

투고일 : 2011. 5. 12

심사일 : 2011. 5. 16

게재확정일 : 2011. 5. 19

최근 치과용 지르코니아 CAD/CAM 수복물의 임상적 고찰

단국대학교 치과대학 생체재료학교실

이 해 형

ABSTRACT

A clinical consideration of current dental zirconia CAD/CAM restorations

Department of Biomaterials Science, School of Dentistry, Dankook University
Lee, Hae-Hyoung DDS, PhD

Currently there is no dental ceramic material can be used in all dental situations need to be restored. However, in view of recent clinical reports, the most viable alternative is zirconia ceramic. Clinical success of dental zirconia restorations strongly depends on proper selection of materials, accurate laboratory procedure and final cementation, which can be achievable with the correct understanding of zirconia. As dental materials, zirconia ceramics have a very bright future, because they are being used increasingly in the anterior region as implant fixtures, as well as crown and bridge restorations and implant abutments. Many dental ceramics showing poor clinical performance have been gone from the dental market. However, in terms of outstanding mechanical properties and esthetic nature, new dental materials can replace zirconia ceramics will not be available in the foreseeable future.

Key words : Zirconia, CAD/CAM, Clinical performance, Survival rate, Porcelain fracture

I. 서론

치과용 포세린을 금속에 용착시키는 금속-세라믹(metal-ceramic) 수복물은 흔히 PFM(porcelain-fused-to-metal)이라 불리며 심미성과 내구성 모두를 갖추어 1970년대부터 오늘날까지 성공적으로 사용되어 왔다. 그러나 한편으로 PFM 수복물에서 금속 코핑으로 인한 광학적 불투과성, 금속성분의 용출로 치은의 변색이 나타나는 등 불완전한 심미성을 피할 수 없다. 또한 니켈, 베릴륨 함유의 바귀금속 합금은 국

소적, 전신적 위해작용을 일으킬 수 있다. 부식저항성이 뛰어난 고귀금속 합금을 내부 금속 코핑으로 사용하면 이러한 부작용은 줄일 수 있으나 이 역시 금속 코핑으로 인한 불완전한 심미성은 해결할 수 없다. 더욱이 최근 금값의 폭등으로 금속-세라믹(metal-ceramic) 수복 시스템을 대체할 만한 올세라믹(all-ceramic) 수복 시스템의 필요성이 커졌다^{1,2)}.

금속을 사용하지 않고 세라믹만으로 치과용 수복재를 제작하기 위한 시도들은 1900년대 초부터 일찍이 시작되었다고 볼 수 있다. 그러나 초기의 조잡한 올세

임상가를 위한 특집 3

라믹 수복재들은 PFM이 등장하면서 사라졌고, 본격적으로는 1967년 영국의 McLean의 개발에 의한 Hi-Ceram(Vita, Germany)이 등장하면서 부터이다. 그럼에도 세라믹 고유의 취성을 극복하지 못하여 올세라믹 수복물의 많은 실패를 가져왔다. 이러한 결점의 극복에 대한 노력으로 새로운 소재와 가공기술이 등장하며 새로운 재료나 가공법이 과거의 재료들을 대체해가고 있다. 그간 많은 세라믹들이 소개되었지만 현재 사용되고 있는 올세라믹 재료는 슬립캐스팅에 의한 글라스용융침투기 세라믹스, 주입성형에 의한 글라스세라믹, 기계가공용 글라스 세라믹 그리고 지르코니아가 있다(표 1). 이 가운데 지르코니아(Y-TZP)는 치과용 올세라믹 수복의 중심 소재로 그 사용 및 적용범위가 점점 증가하고 있으며 이러한 추세는 계속될 전망이다. 이러한 흐름은 의학관련 논문 검색 사이트인 Pubmed(<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>)에서 치과용 세라믹을 검색하면 거의 대부분은 지르코니아 관련연구가 나타나는 것으로 잘 알 수 있다. 본고에서는 치과용 지르코니아의 임상적 문제점, 수명 등에 대한 최근 연구 보고들을 분석하고 지르코니아 수복물의 현상에 대하여 논의하고자 한다.

II. 치과용 CAD/CAM 지르코니아 세라믹

지르코니아는 온도에 따라 단사정(monoclic)↔정방정(tetragonal)↔입방정(cubic)으로 결정상이 달라지는 다형질의 세라믹이다. 이 지르코니아에 Y₂O₃, MgO, CeO 등을 첨가하여 정방정상을 부분 안정화시킨 고강도, 고인성의 지르코니아(TZP: tetragonal zirconia polycrystalline)는 1970년대 초에 개발이 되어 일반 산업분야에서 공구나 부품의 첨단 소재로 널리 사용되어 왔다. 이와 같은 TZP는 기존의 치과용 올세라믹 수복재와 기계적 성질의 비교에서 월등히 높은 값을 나타내고 있다(표 1). 그러나 지르코니아는 1μm이하의 미립자 분말 소재로 (1,350~1,550℃)의 높은 온도에서 소결시키며 이때 23%의 수축이 동반하여 그간 치과용 세라믹 수복물의 가공방법(슬립캐스팅, 주입성형)으로는 제작이 거의 불가능하다. 따라서 낮은 온도에서의 예비 소결 블록을 최종 소결시의 수축량 만큼 CAD/CAM으로 확대가공을 하고 이를 최종 소결하여 치과용 수복물로 제작하는 것은 매우 합리적이다. 문헌상으로 이러한 방식을 통하

표 1. 치과용 올세라믹스의 가공법, 강화입자 및 기계적 특성의 비교¹⁾

제작법	상품명 / 제조사	강화입자	급침강도 (MPa)	파괴인성 (MPa·m ^{0.5})	특별 장비·재료	적용
슬립캐스팅 (Slip-casting)	In-Ceram Spinel / Vita	Spinel	430-450	2.7	전용 다이재료 전용 고온 퍼니스	Inlay/Onlay, Crown, Anterior Bridge, (Posterior bridge)
	In-Ceram Alumina / Vita	Alumina	360-380	4.5		
	In-Ceram Zirconia / Vita	Zirconia	520-600	6.8		
주입성형 (Injection molding)	IPS Empress / Ivoclar	Leucite	120-180	1.5	전용 가압용 오븐 전용 매몰재	Veneer, Inlay/Onlay, Crown Veneer, Inlay/Onlay, Crown, Bridge
	Optec Pressable C / J-P	Leucite	170	1.5		
	IPS Empress 2 / Ivoclar	Lithium disilicate	350-430	3.3		
기계가공 (Machining)	Vitabloc Mark II / Vita	Sanidine	120-150	1.3	Cerec CAD-CAM	Veneer, Inlay/Onlay, (Crown)
	Dicor MGC / Dentsply	Tetrasilic fluormica	210-230	1.6-2.0	Cerec CAD-CAM	
	Celay Vita / In-Ceram	Sanidine / Alu, Zir	130 / 500	2.7-6.8	Celay copy-milling machine	Inlay/Onlay, Crown, Posterior bridge
	AllCeram / Procera	Pure alumina	550	5.0	CAD-CAM	
	Cercon / Dentsply	Pure zirconia	1000	9.0		
Lava / 3M	Pure zirconia	1000	9.0			

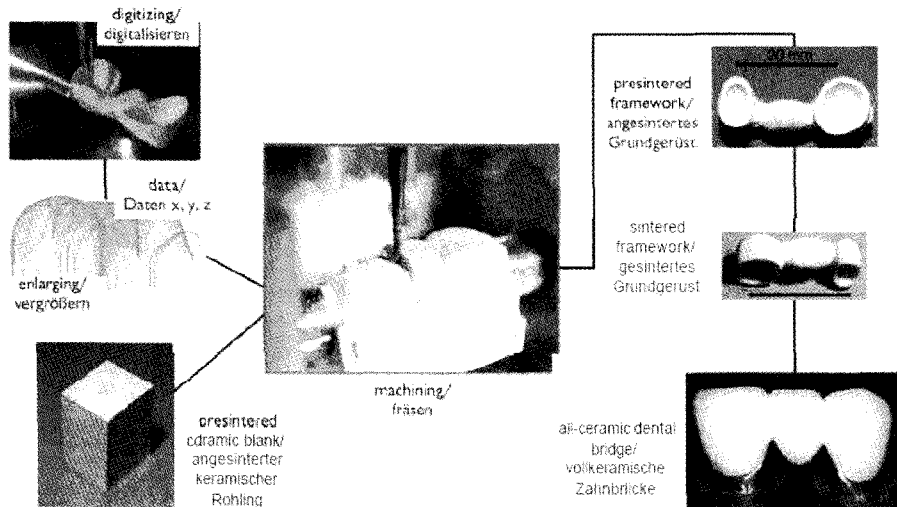


그림 1. Filser 등에 의하여 처음으로 시도된 치과용 지르코니아 수복물의 CAD-CAM에 의한 제작과정³⁾

여 처음으로 TZP를 치과용 세라믹 수복물 제작에 응용한 것은 1998년 취리히 공과대학의 Filser 박사 그룹이다(그림 1)³⁾.

현재 몇 종류의 지르코니아 관련 세라믹이 치과 보철물로 응용이 되고 있지만 주류를 이루고 있는 것은 3Y-TZP(3mol% yttria-TZP)이다. Denry와 Kelly(2008)는 3Y-TZP 세라믹의 재료학적 고찰과 치과 이용에 대하여 깊이있는 리뷰 논문을 발표하였다⁴⁾. 이러한 치과용 지르코니아는 모두 CAD/CAM 방식으로 제작되고 있지만 재료의 가공은 두 가지(CIP vs HIP) 형식이 있다(표 2). HIP 지르코니아의 경가공 시스템은 기계적 강도에서 CIP 시스템

에 비하여 앞서나 가공 후 표면 결함이 남는 문제점이 지적되고 있다. 적합도면에서 소결수축이 없는 HIP가 더 우수한 것으로 예상되나 CIP의 적합도도 임상적 허용범위 내로 보고되고 있다. 총 가공시간에서 CIP는 짧은 가공시간 후 긴 소결시간의 단점이 있으나 HIP는 가공시간이 길어 전체적으로 큰 차이는 없다. 그러나 가공의 용이성 면에서 현재 대부분의 치과용 지르코니아 시스템은 CIP 재료의 연가공 방식을 택하고 있다.

치과용 지르코니아 CAD/CAM 시스템은 등장 초기 고가의 하드웨어 시스템비용으로 고귀금속 합금 수복물보다 높은 비용이 요구됐었다. 그러나 최근 귀금속 가격의 급등으로 이러한 비용의 차이는 줄어들고 있

표 2. 치과용 지르코니아의 CAD/CAM 제작방식

	연가공 (soft machining)	경가공 (hard machining)
재료	Cold isostatic pressed (CIP)	Hot isostatic pressed (HIP)
CAM가공시간		CIP << HIP
총 제작시간		CIP ≈ HIP
기계적 강도		CIP < HIP
표면상태	비교적 일정함	표면결함 존재
시스템	Cercon/LAVA 등	Denzir/Zirkon

며, 문헌에 나타난 미국의 치과 수복물 기공료를 보면 오히려 고귀금속의 PFM보다 낮은 비용이다(표 3)⁵⁾. 이러한 요인으로 최근 임플란트 시술의 증가와 함께 치과용 지르코니아 수복물의 사용이 급증하고 있다.

표 3. PFM vs All-ceramic 크라운 기공료 비교⁵⁾

재료	단일 크라운당 가격 (US \$)
PFM: 고귀금속 (56%)	229
PFM: 고귀금속 (86%)	276
PFM: 비귀금속	152
All-ceramic: IPS Empress (Ivoclar)	219
All-ceramic: LAVA zirconia (3M)	219

Ⅲ. 임상 수명 및 적합도

지난 20여 년간 leucite 강화세라믹, lithium disilicate 글라스세라믹, 글라스용융침투 세라믹 등이 비교적 성공적으로 사용되어 왔다. 그간 단일치관 올세라믹 수복의 임상적 생존율에 관하여 보고마다 조사기간이 약간씩 다르기는 하나 In-Ceram alumina, Spinell(Vita), Procera(Nobel Biocare), IPS Empress, Empress 2(Ivoclar, 현재는 eMax press system)는 일부 비교적 낮은 수명(92%)이 보고되긴 했으나 전체적으로 95%이상 또는 5년 100%까지 높은 생존율이 보고되고 있다. 그러나 이들 세라믹 재료들이 3-unit 브리지로 사용되었을 때는 매우 낮아졌다. In-Ceram Zirconia가 95%(3년)를 보였으나 In-Ceram Alumina, Empress 2는 50~90%의 낮은 생존율이 보고되었다^{6,7)}.

치과용 지르코니아 시스템도 최근 사용이 급증하면서 임상수명에 관한 연구보고가 계속 발표되고 있다. Ozkurt와 Kazazoglu(2009), Bachhav와 Aras(2011)는 지금까지의 지르코니아 브리지(FPD; fixed partial denture)의 임상성적에 대하여 보고들을 정리하였다^{8,9)}. 가장 주목되는 결과는 지르코니아

프레임워크의 파절이 5-unit의 한 케이스를 제외하고는 전혀 없다는 것이다(5년 생존율 98%). 그러나 비니어 포세린의 부분 파절(chipping, cracking)은 6~25%의 비교적 높은 빈도로 일어났다. 지르코니아 단일치관에 대한 임상성적 보고는 브리지에 비하여 매우 드물고 장기간의 데이터가 부족하나 대략 3년에 93%의 생존율이 보고되고 있다¹⁰⁾.

지르코니아 CAD/CAM 시스템에 의한 FPD 수복 후 5년내에 최대 22%의 이차우식증이 발생하였다는 보고는 우려할 만하다¹¹⁾. 그러나 이 연구에 사용되었던 것은 치과용 CAD/CAM의 개발 초기 시스템(DCM)으로 적합도에 있어서 다소 문제점이 있었을 것이다. 최근의 연구결과에 따르면 치과용 CAD/CAM 지르코니아 수복물의 변연 적합도는 대부분 임상적 허용치라고 할 수 있는 120 μ m이하로 나타나 충분히 개선되었다⁶⁾. 주의해야 할 것은 그림 2에 서처럼 일반적으로 CAD/CAM에 의한 수복물은 변연 틈(MO ; marginal opening)은 비교적 작으나 측면과 코핑 사이의 내부 틈(AG; axial gap) 및 교합면에서의 틈(OG ; occlusal gap)은 상대적으로 더 크다는 것이다¹²⁾. 비록 임상적으로 인산아연 시멘트나, 레진 시멘트로 합착한 지르코니아 FPD의 탈락율은 매

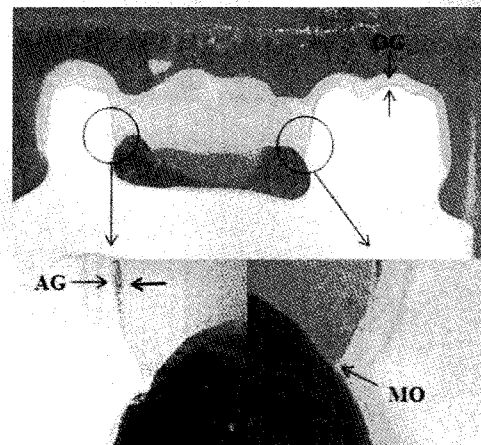


그림 2. 지르코니아 FPD의 변연 틈(MO), 내부 틈 (AG) 및 교합면의 틈 (OG) (3M사 자료 이용)

우 낮은 것으로 보고되고 있지만 이러한 점은 수복물의 합착 시 또는 교합면의 조정 시 주의를 요하는 점이다.

IV. 포세린 비니어의 파절 문제

지르코니아에 대한 현재까지의 임상적 연구를 종합해보면 가장 큰 문제점은 포세린 비니어의 부분 파절 또는 박리이다. 최근 Heintze와 Rousson(2011)은 PFM과 지르코니아 FPD의 임상연구 보고를 체계적으로 리뷰한 논문을 발표하였다⁴³⁾. 지르코니아 FPD에 있어서 3년간의 포세린 부분 파절 발생률은 54%로 PFM FPD의 34%보다 높은 것으로 조사되었다. 그러나 두 경우 모두 FPD의 교체가 불가피할 정도의 경우보다 연마나 복합레진 수리가 가능한 포세린 파절 케이스가 더 많았다. 이러한 것을 포함하여도 지르코니아 FPD는 PFM의 생존율(3년)보다는 낮은 것으로 조사되었다(90% vs 97%).

세라믹 수복물의 파절면 분석(fractography)은 파절 원인에 대한 결정적 정보를 제공해준다. Aboushelib 등(2009)은 임상에서 사용 중 파절된 지르코니아 수복물을 분석하고 파절원인을 표 4와 같이 제시하였다⁴⁴⁾. 이러한 결과를 피하기 위하여 지르코니아와 같이 강한 코어세라믹과 비니어 포세린 조합의 올세라믹 수복물은 여러 가지 사항을 고려하여 설계하여 제작한다면 임상적 성공률을 높일 수 있다. 이와 같이 임상에서 파절이 일어난 올세라믹 수복물은 먼저 단순히 제거하기보다 실리콘 인상재로 복제하고 파절면 분석법을 이용한다면 수복 실패의 원인을 찾는 데 도움이 될 것이다¹⁵⁾.

지르코니아와 포세린의 강한 결합력이 파절 방지에 도움이 될 것이다. 기본적으로 코어와 비니어 세라믹 두 층의 열팽창계수가 서로 유사하지 않거나 냉각속도가 지나치게 빠르면 지르코니아-포세린 계면에서 응력의 발생으로 파절(chipping)이 쉽게 일어난다. 최근 지르코니아와 비니어 포세린의 결합강도에 관한 연구

표 4. 지르코니아 올세라믹 수복물의 파절 유형과 원인

파절 유형	파절 원인
비니어 포세린의 칩핑(chipping)	<ul style="list-style-type: none"> 대합치와의 강한 접촉 비니어 포세린에 과하중 작용 지르코니아 코어에 의해 적절히 지지되지 않음 과도하게 높은 교합하중 및 피로
비니어포세린의 박리(delamination)	<ul style="list-style-type: none"> 코어와 포세린의 낮은 결합력 코어-포세린 계면에서의 결합 코어-포세린의 열팽창계수 부조화 포세린 본딩용 라이너의 부적절한 적용 부적절한 코어 표면처리 코어세라믹의 휨
지르코니아 코핑의 파절	<ul style="list-style-type: none"> 코핑 내면의 결합 지나치게 얇은 코핑 CAD/CAM 가공시 코핑에 결합형성 적합도가 좋지 않음
커넥터 파절	<ul style="list-style-type: none"> 불충분한 크기 (커넥터 직경) 교합조화의 실패 재료표면의 결합 (과도한 표면가공 시 발생) 재료내부의 결합 (회사에서 제조 시 발생)

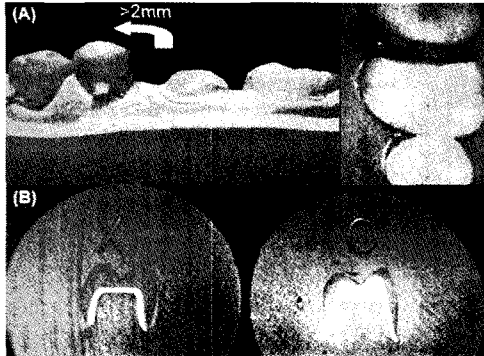


그림 3. 지대치가 작아 포세린 코어 세라믹에 충분히 지지되지 못하여 파절이 일어난 경우(A). 코어에 대한 비니어의 두께가 2배를 넘어 파절 가능성이 높은 경우(B, X). 코어의 두께를 증가시켜 코어-비니어 층의 두께 비를 일정한 경우(B, O) (3M사 자료 이용)

가 많이 보고되고 있다^{6,17)}. 그러나 연구마다 시험방법의 차이가 있고 결과가 서로 일치되지 않는 점이 있어 임상 치과의사에게 실용적 가이드가 되기는 어렵다. 역학적으로 코어에 대한 비니어 층의 두께 비율이 2배를 넘어서부터 비니어의 파절이 증가할 수 있다⁸⁾. 그러나 비니어 포세린 층의 두께를 과도하게 줄인다면 수복물의 투명도가 낮아져 심미성이 낮아질 수 있다. 재료학적 요인을 제외하고, 포세린 칩핑을 줄이기 위해서 가장 중요한 요소는 코어 세라믹에 지지되지 않

은 포세린 층이 없도록 하고 코어와 비니어의 두께 비율을 가급적 균일하게 설계하는 것이다(그림 3).

V. 결론

모든 경우에 통용될 수 있는 완벽한 올세라믹 수복재는 아직 없다고 볼 수 있다. 그러나 현재까지의 임상적 결과를 보면 지르코니아 CAD/CAM 시스템은 가장 유력한 대안이다. 지르코니아 수복의 임상적 성공은 재료에 대한 술자의 적절한 선택과 정확한 기공과정, 수복물의 최종 합착에 달려있으며 이러한 것은 지르코니아에 대한 정확한 이해가 필요하다. 치과용 재료로서 지르코니아의 미래는 매우 밝다. 지르코니아는 치과용 수복재로 출시된지 이제 10년이지만 현재 치관 수복물뿐 아니라, 임플란트 어버트먼트와 전치부에서는 지르코니아 임플란트로 사용되고 있어 점점 영역이 확대되고 있다. 비록 그간 많은 재료들이 소개되었다가 시장에서 사라졌지만, 뛰어난 기계적 성질과 심미성면에서 지르코니아를 대체할 수 있는 치과용 세라믹 재료는 당분간 나오지 않을 것이다.

(저자는 본고에 언급된 제조회사와 어떠한 관계도 없음을 밝혀둡니다.)

참 고 문 헌

1. 치과용 세라믹스, 치과재료학, 치과재료학교수협의 회저. 군자출판사 6판, 2011; 329-355.
2. 이해형. 치과 보철수복용 생체재료, 재료마당. 2009; 22:36-41.
3. Filser F, Luthy H, Schärer P, Gauckler LJ. All-Ceramic Dental Bridges by Direct Ceramic Machining (DCM). In: Speidel MO, Uggowitzer PJ (eds). Materials in Medicine. Zurich: Hochschulverlag AG an der ETH Zurich, 1998:165-189.
4. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater 2008; 24:299-307.
5. Donovan TE. Factors essential for successful all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc 2008; 139:14S-18S.
6. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun JJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. J Prosthet Dent 2007; 98:389-404.

참 고 문 헌

7. Bona AD, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restoration. *J Am Dent Assoc* 2008; 139:8S-13S.
8. Ozkurt Z, Kazazoglu E. Clinical success of zirconia in dental applications. *J Prosthodont* 2010; 19:64-68.
9. Bachhav VC, Aras MA. Zirconia-based fixed partial dentures: a clinical review. *Quintessence Int* 2011; 42:173-182.
10. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2010; 37:641-652.
11. Sailer I, Fehrer A, Filser F, et al. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 2006; 37:685-693.
12. Kim SC, Bae JY, Lee HH. Comparative fit of 3-unit bridge wax patterns fabricated by manual and CAD-CAM techniques. *J Kor Res Soc Dent Mater* 2010; 37:305-312.
13. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2010; 23:493-502.
14. Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. *Dent Mater*. 2009 Mar;25(3):383-91.
15. Scherrer SS, Quinn JB, Quinn GD, Wiskott HW. Fractographic ceramic failure analysis using the replica technique. *Dent Mater*. 2007; 23:1397-404.
16. Choi BK, Han JS, Yang JH, Lee JB, Kim SH. Shear bond strength of veneering porcelain to zirconia and metal cores. *J Adv Prosthodont*. 2009; 1:129-135.
17. Fazi G, Vichi A, Ferrari M. Microtensile bond strength of three different veneering porcelain systems to a zirconia core for all ceramic restorations. *Am J Dent*. 2010; 23:347-350.
18. Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater*. 2009; 5:1668-1677.