에 대해 저항해야 하는 부속에 주로 사용되고 있다. 또한 고온에서 전도성을 가지기 때문에 연료전지의 고체 전해질로 사용되기도 한다. 높은 체적 안정성과 화학적 저항성 그리고 기계적 강도와 스테인레스 금속에 준하는 Young's modulus로 인해 의료용 재료로도 관심을 받게 되었다.¹³⁾ 의료용으로 사용된 고관절 대체물에 대한 논문은 Christel 등에 의해 처음 보고 되었으며 이후 성공적으로 사용되어 오고 있다.¹³⁾

치과 영역에 있어서 zirconia는 post와 crown/bridge의 framework 재료로 사용되어 왔고, 최근 들어 임플란트의 상부 보철물로 사용되고 있으며 티타늄을 대체하여 임플란트 fixture 재료로 그 사용가능성이 타진되고 있다.¹⁴⁻¹⁸⁾

Zirconia의 이러한 강한 물성은 polymorphic한 특성에서 기인하는데, Zirconia의 결정형태는 단사정계(monoclinic), 정방정계(tetragonla), 입방정계(cubic)를 가진다. 이들의 형태는 Fig. 4에서 보는 것처럼 구성 성분의 변화는 없으나 결정의 체적에 변화

가 발생하는 것으로 주로 열이나 외력에 의한 충격에 결정의 형태변화가 발생한다. 순수 zirconia는 상온에서 단사정계의 상을 유지하나 1,170°C 이상에서는 정방정계로 상전이가 발생하며 2,370°C 이상에서는 입방정계의 형태로 변화한다. 가열과정에서 단사정계(m)에서 정방정계(t)로 변화할 때 5%의 체적 수축이 발생하며 냉각 과정에서 정방정계(t)에서 단사정계(m)로 상전이시 3~4%의 체적 증가가 발생한다. 그러므로 냉각시 발생하는 팽창으로 인한 응력으로 균열이 발생하며 상온에서 파절이 발생한다.

이러한 체적 변화를 방지하기 위해 소량의 금속 산화물을 첨가하여 상을 안정화 시키는 방법이 Ruff 등에 의해 개발되었으며¹³⁾ 입방정이나 정방정의 고용체로 안정화 시키면 모든 온도 범위에서 상변화가 일어나지 않아서 열충격에 안정할 될 수 있다.¹⁹⁾ 이를 안정화 지르코니아라 하며 안정화 정도에 따라 FSZ (Fully Stabilized Zirconia)와 PSZ (Partially Stabilized Zirconia)로 나뉘고, 안정화제의 종류에 따라 MSZ (Magnesia-Stabilized Zirconia), YSZ (Yttria-Stabilized Zirconia) 등으로 분류되며, 상의 종류에 따라 TZP (Tetragonal Zirconia Polycrystal) 등이 있다.

PSZ는 입방정과 정방정의 혼합구조이고 TZP는 정방정 구조로 이들은 준안정상인 정방정이 기계적 응력을 받으면 단사정으로 전이하면서 응력 에너지를 흡수하는 변태강화(transforming toughening)를 일으키기 때문에 높은 기계적 강도와 인성을 가지게 된다¹⁹⁾ (Fig. 5).

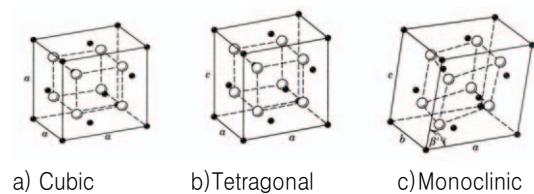


Fig. 4. Zirconia의 3가지 상변화 형태로 고체 상태에서 변화가 발생한다. cubic의 형태에서는 x,y,z축 모두 같은 값을 보이나 tetragonal에서는 z축의 값이 달라지며 monoclinic에서는 모두 다른 값을 가진다. 참고문헌 19에서 그림 인용.

즉 PSZ의 경우 입방정계와 정방정계가 혼합된 상태인 생성온도에서 yttria를 첨가하면 상이 안정화 되고, 적절한 열처리 후 실온으로 온도를 내리면 주된 입자 형태인 입방정의 격자 내에 정방정계가 갇히게 되고 팽창이 억제 되면서 단사정으로 전이하지 못하게 된다. 이렇게 압력에 있던 정방정계는 균열에 의해 입방정의 격자가 열리게 되면 억제되었던 팽창이 발생할 수 있게 되고 정방정 입자는 단사정으로 전이하게 된다. 이때 발생한 팽창이 균열의 인장응력을 중화시켜 진행을 막게 된다. 정방정이 주된 구조인 TZP는 전체에서 이러한 변태강화가 발생할 수 있어서 더 높은 파절강도를 가지게 된다.²⁰⁾ 그러므로 현재 의료용으로는 2~3mol의 yttria를 포함하고 있으며 입자의 크기가 수백나노미터의 범위를 가지는 Y-TZP zirconia를 가장 많이 사용하고 있다 (Fig. 6, 7).

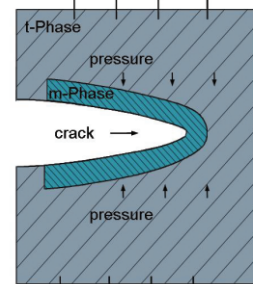


Fig. 5. 파절선이 진행되면서 발생한 응력으로 인해 파절선 주변의 입자들의 상변화가 발생하여 응력을 감소시켜준다. (from 3M LAVA information CD).

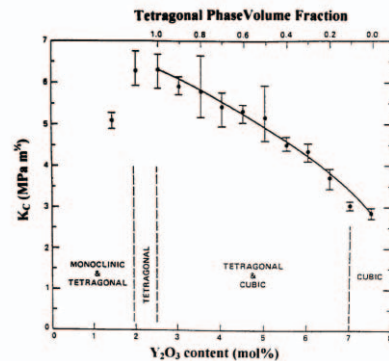


Fig. 6. Yttria의 함량과 파절강도의 변화 (Lange FF, Transformation toughening, Part 3-Experimental observations in the ZrO_2 - Y_2O_3 system. J Mater Sci 1982;17:240-6).¹³⁾

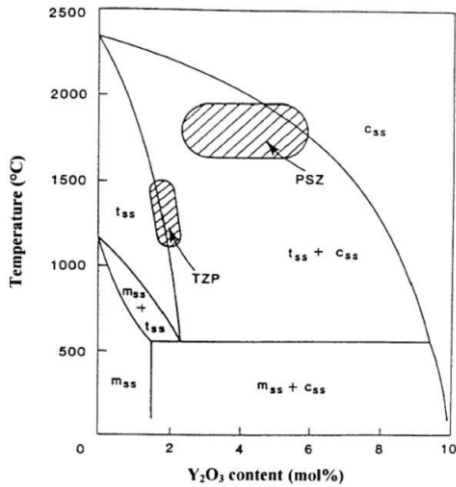


Fig. 7. Zirconia-*yttria* 화합물의 상태도. PSZ와 TZP에서 *yttria*의 함량과 공정온도를 빗금으로 표시하였다. (Scott HG, Phase relationship in zirconia-*yttria* systems. *J Mater Sci* 1975;10:1527-35).¹³⁾

IV. Zirconia abutment의 신뢰성

앞에서 언급한대로 세라믹 지대주들의 문제점은 사용 중 발생하는 파절이며, 이러한 파절은 지대치 형성 과정 중 발생하는 crack이 원인인 것으로 지목되었다.⁶⁻⁸⁾ 이러한 세라믹 제품들은 금속과 달리 취성 (brittle)을 가지고 있기 때문에 금속에서 사용하는 단순한 파절 강도의 비교만으로는 물성의 우열을 가리기 어렵다. 이러한 취성을 가지고 있는 물질들을 비교하기 위해서는 미세 균열의 크기와 수 (Weibull distribution)를 고려한 평가가 있어야 한다.²¹⁾ 세라믹스의 파괴 거동은 균일하지 못한 내부 균열 분포에 의해 결정되므로 정량화하기 어렵기 때문에 파괴 거동을 정량화하기 위해서는 통계적인 관점에서의 접근이 필요하다. 세라믹스의 파괴 거동에 대한 통계적 해석을 위해서는 파괴를 일으키는 균열이 통계적 함수에 따라 분포한다고 하는 가정이 필요하다. 즉 세라믹 시편의 강도는 시편에 있는 결함 중 가장 큰 결함에 의해 지배되기 때문에 결함의 크기 분포는 시편의 강도 분포를 나타낸다고 할 수 있으며, 세라믹 시편의 파괴

확률을 통계적 분포 함수를 이용해서 나타낼 수 있다. 세라믹스의 파괴 거동 분석에 Weibull 분포함수를 주로 사용하는 이유는 파괴 거동을 결정하는 균열의 분포가 Weibull 분포함수에 잘 일치하기 때문이다. 그러므로 세라믹스의 파괴 거동은 Weibull이 제시한 파괴 확률 이론과 잘 일치하며 Weibull modulus m 은 재료의 신뢰도를 나타내는 기준으로 사용될 수 있으며 크기가 다른 형상의 실용물의 신뢰도와 파괴확률을 계산하는데 사용된다.²²⁾ Weibull 분포가 넓으면 편차가 크고 분포가 작으면 편차가 줄어들게 되어 얻어진 파절강도에 대한 신뢰도가 올라간다고 볼 수 있다.

Luhardt 등⁸⁾에 의하면 지대치를 형성하는 삭제 과정은 세라믹 표면의 거칠기를 증가시키는 결과를 보이며, 선반가공 (lapping)과 삭제 (grinding)을 비교할 경우 삭제시 굴곡강도 (flexural strength)가 반으로 감소하였으나 Weibull 계수는 낮아지는 결과를 보였다. 이 실험에서 삭제의 진행속도 (feed velocity)가 가장 큰 영향을 미쳤으며 삭제요소 (grinding parameter; grinding depth)는 통계적으로 유의한 영향을 보이지 않았다. 이러한 가공에 의한 Weibull 계수의 낮아짐은 Kosmac 등의 연구 결과와 일치하였다고 하였다. Kosmac 등²³⁾은 Y-TZP의 grindign시와 sandblast처리시를 비교하여 sandblasting 하였을 때 Weibull 계수가 낮아지면서 강도도 유의하게 증가하였다고 보고하였다. 이러한 연구들에서 기존의 도재 수복물과 비교시 삭제로 인한 강도의 감소는 피할 수 없으나 삭제로 인해 발생한 결함 (균열)이 수복물 전체의 강도를 급격하게 손상시키는 현상은 많이 줄어들었음을 알 수 있다. 더군다나 적절한 처리 과정을 선택할 경우 강도의 감소를 막을 수 있으며 오히려 강화시킬 수도 있음을 알 수 있다.

임상적으로 사용되는 Y-TZP의 신뢰성에 관련된 연구로 Cabrera 등²⁴⁾은 20개의 Y-TZP Procea 지대주를 두 개의 군으로 나누어 실험군은 80 μ m의 다이아몬드 버로 삭제를 시행하였다. 이 실험에서 파절강도는

두 군에서 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다. Andreiotelli 등²⁵⁾의 실험에서는 Y-TZP를 이용한 일체형 세라믹 implant를 지대치 삭제후 열순환 및 cyclic loading 120만번을 가했을 때 전치부에서 사용할 때 요구되는 최소의 파절강도(400N)를 모두 만족 시킴을 보고 하였다. Yildirim 등¹²⁾의 연구에서는 zirconia abutment에 전부 도재관을 수복하여 28개월 동안 관찰 하였으며 zirconia 지대주의 survival rate는 100%임을 보고하였다. Glauser 등²⁶⁾은 Zirconia abutment와 Empress crown을 이용한 전치부 수복에서 평균 49개월의 관찰 결과 zirconia abutment의 파절은 관찰되지 않았다고 하였다.

V. 결론 및 요약

이와 같이 심미적인 요구의 증가에 따른 도재 수복물의 사용은 도재의 취성으로 인해 한계가 있었으나 zirconia를 이용한 수복물이 그 우수한 물성으로 한계를 극복해 나가고 있다. 좀더 심미적인 결과를 얻기 위해서는 원칙을 지킨 수술과 우수한 보철물 제작 능력이 있어야 하겠지만 이를 뒷받침할 수 있는 재료의 선택이 필요하다. Zirconia abutment의 사용이 아직 충분한 임상적 결과를 보여주지는 못하고 있으나 단기간의 임상적 결과에서 우수한 성과를 보여주고 있으며 많은 실험적 연구에서 우수한 물성을 보여주고 있으므로 앞으로 많은 사용이 있을 것으로 보인다. Part II 에서는 zirconia에서 극복해야 하는 한계들과 임상적으로 사용되고 있는 zirconia abutment 제품들에 대해 살펴보고 임상적인 사용 증례를 살펴보겠다.

REFERENCES

1. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed Prosthodontics. 3rd ed. St. Louis, Mosby;2001.
2. Kim SJ, Shin SW, Han JS, Suh KW. Marginal

fitness and marginal leakage of fiber-reinforced composite crowns depending upon luting cements. J Korean Acad Prosthodont 2000;38:618-30.

3. Chang HW, Lee JH, Lim HS, Cho IH. A study on the marginal fidelity and the fracture strength of ceromers. J Korean Acad Prosthodont 2005; 43:438-52.

4. Chu SJ, Devigus A, Mieszko A. Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry. 1st ed. Carol Stream, Quintessence;2004.

5. Schillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of fixed prosthodontics, 3rd ed. Carol Stream, Quintessence ;1997.p.433-54.

6. Andersson B, Taylor A, Lang BR, Scheller H, Scharer P, Sorensen JA, Tarnow D. Alumina ceramic implant abutments used for single-tooth replacement: a prospective 1- to 3- year multicenter study. Int J Prosthodont 2001; 14:432-8.

7. Andersson B, Scharer P, Simion M, Bergstrom C. Ceramic implant abutments used for short-span fixed partial dentures: a prospective 2 year multicenter study. In J Prosthodont 1999;12:18-24.

8. Luthardt RG, Holzhueter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP-Zirconia Ceramics. J Dent Res 2002;81:487-91.

9. Yildirim M, Edelhoff D, Hanisch O, Spiekermann H. Ceramic abutments—a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. Int J Periodontics Restorative Dent 2000;20:81-91.

10. Scarano A, Di Carlo F, Quaranta M, Piattelli A. Bone response to zirconia ceramic implants: an

- experimental study in rabbits. *J Oral Implantol* 2003;29: 8–12.
11. Tan PL, Dunne JT. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: A clinical report. *J Prosth Dent* 2003;91:215–8.
12. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implantsupported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003;90: 325–31.
13. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1–25.
14. Albrektsson T, Hansson HA, Ivarsson B. Interface analysis of titanium and zirconium bone implants. *Biomaterials* 1985;6:97–101.
15. Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent* 1993;69:599–604.
16. Akagawa Y, Hosokawa R, Sato Y, Kamayama K. Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study. *J Prosthet Dent* 1998;80:551–8.
17. Sennerby L, Dasmah A, Larsson B, Iverhed M. Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: A histomorphometric and removal torque study in the rabbit. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7 Suppl 1:S13–20.
18. Kohal RJ, Klaus G. A zirconia implant-crown system: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004;24:147–53.
19. Jung YS. Behavior of intergranular liquid-phase during sintering & improvement of grain boundary condition by heat treatment in stabilized zirconia. 2003, Seoul National Univ. thesis.
20. Freitag DW, Richerson DW. Chapter 2 Ceramics Industry: Opportunities for advanced ceramics to meet the needs of the industries of the future. DOE/DRO 2076. U.S. Advanced Ceramics Association and Oak Ridge National Laboratory; 1998. P.10–12
21. Ravichandran G. Dynamic failure of brittle materials: Micromechanics and experiments, Mechanical behavior of Materials–VI, Jono M and Inoue T (Eds). 1st ed, Koto, Pergamon;1991.p. 549–54.
22. Hahn BS, Lee HL. Statistical analysis of thermal shock behavior of alumina ceramics. *J Korean Ceram Soc* 1999;36:1069–74.
23. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999;15: 426–33.
24. Cabrera M, Hegenbarth E, Thompson VP, Rekow ED, Stappert CF. Fatigue analysis of individualized zirconia implant-abutments and crowns. 2007 IADR Abstract 0392.
25. Andreiotelli M. Survival rate and fracture resistance of zirconium dioxide implants after exposure to the artificial mouth: An in-vitro study. 2006, Freiburg Univ. thesis.
26. Glauser R, Zembic I, Wohlwend A, Hammerle CHF, Scharer P. 4-year clinical results of an experimental zirconia abutment. 2002 IADR Abstract 3163.

Abstract

Zirconia abutment Part I General characteristics

Jong-Hyuk Lee

Department of Prosthodontics, Dental school of Dankook University

As the esthetic demands of dental patients are increased the demands of esthetic implant material are also increased. Zirconia is already used as post and fixed bridge framework in restorative dentistry. It has non-metallic color, low plaque accumulation and good biocompatibility. For that reason, using zirconia as implant material is gathering more interest now. This article deals with the general characteristics of zirconia and its dental applications as implant abutment material.