

Zirconia 보철의 임상적용(자연치)

보스톤허브치과의원

원장 김 종 엽

서 론

최근 수복치과 영역에서 널리 사용되는 지르코니아는 뛰어난 물성 뿐 아니라 우수한 생체적합성을 보이는 재료이다. 색조의 안정성이나 빛의 투과성 등은 기존의 완전도재관에 비해 다소 떨어지며, 금속-도재관에 비하여 그 사용과 조절이 까다로운 점도 있으나 최근의 CAD/CAM 등 제작방법의 발전에 힘입어 그 사용이 점점 증가되고 있다. 지르코니아가 자연치에 사용된 몇 예를 보며 지르코니아의 임상적용에 대해 살펴보려 한다.

임상례 1

먼저 31세 여자 환자로 자전거를 타고 가다가 넘어져 상악 좌, 우측 중절치의 파절이 발생한 상태로 내원하였다. 상악 좌측 중절치는 치수강이 노출된 상태였고 상악 우측 중절치는 상아질을 포함하는 치관부의 파절이 관찰되었다(그림 1). 두 치아 모두 타진에 민감한 상태였다. 여러 차례에 나누어 근관치료를 마무

리 하였다(그림 2). 근관치료 시작과 동시에 일차 치아 형성 후 임시치아를 제작하였고, 근관충전 후 실리콘 인텍스와 임시치아 등을 이용하여 최종 치아 형성하였고 이어서 작업 모형 제작을 위한 최종 인상을 채득하였다(그림 3). 기공사에게 보다 정확한 정보를 제공하기 위하여 임시치아 모형 또한 작업 모형과 함께 교합기 상에 마운팅하였고, 절단면, 외형 등의 위치를 알 수 있는 실리콘 인텍스를 제작하였다(그림 4).

광학 스캐너를 사용하는 CAD/CAM 방식(카타나 시스템, 노리타케사, 일본)으로 코핑을 제작하였다. 먼저 상악 second pouring 모형을 스캔하고, 대합치, 작업모형의 removable die 또한 교합된 상태로 상, 하악 모형을 스캔하여 조합하고 상, 하악 virtual model을 교합관계를 알 수 있도록 준비하였다(그림 5). 프로그램 상에서 상악 좌, 우측 중절치 지대치의 이상적인 보철물 삽입 경로에 따라 마진을 설정하고 적절한 간격으로 검사, 조절하였다. 대합치와 비니어링 포세라인의 두께를 고려하여 지르코니아 코핑의 두께를 가감한다(그림 6). 이렇게 디자인을 끝내면 밀링기계로 정보를 보내고 밀링과정을 거친다. 이렇게 oversize로 밀링된



그림 1.

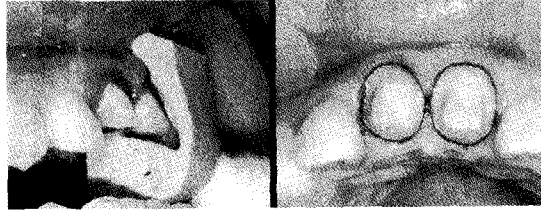


그림 3.

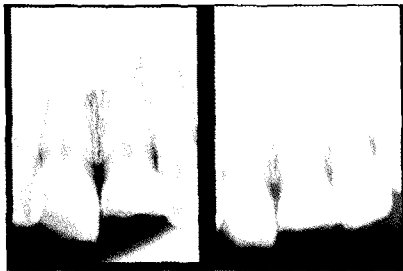


그림 2.



그림 4.

코핑들은 완성 소성 후 작업모형에서 검사한 후 구강 내에서 시적 하여 마진의 적합도 등을 검사하였다. 이후 비니어링 포세라인(CZR zirconia, 노리타케사, 일본)을 적용하여 보철물을 완성한 후 구강 내에서 검사, 조절, 접착하였다(그림 7, 8). 접착은 인접치아들과 잘

분리한 후 resin modified glass ionomer cement(Rely X-luting, 3M ESPE 미국)을 사용하였고, 보철물의 내부는 입자가 작은 알루미늄 옥사이드로 전처치 하였다. 접착 이후 약 1년간 특이한 증상이나 문제 없이 잘 유지되고 있다.

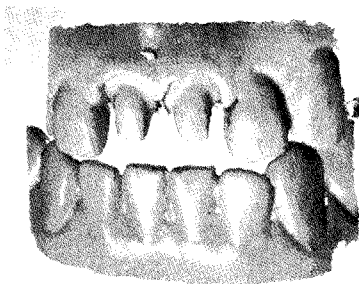


그림 5.



그림 6.

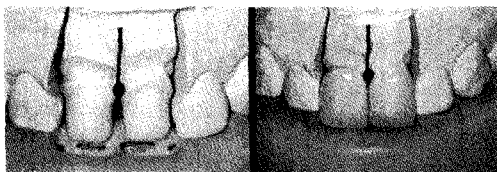


그림 7.

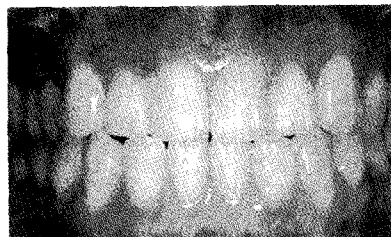


그림 8.

임상례 2

수년전 치료받은 턱해보이며 마진이 잘 맞지 않는 전치부 3-unit FPD의 교체를 위해 39세 여자환자가 내원하였다(그림 9). 10여년전 외상으로 인해 발거된 상악 좌측 중절치의 수복을 위해 두 차례의 FPD를 제작한 병력이 있었다. 조심스럽게 오래된 보철물을 제거한 후 치아 삭제면을 깨끗이 하였다. 지르코니아 FPD를 고려함에 있어 충분한 크기의 connector를 설계할수 있는지를 포함하여 치아 삭제량을 clear vacuum shell, 실리콘 인덱스 등을 이용하여 검사하였다(그림 10). Pontic 부위의 자연스러운 emergence profile을 위하여 임시치아의 pontic 하방을 ovate 형태로 조절하였다. 오래 전 발치로 인한 상악 좌측 중절치 부위의 협설 연조직의 양의 부족을 만회하기 위하여 subepithelial connective tissue graft를 시행하였다(그림 11). 어느 정도의 연조직 치유기간후 최종 인상을 채득하였다.

임상례 1과 마찬가지로 CAD/CAM 시스템(카타나

시스템, 노리타케사, 일본)을 이용하여 virtual model을 만들었다. 단일치아의 수복과는 달리 FPD의 제작이 필요하므로 두개의 지대치 즉 상악 우측 중절치와 상악 좌측 중절치의 장축과 삭제를 동시에 고려하여 최적의 보철물 삽입경로를 결정하고 마진을 검사하고 재설정 하였다. 이후 각각의 지대치 코핑을 디자인 한 후 적절한 형태의 pontic을 결정하고 위치시킨다. 각각의 지대치 코핑과 pontic을 프로그램 상에서 연결한다. 이때 연결부위의 모양은 물론 표면적을 조절하고 교합과 형태 등을 고려하여 디자인한다(그림 12). 이렇게 디자인을 완성한 후 밀링과정과 소성 과정을 거쳐 framework을 완성하였다. 지르코니아 구조물은 납착이 불가능하므로 시적 과정을 거쳤으며 그 적합도 검사를 위하여 실리콘 medium(Fit-cheker, GC, 일본)에 소량의caries detector를 첨가하여 사용하였다(그림 13). Pontic 하방의 정확한 연조직 인기를 위하여 임시치아의 pontic 하방을 작업모형 상에서 복제하였다(그림 14). 이후 비니어링 포세라인을 적용하여 보철물을 완성하였고, 구강내에

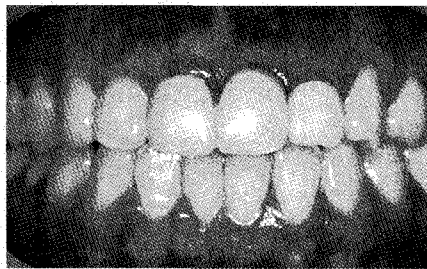


그림 9.

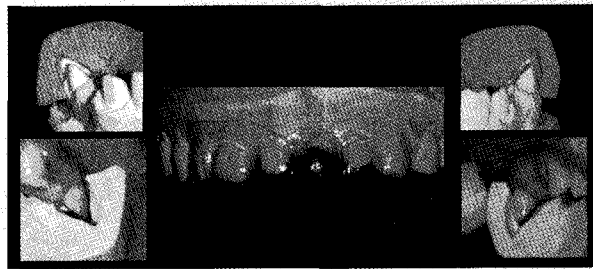


그림 10.

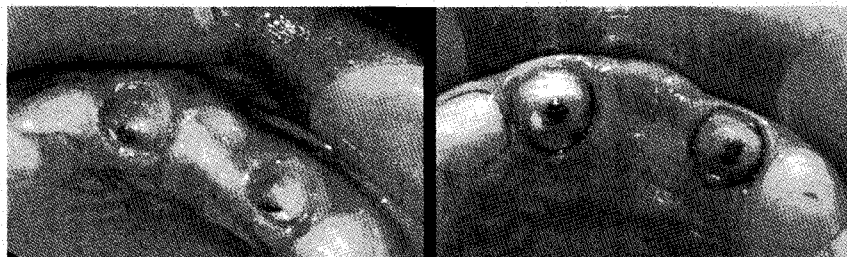


그림 11.

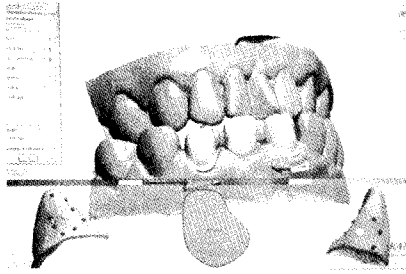


그림 12.

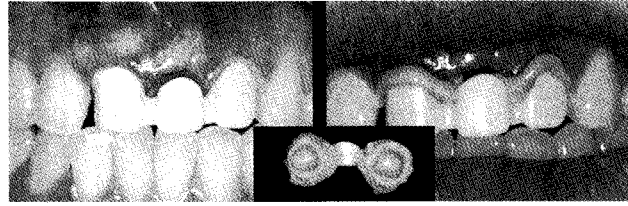


그림 13.

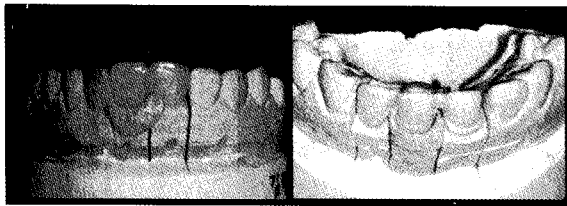


그림 14.

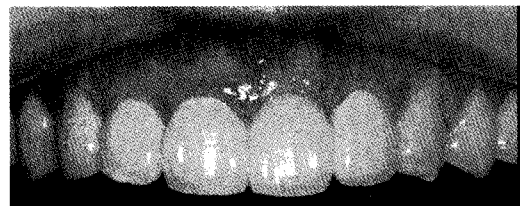


그림 15.

서 검사, 조절 후 접착하였다(그림 15). 접착 후 1년간 문제 없이 잘 유지되고 있다.

고 찰

지르코니아는 온도에 따라 상변이를 한다. 2680℃ 이상에서 입방정계(cubic) 존재하며, 2370℃ 이하에서 정방정계(tetragonal)로 바뀌며, 정방정계에서 단사정계(monoclinic)의로의 변화 즉 T-M transformation은 1170℃ 하방에서 일어난다²⁾. 이때 그 분자구조들간의 크기 차이로 인해 3~5%의 체적변화가 일어난다^{1~3)}. Yttrium-oxide(Y_2O_3 3%mol) 등의 첨가는 순수한 지르코니아를 상온에서 정방정계의 구조를 가지도록 안정화 시켜준다⁴⁾. 이렇게 안정된 지르코니아(TZP)는 치아 수복 재료로 사용되기 좋은 물성 즉 높은 파절강도(flexural strength)와 파절저항(fracture toughness)을 가진다. 지르코니아는 방사선에 불투과성을 보이므로 변연부의 접합도 검사는 물론 이차우식의 발견이

쉽다.

일부 시스템에서 완전 소성된 지르코니아를 사용하기도 하지만, 지르코니아 코핑이나 framework을 제작하는 대부분의 CAD/CAM 시스템에서는 부분 소성되었거나 소성되지 않은 재료를 사용하여 크게 구조물을 만든 후 원하는 최종의 크기로 약 20~25% 정도의 소성후 체적변화가 생긴다. 이러한 방법 즉 소성이 덜된 부드러운 재료를 사용하면 밀링의 시간을 단축시킬 뿐만 아니라 밀링에 사용되는 기구의 마모를 줄일수 있다.

Raigrodski(2004) 에 의하면 지르코니아 처럼 강화된 재료를 사용하면서 전치부는 물론 구치부에서도 비교적 쉽게 수복이 가능하려면 물성의 향상 뿐만 아니라 심미적인 조화, 적합도 등의 개선과 예측 가능성 등을 꼽았다^{5,6)}. 크게 만들어서 소성 과정을 통해야 하는 대부분의 시스템들의 실험실적 연구를 보면 전통적인 금속-도재관이나 완전 금관 등에 비해 그 적합도는 크게 떨어지지 않으며 임상적으로 허용 가능한 틈을 가지는 경우가 많으며 실제 임상에서는 적절한 치아 형성 및 정확한 인상과 모형제작이 필수적이다. 치아 형성시에는 광학 스캐너의 빛의 산란을 방지할수

있도록 하여야겠다. 날카로운 부분이 있다면 둥글게 하여주고 혹 마진 부위에 립이 있다면 부드럽게 제거하고, 소구치 등에서 교합면에서도 높이의 차이가 많다면 그 차이를 줄여주어 스캔 할 때 빛의 산란을 줄여주는 것이 좋겠다. Groove나 box 등은 없어야 하며 치아 형성 후 삭제면은 거칠지 않게 부드럽게 하여주는 것이 좋으며, 삭제량은 임시치아나 적절한 인덱스를 이용하여 검사하는 것이 바람직하겠다. 마진은 부드러운 chamfer나 깊은 chamfer가 추천되며 전치부와 구치부에서 각각 1.5mm, 2.0mm의 삭제량이 필요하다. 소성후 코핑이나 framework는 작업모형에서 세심하게 그 적합을 검사하고 조절하는 과정이 필요하며 특히 framework라면 납착이 불가능하므로 시적 과정을 거치는 것이 좋겠다. 마진의 적합도는 반드시 세밀하게 검사되어야 한다. 지르코니아는 방사선 검사에서 불투과성을 가지므로 시진, 탐침을 이용한 측진 뿐 아니라 표준구내방사선사진 등을 이용하여 검사하는 것이 필요하다. Fit-checker 등의 실리콘재료를 이용하는 경우는 색깔이 있는 재료를 사용하며 만약 하얀색 재료밖에 없다면 caries detector 등 염색할 수 있는 재료를 적절히 혼합하여 사용하며 가능하면 보철물의 내면을 조절하기 보다는 지대치를 조절하는 것이 추천된다.

Kelly 등(1995, 1997)에 의하면 실험실 연구와 실제 임상에서 완전도재로 만들어진 계속가공의치(FPD)에서 연결 부위(connector)의 빈번한 파절을 보고하고 있다^{7,8)}. 전통적인 금속-도재관의 경우 일반적으로 폭과 높이가 각각 2.5mm로 6.25mm² 이상이 추천되나 완전도재관의 경우 근원심 길이와 높이가 각각 3mm로 9mm² 이상이 바람직하다. 자연치에서 지르코니아 FPD를 고려한다면 치아 형성 및 임시치아 제작 단계에서 부터 적절한 두께의 연결부위를 형성할 공간이 있는지를 평가하는 것이 중요할 것이다.

Kunii(2007) 등 일본학자 들의 연구에서 single crown, 3-unit, 4-unit, 5-unit 의 지르코니아 코핑과 framework를 광학 스캐닝 과정을 거치는

CAD/CAM 시스템을 이용, 제작하고 각각의 보철물의 여러 부위의 적합도를 관찰하였다⁹⁾. 이 연구에서 주목해야 할 부분은 pontic 주변의 변연 적합도가 임상적으로 허용될 수 있는 범위내 이기는 하지만 다른 부위에 비해 더 많은 틈이 존재하였다는 것이다. 보철물의 길이가 길이지거나 pontic의 수가 늘어날수록 그 틈이 증가하므로 지르코니아 FPD를 계획할때 그 길이를 짧게 하고 pier abutment의 사용은 극히 제한하며 pontic의 수로 줄이는 방향으로 하는 것이 좋겠다.

지르코니아 보철물의 접착은 이견이 있을 수 있겠다. Palacios 등(2006)은 지르코니아 보철물에 여러 종류의 접착제와 접착 방법 등에 대한 연구를 발표하였으며 접착제간 큰 차이가 없어 보이나, 여러 가지 접착제 중 adhesive cementation이 더 나은 결과를 보였고, 접착 전 처치에 대하여서도 다양한 연구가 발표되었거나 진행 중 이다¹⁰⁾. 이 부분에 대하여서는 좋은 예후와 안전하고 쉬운 임상적용을 위해 조금 더 많은 실험실적 그리고 임상연구들을 지켜볼 필요가 있다고 생각된다

Conrad 등(2007)은 성공적인 완전도재관 치료를 위해서는 적절한 재료를 선택하는 술자의 능력, 제작 방법, 접착법 등은 물론 환자의 구강상태에 맞고 심미적 요구에 부합하여야 한다고 하였다¹¹⁾. 잘 맞고 조화로운 지르코니아 보철물의 제작을 위하여서는 반드시 작업을 하는 기공사에게 필요한 정보를 제공하고 의논하는 과정이 필요하리라 사료된다.

결론

지르코니아는 뛰어난 물성과 생체적합성을 보이며, CAD/CAM 등의 제조기술의 발전으로 수복 치의학 분야에서 앞으로도 더욱 널리 사용될 것이다. 많은 임상가들이 더욱더 안전하게 사용할수 있도록 지르코니아와 관련 재료 및 기술의 발전은 물론 더 많은 임상연구가 있어야 하겠다.

참 고 문 헌

1. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steer? Nature 1975;228:703-704
2. Garvie RC, Nicholson PS. Phase analysis in zirconia systems. J Am Ceram Soc 1972;55:303-305
3. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, et al. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. Dent Mater 1999;15:426-433
4. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and alumina-advance technologies for the manufacturing of single crowns. Eur J Prosthodont Restor Dent 1999;7:113-119
5. Ariel JR, Gerard JC. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. J Prosthet Dent 2001;86:520-525
6. Ariel JR. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial denture: A review of the literature. J Prosthet Dent 2004;92:557-562
7. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. J Dent Res 1995; 74: 1253-1258
8. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. J Prosthet Dent 1999;81:652-661
9. Jun K, Yasuhiro H, Yukimichi T, et.al. Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. Dental Material Journal 2007;26(6):820-826
10. Rosario PP, Glen HJ, Keith MP, Ariel, JR. Retention of zirconium oxide crowns with three types of cement. J Prosthet Dent 2006;96:104-114
11. Conrad et al. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systemic review. J Prosther Dent 2007;98(5):389-404