

# CAD/CAM을 이용한 구치부 전부도재 고정성 국소의치 지르코니아 코어의 연결부 설계에 따른 파절강도

연세대학교 치과대학 보철학교실, \*국민건강보험공단 일산병원 보철과

서준용 · 박인임\* · 이근우

## I. 서 론

최근 심미성을 추구하는 사회적 분위기를 반영하여 치과분야에서도 심미수복의 비중 및 빈도는 늘어나고 있으며 따라서 하부의 금속구조물 때문에 심미성이라는 측면에서 분명한 한계를 갖는 금속도재관의 비중은 줄고 전부도재관의 임상적용이 증가하는 추세이다. 하지만 전부도재관은 생체친화성, 심미성, 화학적 저항성, 치태침착 감소 등의 장점을 갖고 있으나 상대적으로 취성이 높고 인장강도가 낮아 특히 구치부 고정성 국소의치의 적용에는 제한적이었다.<sup>1-4)</sup>

취성과 낮은 인장강도를 개선하기 위해 알루미늄( aluminum oxide), 백류석 (leucite), 리튬 다이실리케이트(lithium disilicate), 지르코니아(zirconium oxide) 등을 이용한 강화형 도재가 개발되어 전부도재 수복물이 구치부 단일수복 뿐만 아니라 고정성 국소의치에까지 적용범위를 넓히고 있다.

하지만 구치부 고정성 국소의치에의 전부도재관 수복이 교합력과 관련하여 큰 강도를 요구하며 따라서 가장 높은 강도를 갖는 지르코니아가 주목받고 있지만 보철물 설계 등의 측면에서 아직까지 장기적인 성공을 위해 적용되어야 할 기준에 대한 연구가 미흡한 실정이다.<sup>5)</sup>

지르코니아는 산화 지르코늄(Zirconium Oxide, ZnO<sub>2</sub>)의 총칭으로 화학적 안정성, 체적 안정성을

보이며 다형(polymorphic)구조로 상전이 시 발생하는 transformation toughening 기전에 의한 체적확장에 의해 균열의 진행을 억제하여 기존의 도재에 비해 높은 굴곡 및 파절강도를 갖고 있다.<sup>6,7)</sup> 또한 높은 마모 저항성 및 생체적합성으로 인해 의학영역의 인공 관절 등으로 이용되고 있는 재료이다. 이러한 특성을 살려 치과 영역에서도 구치부 전부도재관, 포스트, 임플란트 지대치, 교정용 브라켓 등에 적용되고 있다. 하지만 높은 강도 때문에 통상적인 도재 수복물 제작방법으로는 가공이 어려워서 CAD/CAM (computer-assisted design/computer assisted manufacturing) 시스템을 이용한 기계적인 절삭을 통해 제작을 하게 된다.

CAD/CAM 시스템은 왁스로 형태를 형성하고 주조를 통해 보철물을 제작하는 기존의 방식과는 전혀 다른 개념으로 컴퓨터를 이용한 입력, 설계, 가공을 통해 보철물을 제작하게 된다. 처음에는 산업분야에서 주로 적용되다가 1980년대 초 치과분야에 소개되어 관련기술의 발전과 더불어 그 영역을 넓히고 있다. CAD/CAM을 이용한 가공작업 시 제작시간의 단축, 비용절감을 도모하면서 작업과정의 정밀도는 기존의 방법과 유사하거나 증가하고, 종래에는 가공할 수 없었던 재료도 사용할 수 있으며 상온에서의 기계적인 절삭이기 때문에 밀도는 증가하고 기포, 잔류응력은 감소함에 따라 보철물의 구조적인 안정성, 기계적인 물성이 향상된다.<sup>8-10)</sup> 이러한 이유로 최근

구치부 고정성 국소의치에 CAD/CAM을 이용한 지르코니아 수복물을 적용하려는 시도들이 있다.

고정성 국소의치는 대부분의 응력이 연결부에 집중되며 이런 현상은 전부도재관의 경우에도 마찬가지이다.<sup>11,12)</sup> 따라서 보철물의 파절로 인한 실패는 균열이 연결부에서 기시되는 양상을 보이므로 보철물의 파절저항성에는 이 부위 코어의 형태 및 면적이 중요한 역할을 한다.<sup>13)</sup> 물론 임상의 실패한 증례에서는 강화형 도재로 이루어진 코어와 그 상방에 소성된 장석형 도재사이의 계면에서 파절이 가장 많이 일어나지만 그런 경우 적절한 표면처리를 통해 복합레진으로 수리가 가능하다는 보고가 있으며 보철물이 구치부에서 교합력에 견디기 위해서는 코어의 기계적 물성이 무엇보다도 중요하다.<sup>14,15)</sup> 코어의 기계적 물성을 향상시키기 위해 먼저 형태적인 측면에서는 날카로운 모서리, 언더컷, 단면적상의 급격한 형태 변화 등을 피해야 한다.<sup>16)</sup> 그리고 설계, 제작 시 연결부의 면적을 증가시키는 것이 무엇보다도 중요하지만 수직적인 치아크기의 제한으로 연결부를 위한 공간은 제약되며 심미적인 이유, 치은과 관련된 청소성을 고려해야 하기 때문에 연결부는 좁아지는 형태를 보이므로 강도만을 고려한 연결부 설계에는 한계가 있다. 그러므로 별도의 코어 보강구조 설계를 생각해볼 수 있는데 협측, 교합면측으로는 심미적인 이유로 장석형 도재를 일정부분 이상 사용해야 하며 치은측으로는 주위 연조직을 고려하여 청소성을 확보해야 하기 때문에 연결부 코어도재의 면적을 증가시키기 위해서는 설측에 주목할 수 있다. 그리고 연결부의 설측부위에 코어보강구조를 설계 시 유의할만한 강도의 증가를 보인다는 보고가 있다.<sup>17)</sup> 그러므로 설측을 통한 연결부 코어보강구조의 설계에 따른 파절강도의 변화를 분석하는 것이 필요하리라 사료된다.

본 연구의 목적은 재료자체로서 보다 높은 강도를 갖는 지르코니아를 CAD/CAM을 이용하여 가공, 제작하는 구치부 고정성 국소의치 연결부의 설측 보강구조를 설계하여 파절강도를 측정함으로써 연결부 보강정도에 따른 유의한 파절강도의 변화여부를 확인하여 심미성, 주위 연조직의 건강을 확보하면서 구치부 고정성 국소의치에 적용할 수 있는 충분한 강도를 가진 최적의 연결부 설계를 알아보하고자 함이다.

## Ⅱ. 연구재료 및 방법

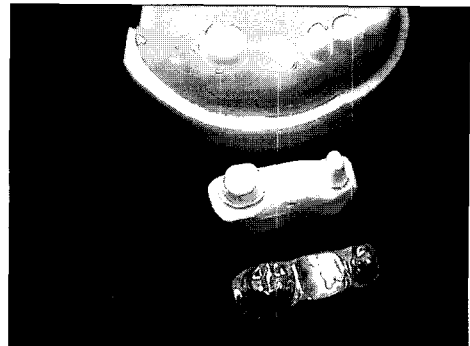
### 1. 다이제작(Fig. 1)

하악 제2소구치와 제2대구치를 지대치로, 제1대구치를 가공치로 하는 고정성 국소의치 제작을 위해 치아모형(Nissin Co., Tokyo, Japan)의 해당 치아에 1.0mm폭의 rounded internal line angle이 부여된 non-beveled shoulder margin과 10도의 측면경사도, 2mm의 교합면 삭제를 시행하여 지대치를 형성하였다.

개인용 트레이를 제작하여 polyvinylsiloxane인상재(Extrude, Kerr, Germany)로 인상채득 후 통상의 lost-wax technique을 통해 Ni-Cr 합금(Rexillium 3, Jeneric/Pentron Inc., CT, USA)으로 1개의 master steel die제작 후 파절강도 측정 시를 위해 steel die를 epoxy resin (Polyurock, Metalor Technologies SA., Switzerland)으로 복제하여 40개의 die를 제작하였다.

### 2. 코어제작(Table I)

제작한 금속다이를 제조사에서 자체제작한 3차원 입력기(DGS, Dental Graphics Co., Seoul, Korea), 설계프로그램(ADENS program, Seoul, Korea)을 이



**Fig. 1.** Dies prepared for comparing fracture load of zirconia core for posterior fixed partial denture. (1.0mm non-beveled shoulder margin with rounded internal line angle, 2.0mm occlusal reduction, 10 degree tapering)

용하여 분석, 설계하여 절삭가공기계(FA-A300, 화우 기계, Seoul, Korea)를 통해 지르코니아 코어(Adens Ziceram, Dental Graphics Co., Seoul, Korea)를 제작했다. 코어는 기본 두께 0.8mm에 internal relief는 40  $\mu$ m로 설계하였으며 제2소구치와 제1대구치 사이는 수직적인 폭 3mm, 수평적인 폭 4mm를 가진 타원형의 단면으로, 제1대구치와 제2대구치 사이는 수직적인 폭 3mm, 수평적인 폭 4.5mm를 가진 타원형의 단면으로 연결부를 형성하였다.(Fig. 2) 이와 같은 단면부를 기본설계로 2군은 연결부 설측에 치운에서부터 1mm의 코어보강구조를 설계하여 부드러운 이행이 되게 하였고 3군은 2mm, 4군은 3mm의 보강 구조를 설계하였다.(Fig. 3) 위 4개의 다른 설계를 가지고 각각 10개씩 총 40개의 코어를 제작하였다 (Table I).

### 3. 코어의 접착

제작된 40개의 코어를 준비된 각각의 에폭시 레진 다이에 인산아연 시멘트로 접착하였다.

### 4. 파절강도의 측정

만능시험기(Universal Testing Machine, Instron 4501, Instron Company, MA, USA)으로 제1대구치 central fossa부위에 0.5mm/min의 속도로 수직적인 힘을 가하여 파절이 일어나는 강도를 측정하여 (Fig. 5) 각각의 설계에 따른 파절강도의 차이유무를 비교하였다.(Fig. 4)

### 5. 주사전자현미경 관찰

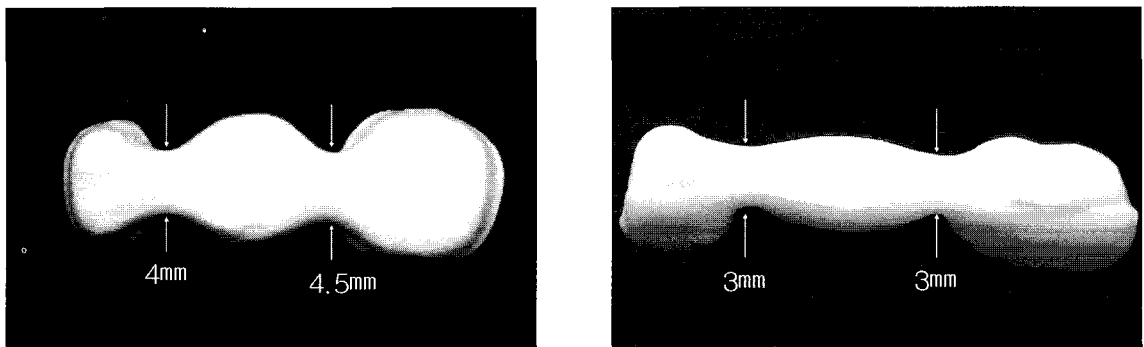
균열의 기시점과 파절의 진행양상을 알아보기 위해 각 시편의 파절면을 주사전자현미경(JSM-T2000, JEOL, Tokyo, Japan)을 사용하여 관찰하였다.

### 6. 통계분석

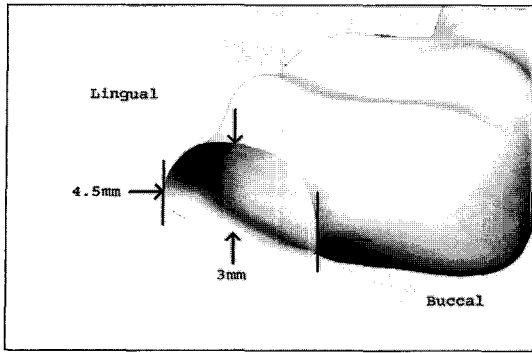
파절강도의 차이를 살펴보기 위해 StatView 프로그램(SAS Institute Inc, NC, USA)을 이용하여

**Table I.** Classification by connector design

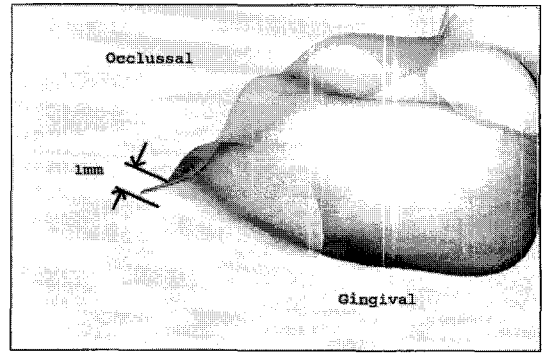
| Group | Variation of connector design  |
|-------|--|
| 1     | Connector between mandibular second premolar and pontic-3×4mm<br>Connector between pontic and second molar-3×4.5mm<br>(all group same condition) |
| 2     | Reinforcing of lingual connector by gingival 1/3(1mm)  |
| 3     | Reinforcing of lingual connector by gingival 2/3(2mm)  |
| 4     | Reinforcing of lingual connector by full height(3mm)   |



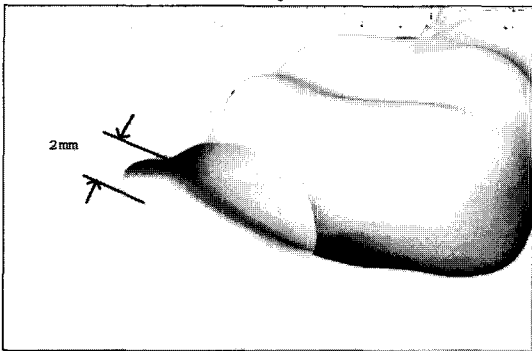
**Fig. 2.** Zirconia core constructed by CAD/CAM for posterior fixed partial denture. (occlusal view and lingual view)



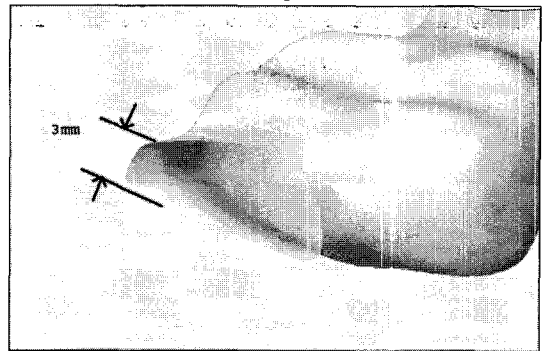
Group 1



Group 2



Group 3



Group 4

Fig. 3. Cross sectional views between 1st molar and 2nd molar.

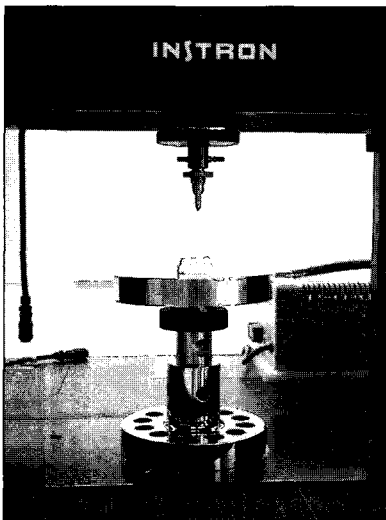


Fig. 4. Universal testing machine(Instron 4501) tested in this study.

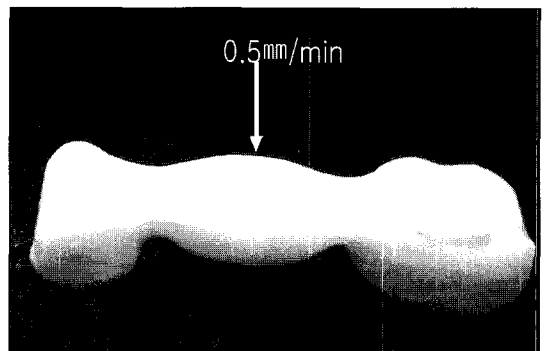


Fig. 5. Loading with 0.5mm/min on central fossa of pontic.

분석하였다. 5% 유의수준 하에서 one-way ANOVA test를 실시하여 각군의 유의한 차이유무를 파악 후 유의한 차이가 있는 경우 군간의 비교를 위해 사후 검정으로 Fisher's PLSD test를 5% 유의수준으로 시행하였다.

### III. 결 과

Table II에서와 같이 파절강도 측정 시 1군은 1212.1±158.2N, 2군은 1510.2±277.9N, 3군은 1882.0±87.0N, 4군은 1980.1±107.6N의 파절 강도를 보였으며(Fig. 6) one-way ANOVA test결과, Table III에서처럼 파절 강도가 연결부 보강 설계에 의해 영향을 받는 것으로 나타났다.(P<0.001) 그러므로 각군간의 유의성을 알아보기 위해 군간 평균의 차이를 Fisher's PLSD test를 5% 유의수준으로 시행한 결과, Table IV에서처럼 3군과 4군간을 제외하고는 각군간의 파절강도에 유의한 차이가 있었다. 파절은 Fig. 7에서와 같이 제2대구치와 제1대구치 사이의 연결부에서 진행되었다.

주사전자현미경 관찰 시 균열은 연결부의 치은측에서 기시되어 진행되는 양상을 보였다.(Fig. 8)

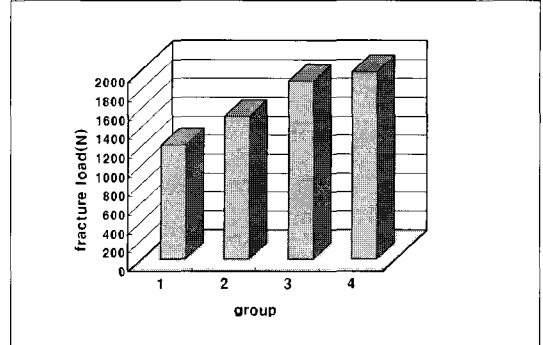


Fig. 6. Fracture load of zirconia core classified by connector design.

Table II. Means and Standard deviations of Fracture load (Unit:N)

| Group | Mean                 | Standard deviations |
|-------|----------------------|---------------------|
| 1     | 1212.1               | 158.2               |
| 2     | 1510.2 <sup>†</sup>  | 277.9               |
| 3     | 1882.0 <sup>††</sup> | 87.0                |
| 4     | 1980.1 <sup>††</sup> | 107.6               |

<sup>†</sup> significant high fracture load compared to control group

<sup>†</sup> significant high fracture load compared to group 2

Table III. Result of one-way ANOVA

|          | DF | Sum of Squares | Mean Square | F-Value | P-Value |
|----------|----|----------------|-------------|---------|---------|
| Groups   | 3  | 3740296.200    | 1246765.400 | 41.060  | <.0001  |
| Residual | 36 | 1093117.400    | 30364.372   |         |         |

Table IV. Fisher's PLSD test with significance level:5%

| Groups  | Mean Difference | Critical Difference | P-value |
|---------|-----------------|---------------------|---------|
| 1 and 2 | -298.100        | 158.047             | 0.0005  |
| 2 and 3 | -371.800        | 158.047             | <.0001  |
| 3 and 4 | -98.100         | 158.047             | 0.2162  |

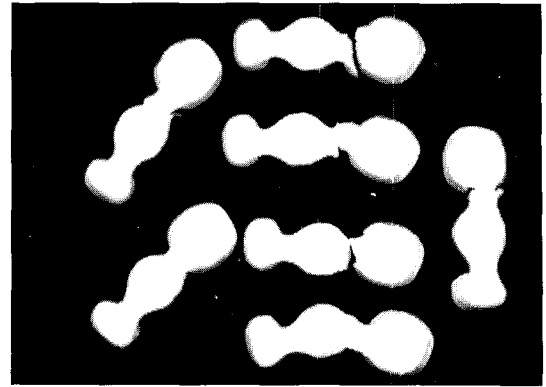
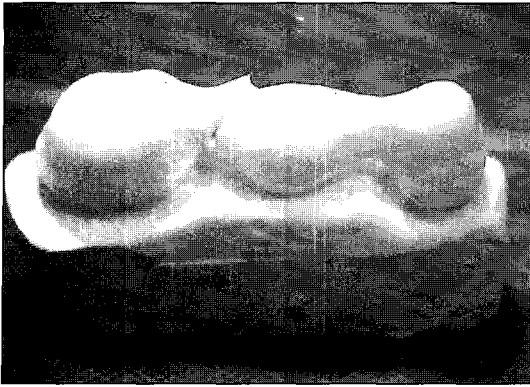


Fig. 7. Zirconia core has been fractured between pontic and second molar.

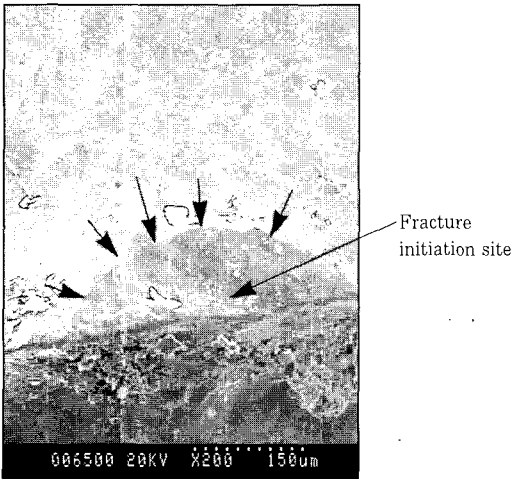


Fig. 8. Scanning electron microscopic view of fractured surface. Arrows indicated critical crack area ( $\times 200$ ).

#### IV. 고 찰

지르코니아는 다형(polymorphic)구조로 1170℃까지는 단사정계의 상(monoclinic phase)으로 유지되다가 2370℃까지는 정방정계의 상(tetragonal phase)으로 유지되며 그 이상의 온도에서 녹는점까지는 입방형의 상(cubic phase)이 된다.<sup>18)</sup> 가공 후 냉각되면서 정방정계에서 단사정계로 이행되는 상전이 도중 3-5%의 체적확장이 일어나 균열에 대한 저항

항을 증가시키는 성질을 갖고 있다. 이를 transformation toughening mechanism이라 하며 구강 내에서의 기계적인 강도의 증가와 연관시키기 위해 상변형을 억제시키는 산화물(CaO, MgO, CeO<sub>2</sub>, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>)을 첨가하여 안정상태에서 정방정계의 상으로 유지되게 한다. 그리고 가공시의 연마, 냉각 등과 같은 외부의 자극에 의해 균열이 시작될 때 단사정계의 상으로 변형이 되어 3-5%의 체적확장이 일어나서 균열의 진행을 억제함으로써 기존의 도재에 비해 높은 파절인성을 갖게 되며 이는 보다 우수한 기계적인 물성으로 이어진다.<sup>19)</sup> 이에 따라 굴곡강도는 900-1100MPa, 파괴인성은 8-10MPa에 이르게 되며 이는 기존의 강화형 도재와 비교하여 유의하게 높은 수치이다.<sup>20)</sup> Tinscert 등<sup>21)</sup>은 지르코니아가 백류석, 알루미나, 리튬 다이실리케이트 강화도재에 비해 높은 파절강도를 갖음을 보고했다. 따라서 자연스럽게 최대의 파절강도를 요하는 구치부 고정성 국소의치를 위한 전부도재관 재료로서 주목 받고 있다.

지르코니아는 높은 강도 때문에 가공을 위해서는 CAD/CAM을 이용한 기계적인 절삭이 반드시 필요하다. CAD/CAM system을 이용한 보철물 제작방법은 기존의 방법에 비해 여러 가지 장점이 있지만 그 중에서도 이번 연구와 관련된 중요한 부분은 보철물 설계의 수치화, 표준화 및 대량생산이 가능하다는 점이다. 연결부와 같은 특정부위의 설계를 정량화하기 위해 컴퓨터를 이용하여 작업을 하는 것은 필수적이라 하겠다. CAD/CAM system도 digitizing.

designing, machining시 오차가 있으나 관련 기술의 발전과 더불어 그 정도를 줄여나가며 개선되고 있다.<sup>22)</sup>

도재의 파절은 일시에 작용하는 큰 힘보다는 주로 반복된 작은 힘에 의한 피로 때문이라는 연구가 보고되고 있다.<sup>12)</sup> 하지만 하부금속이 파절의 진행을 억제하는 금속도재관과 달리 코어까지 파절이 진행되는 전부도재관의 경우 코어의 강도가 중요하다. 특히 구치부 전부도재관의 임상적용을 위해서는 최대 교합력에서도 견딜수 있는 강도를 가진 코어재료를 사용해야만 장기적인 성공을 기대할 수 있으며 특히 고정성 국소의치의 경우 연결부에서 주로 파절이 시작되어 진행 되기 때문에 연결부의 코어강도를 충분히 부여해야 한다.<sup>3)</sup> 본 연구의 결과에서도 파절은 연결부와 관련되어 진행되는 양상을 보이고 있다. 연결부의 강도를 부여하기 위해서는 충분한 단면적을 고려하고 날카로운 이행부가 없도록 설계하는 것이 중요하다.<sup>16,22)</sup> Sorensen 등<sup>23)</sup>에 의하면 lithium disilicate의 경우 전부도재관 구치부 고정성 국소의치의 연결부는 수직적으로 5mm, 수평적으로 4mm를 확보해야 한다고 했으며 Kamposiora 등<sup>24)</sup>에 의하면 alumina의 경우 connector의 height가 4mm에서 3mm로 줄어들 때, 40-50%의 강도감소를 보고했다. 하지만 임상에서 여러가지 제한으로 이러한 요구량을 만족시키지 못하는 경우가 많다. 그러므로 구치부 고정성 국소의치에 전부도재관을 적용시키기 위해서는 별도의 보강구조를 설계해야 하는데 협측, 교합면측은 심미적인 이유로 장석형 도재를 위한 충분한 공간이 필요하고 치은측은 주변 연조직의 청소성을 고려하지 않을 수 없기 때문에 그렇다면 설측에 주목하지 않을 수 없다. 본 연구에서는 연결부의 설측 코어의 보강구조를 설계하여 보강유무, 정도에 따른 강도증가를 알아보고 이를 토대로 충분한 강도를 형성하기 위한 최적의 보강구조를 알아보려 했다.

치아모형상의 삭제 후 지대치의 임상치관 길이는 두 치아 모두 5mm가 되지 않았으며 gingival embrasure를 고려하며 설계한 연결부의 수직 고정은 3mm를 확보할 수 있었다. 코어의 두께는 제조사에서 요구하는데로 0.8mm, 내면 공간은 40 $\mu$ m을 부여하였다. 접착제는 인산아연시멘트를 사용하였다. 전부도재관의 합착 시 주로 resin cement의 사용이 권장되는데

장점으로는 기계적, 화학적 결합에 의한 강도의 증가 및 지대치의 색조를 최대한 투과하여 얻는 심미성이다. 그 중 본 연구와 관련해서는 강도를 고려할 수 있는데 강도에 있어서의 증가는 여러 문헌에서 견해가 다른 부분이 있다. Derand<sup>25)</sup>에 의하면 지르코니아의 경우 산부식 및 실란처리가 도움이 되지 않는다는 보고도 있으며 McCormick<sup>26)</sup>에 의하면 압축강도에 있어서 인산아연시멘트, glass ionomer (GI), resin cement간에 유의한 차가 없다고 하였다. 그러므로 접착제에 의한 변수를 배제하고 접착과정시의 오차를 줄이기 위해 가장 보편적이고 조작이 간편한 인산아연시멘트를 사용하였다.<sup>27)</sup>

강도를 측정하는 방법은 만능시험기(No.4501 Instron)를 이용하여 0.5mm/min의 속도로 코어에 수직적인 하중을 주고 파절강도를 측정하는 것을 택했으며 하중을 주는 부위는 pontic의 central fossa부위로 정했다. 점 접촉 보다는 보다 넓은 면적의 접촉이 파절강도를 증가시키며 결과의 일관성을 부여하므로 pontic의 교합면부위와 instron pressure surface 모두 평평하게 형성해 주었다.<sup>11,16,28)</sup>

Korber<sup>29)</sup>는 구치부 고정성 국소의치의 경우 저작압에 견디기 위한 평균강도가 500N을 넘어야 한다고 주장하였다. 그리고 Tinschert 등<sup>6)</sup>은 전부도재관은 금속도재관보다 cyclic fatigue loading과 stress corrosion fatigue에 취약하기 때문에 구강 내에서의 강도는 50%까지 감소가 예상되므로 구치부 고정성 국소의치로서 요구되는 파절강도는 1000 N이상이라 주장했다. 본 연구에서 실험 시 파절 강도는 1군에서의 하나의 시편을 제외하고는 모두 1000N을 상회했다.

연결부 설측의 보강에 따라 파절강도는 3군까지는 유의하게 증가하였으나 3군과 4군간에는 차이가 없었다. 그러므로 연결부의 설측 코어보강은 연결부에서 2mm의 수직적 보강이 강도나 심미성을 고려할 때 적절할 것이다. 장석형 도재의 적용은 측정 시의 오차를 피할 수 없기 때문에 CAD/CAM을 이용한 이번 연구의 결과에 일관성을 저하시키리라 판단하여 배제하였다.

파절의 기시부위 및 파절의 양상을 알아보기 위해 파절면을 주사전자현미경으로 확대하여 관찰하였으며 그 결과 파절은 연결부의 치은측에서 기시하여

진행되었다. 연결부의 교합면측에서는 compressive stress가 발생하며 치은측에서는 tensile strength가 발생하기 때문에 치은측에서 파절이 기시하는 것이라 사료된다.<sup>30)</sup>

물론 하중이 수직적으로만 가해진 결과이며 습윤하고 온도의 변화를 보이는 구강 내 조건도 배제되면서 치주인대를 고려하지 않은 단단한 모형상에서 측정되는 등 구강 내의 조건과는 달라서 실제 임상에 그대로 적용하기에는 한계가 있으므로 이와 관련한 연구가 앞으로 필요하리라 사료된다.<sup>31-34)</sup> Guazzato 등<sup>7,15,19)</sup>은 코어의 기계적 물성이 보철물의 예후에 매우 중요한 역할을 한다고 언급하였으며 연결부에 있어서 코어 도재의 보강을 통해 보다 안정적인 고정성 국소의치를 제작할 수 있을 것이다.

## V. 결 론

본 연구에서 연결부 설계를 달리하여 제작한 지르코니아 고정성 국소의치의 수직 파절강도를 측정할 결과, 실험과정상의 한계가 있지만 본 연구를 통해 다음과 같은 결과를 얻을 수 있었다.

1. 연결부의 설측보강을 하지 않은 군은 평균  $1212.1 \pm 158.2$ N, 수직적으로 1mm를 보강한 군은  $1510.2 \pm 277.9$ N, 수직적으로 2mm를 보강한 군은  $1882.0 \pm 87.0$ N, 수직적으로 3mm를 보강한 군은  $1980.1 \pm 107.6$ N의 파절강도를 보였다.
2. 연결부의 설측보강이 없는 군에 비해 보강한 군들은 통계학적으로 유의하게 높은 파절강도를 보였다. ( $P < 0.001$ )
3. 연결부의 설측에 수직적인 1mm의 보강을 한 군과 2mm와 3mm로 보강한 군 간에는 통계학적인 유의차를 보였으며 ( $P < 0.001$ ) 2mm의 보강을 한 군과 3mm의 보강을 한 군 간에는 통계학적인 유의차가 없었다. ( $P > 0.05$ )
4. 파절은 연결부의 치은측에서 기시하여 하중부위로 진행되었다.

이상의 결과를 토대로 지르코니아를 코어로 하는 구치부 고정성 국소의 치의 강도 증가를 위하여 가공치 설측에 보강구조가 필요하며 이를 임상에 응용하기 위한 장기적인 임상연구가 필요하리라 사료된다.

## 참고문헌

1. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002;18:590-595.
2. Sobrinho LC, Cattell MJ, Glover RH, Knowles JC. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont* 1998;11:255-262.
3. Campbell SD, Sozio RB. Evaluation of the fit and strength of an all-ceramic fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1998;85:301-306.
4. Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, Ishigaki S. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. *J Oral Rehabilitation* 2002;29:951-955.
5. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001;14:231-238.
6. Piconi C, Maccauro G. Review zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1-25.
7. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater* 2004;20:441-448.
8. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Operative Dent* 2001;26:367-374.



9. Luthardt RG, Sandkuhl O, Herold V, Walter MH. Accuracy of mechanical digitizing with a CAD/CAM system for fixed restorations. *Int J Prosthodont* 2001; 14:146-151.
10. Willer J, Rossbach A, Weber HP. Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. *J Prosthet Dent* 1998;80:346-351.
11. El-Ebrashi MK, Craig RG, Peyton FA. Experimental stress analysis of dental restorations. Part VII. Structural design and stress analysis of fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1970;23:177-186.
12. 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.
13. Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res* 2003; 82:238-242.
14. Kupiec KA, Wuertz KM, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Evaluation of porcelain surface treatments and agents for composite to porcelain repair. *J Prosthet Dent* 1996; 76:119-124.
15. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004;20:449-456.
16. Ritter JE. Predicting lifetimes of materials and material structures. *Dent Mater* 1995;11:142-146.
17. Nam-Sik Oh, Han-Sung Kim, Myung-Hyun Lee, Keun-Woo Lee. The optimal design of connectors in all ceramic fixed partial dentures manufactured from alumina tape. *J Korean Academy Prosthodont* 2004;42:125-132.
18. Christel P, Meunier A, Heller M. Mechanical properties and short term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989;23:45-61.
19. Guazzato M, Proos K, Sara G, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/core ceramics. *Int J Prosthodont* 2004;17:142-149.
20. McLaren EA, Terry DA. CAD/CAM systems, materials, and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compendium* 2002;23:637-653.
21. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent* 2000;28:529-535.
22. Oh WS, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2002;87:536-542.
23. Sorensen JA, Cruz M, Mito WT, Raffener O, Meredith HR, Foser HP. A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glass-ceramic. *Pract Perio Aesthet Dent* 1998;11:95-106.
24. Kamposiora P, Papavasiliou G, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1996;27:701-706.
25. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 2000;13:131-135.
26. McCormick JT, Rowland W, Shillingburg Jr HT, Duncanson Jr MG. Effect of luting media on the compressive strengths of two types of all-ceramic crown. *Quintessence Int* 1993;24:405-408.
27. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR.

- Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1999; 81:135-141.
28. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999;81:652-661.
29. Korber KH, Ludwig K. Maximal biting force as a factor for consideration in the fabrication of dental restorations. *Dent Lab* 1983;31:55-60.
30. Oh WS, Gotzen N, Anusavice KJ. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. *J Dent Res* 2002;81:623-627.
31. Koutayas SO, Kern M, Ferrareso F, Stub JR. Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: An in vitro study in a dual-axis chewing simulator. *J Prosthet Dent* 2000; 83:540-547.
32. Kato H, Matsumura H, Tanaka T, Atsuta M. Bond strength and durability of porcelain bonding systems. *J Prosthet Dent* 1996;75:163-168.
33. Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont* 2000;13:387-391.
34. Kern M, Fehchtig T, Strub JR. Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1994;71:251-256.

---

**Reprint request to:**

**Keun-Woo Lee**, D.D.S., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Yonsei University  
134, Shinchon-Dong, Seodaemun-Gu, Seoul, 120-095, Korea  
kwlee@yumc.yonsei.ac.kr

ABSTRACT

**FRACTURE STRENGTH BETWEEN DIFFERENT CONNECTOR DESIGNS OF ZIRCONIA CORE FOR POSTERIOR FIXED PARTIAL DENTURES MANUFACTURED WITH CAD/CAM SYSTEM**

Jun-Yong Seo, D.D.S., In-Nim Park, D.D.S., Ph.D.\* , Keun-Woo Lee, D.D.S., Ph.D.

*Dept. of Prosthodontics, college of Dentistry, Yonsei University, Seoul, Korea*

*\*Dept. of Dentistry, Korea Medical Insurance Corporation Ilsan Hospital, Ilsan, Korea*

**Statements of problem:** Zirconia core is used for posterior fixed partial dentures because it's good mechanical properties. Stress is concentrated on connectors in fixed partial dentures, so the proper design of connector areas is needed for adequate mechanical long-term properties of any prosthesis. The area of connector is critical, but tooth size and surrounding soft tissue limit the connector design.

**Purpose:** The purpose of this study is to compare fracture strengths between different connector designs of zirconia core for posterior fixed partial dentures manufactured with CAD/CAM system and determining the optimal connector design satisfying strength and hygiene.

**Material and method:** The following four groups of 40 posterior fixed partial denture specimens(each group 10) were fabricated as followed: group 1, vertical height of connector is 3mm(control group, all groups have the same condition); group 2, lingual vertical 1mm reinforcement on connector; group 3, lingual vertical 2mm reinforcing on connector and group 4, lingual vertical 3mm reinforcing on connector. Specimens were subjected to compressive loading on the central fossa of pontic by instron. SEM was used to identify the initial crack and characterize the fracture mode.

**Results:** The results were as follows:

1. The mean fracture load of the non-lingual reinforcing group was 1212N and the lingual vertical 1mm reinforcing group was 1510N, the lingual vertical 2mm reinforcing group was 1882N, the lingual vertical 3mm reinforcing group was 1980N.
2. The reinforcing groups were statistically significant compared to non-reinforcing groups( $P < 0.001$ ).
3. There were 2, 3mm reinforcing groups that were statistically significant compared to 1mm reinforcing groups( $P < 0.001$ ), and the 3mm reinforcing group was not statistically significant compared to 2mm reinforcing groups( $P > 0.05$ )
4. Fractures were initiated in gingival embrasures of connectors and processed to the loading site.

**Conclusion:** In this study, lingual reinforcement of connector for improved strength of zirconia based fixed partial denture is necessary. And long-term study for clinical application is required

---

**Key words :** Zirconia, Posterior fixed partial denture, Fracture strength, CAD/ CAM system, Lingual reinforcement of connector