

금속선 강화에 따른 열 가압 도재의 파절저항

조득원¹ · 동진근^{2*} · 오상천³ · 김유리²

원광대학교 치과대학 보철학교실, 원광치의학 연구소, ¹대학원생, ²교수, ³조교수

연구목적: 본 연구는 높은 심미성을 나타내지만 낮은 파절 강도로 인하여 구치부에서의 사용이 제한되고 있는 전부도재 고정성 국소의치의 파절강도를 증가시키기 위한 방법으로, 취성 재료인 도재에 인장강도가 높은 금속선을 삽입하고 물리적, 기계적 성질을 알아보고자 하였다.

연구 재료 및 방법: lithium disilicate (ingot No.200 : IPS Empress 2, Ivoclar Vivadent, Lichtenstein)와 0.41 mm 직경의 Ni-Cr 금속선 (Alfa Aesar, Johnson Matthey Company, USA)을 사용하여, 금속선의 수와 배열을 달리한 4개의 실험군 시편을 제작하였다. 모든 시편은 폭 4 mm, 두께 2 mm, 길이 15 mm의 직육면체로 제작하였다. 실험군 1, 2, 3은 각각 한 가닥, 두 가닥, 세 가닥의 금속선을 도재 시편의 장축을 따라 배열하였으며, 실험군 4는 세 가닥의 금속선을 도재 시편의 장축에, 다섯 가닥의 금속선을 도재 시편의 횡축에 배열하였다. 대조군에는 금속선을 삽입하지 않았으며, 대조군 및 각각의 실험군의 시편은 각 군당 12개로 하였다.

결과: 만능 시험기 (Z20, Zwick, Germany)를 이용하여 파절시점까지 하중을 가한 후, 굴곡계수, 굴곡강도, 파절시점까지의 변형률, 파괴인성을 측정하였다. 파절된 시편의 도재와 금속선의 계면을 횡절단 및 연마하여 주사전자현미경 (JSM-6360, JEOL, Japan)으로 100배상에서 관찰하였다. 결과는 다음과 같다.

1. 도재에 금속선을 삽입한 결과, 금속선을 삽입하지 않은 대조군에 비해 통계적 유의성 있는 굴곡계수 및 굴곡강도의 변화는 관찰할 수 없었으나, 변형률의 유의성 있는 증가 ($P < .001$)를 관찰할 수 있었다. 2. 금속선을 삽입한 시편의 파절 양상은 하중점 부위에서 도재만 파절되는 양상을 나타내었다. 3. 금속선을 삽입한 도재의 파절된 시편을 횡절단 및 종절단하여 100 배상에서 주사전자현미경으로 촬영한 결과, 하중 시 도재의 파절 원인이 될 수 있는 도재 내부의 기포는 관찰되지 않았으며, 도재와 금속선 사이의 gap도 관찰되지 않았다.

결론: 금속선 삽입의 결과, 취성 재료인 도재의 통계적으로 유의성 있는 변형률의 증가를 관찰할 수 있었다. 그러나 구치부에서 금속선 강화 도재의 사용을 위해서는 굴곡계수 및 굴곡강도의 향상이 필요하다. 이를 위해서는 추가적 연구가 필요하다. (대한치과보철학회지 2009;47:191-8)

주요단어: 금속선 강화 세라믹, 3점 굽힘강도 실험, 파괴 인성

서론

전부도재관은 심미적 우수성으로 인해 치과영역에서 그 사용이 점차 증대되고 있다. 이는 전부도재관의 색조, 질감, 투명도가 자연치의 특성과 유사하기 때문으로, 고도의 심미성이 요구되는 증례에 적합한 특성을 갖추고 있다. 또한 전부도재관은 특정 금속에 대한 환자의 과민 반응을 일으키지 않으며, 보철물의 장기간 사용으로 인한 치은부 변색 등 다른 재료를 이용한 보철물에 비하여 우수한 생체적합성을 나타낸다.

그러나 심미적인 우수성과 높은 생체친화성에도 불구하고, 구치부에서 전부도재를 이용한 고정성 국소의치는 제한적으로 적용되고 있으며, 이는 전부도재 고정성 국소의치가 가지는 낮은 파절 저항성 때문으로 현재까지 안정적인 임상적 성공률을 나타내지 못하고 있다.

현재 소구치부 및 대구치부의 전부도재 고정성 국소의치로 사용되고 있는 도재들에는 lithium disilicate 및 glass-alumina, zirconia가 있다. lithium disilicate와 glass alumina의 굴곡강도는 각각 350 ± 50 MPa, 450 MPa정도이며, zirconia는 약 750 - 1000 MPa의 강도를 나타내고 있다.^{1,8} 구치에서 작용하는 저작력에 대해서는 많은 문헌에서 언급하고 있는데, Craig⁹ 및 Kelly¹⁰ 등은 소구치 및 대구치에서의 사람의 저작력은 390 - 890 MPa에 이른다고 보고하고 있다. 그러므로 lithium disilicate 및 glass alumina 도재는 전치부와 소구치부 고정성 국소의치의 제작은 가능하다고 할 수 있으나, 구치부 특히 대구치부에서 전부도재 고정성 국소의치로 사용하기에 적합한 굴곡강도를 나타내는 것은 zirconia 밖에 없다.

일반적으로 결손부 치아를 도재관으로 수복하기 위해서는 금속골격구조에 도재를 입히는 방법 (금속도재 고

교신저자: 동진근

570-749 전라북도 익산시 신용동 334-2 원광대학교 치과대학 보철과 063-857-4824; e-mail, dong@wku.ac.kr

원고접수일: 2008년 9월 18일 / 원고최종수정일: 2008년 12월 16일 / 원고채택일: 2009년 1월 7일

* 이 논문은 2007년도 원광대학교의 교비 지원에 의해서 연구되었음.

정성 국소의치)과 zirconia core에 도재를 입히는 방법 (zirconia 고정성 국소의치)이 있으나 금속도재 고정성 국소의치는 내부의 금속이 투시되어 만족할만한 심미성을 얻기가 어렵고, 전부도재 고정성 국소의치로서 현재 가장 높은 파절 저항성을 보이는 zirconia는 제작과정이 복잡하고 변연적합도가 낮아 개선의 필요성이 제기되고 있다.¹¹⁻¹³ 최근에는 CAD-CAM의 적용으로 보다 정밀한 변연적합성을 가진 zirconia 고정성 국소의치가 개발되었지만, 보철 후 제거의 어려움 및 zirconia core 사용으로 인한 상대적 불투명도 등이 문제점으로 제기되고 있다.

등¹⁴에 의해 소개된 금속선 강화 도재는 도재에 금속선을 위치시킴으로써 도재의 파절저항성의 향상을 도모하고자 하였다. 이는 건축자재로서 철근콘크리트 구조물에 착안한 것으로, 금속선은 철근콘크리트 구조물의 철근과 같이 도재의 부족한 인장강도를 보강하는 역할을 하게 된다.

본 연구는 금속선 강화 도재 (wire reinforced ceramic)의 임상 활용 가능성을 알아보하고자 Ni-Cr 금속선으로 강화시킨 열 가압 도재 시편을 제작하고 그 강도를 알아보고자 하였다.

연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

도재는 열-가압 방식의 IPS-Empress 2 (ingot No. 200 : Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)¹⁵⁻¹⁶를 이용하였다 (Table I). IPS Empress 2는 pressing temperature 920°C, 열팽창계수 $10.6 \pm 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ 의 물리적 성질을 가진다.

금속선은 Ni과 Cr의 무게비가 80 : 20 wt%인 0.41 mm 직경의 Ni-Cr 금속선 (Alfa Aesar, Johnson Matthey Company, USA)을 이용하였다.

Table I. Components of the IPS Empress 2 ceramic

Components	wt%
SiO ₂	57 - 80
Al ₂ O ₃	0 - 5
La ₂ O ₃	0.1 - 6
MgO	0 - 5
ZnO	0 - 8
K ₂ O	0 - 13
Li ₂ O	11 - 19
P ₂ O ₅	0 - 11
Additional components	0 - 8

2. 연구방법

1) 시편의 준비

길이 15 mm, 폭 4 mm, 두께 2 mm의 test bar 도재 시편을 만들기 위해 직육면체의 왁스 시편을 제작하였다 (Fig. 1). 대조군 및 실험군에서의 금속선의 배열 수 및 배열 위치를 달리 하였으며, 각 설계에 따른 시편의 수는 12개로 하였다 (Fig. 2).

금속선은 시편의 중립축 하부 인장축에 해당하는 바닥 측 1/3부위에 위치시켰으며, 종축에 배열한 금속선은 1 mm, 횡축에 배열한 금속선은 2 mm의 간격을 유지하여 배열하였다. 모든 금속선은 시편의 크기보다 길게 위치시켜 매몰 후 매몰재에 금속선이 매입되게 함으로써 도재 가압에 따른 금속선의 변위가 발생하지 않도록 하였다.

시편의 매몰은 납형 간의 거리 3 mm 이상, 매몰링과 납형과의 거리는 10 mm, 왁스 주입선의 직경은 3 mm, 길이는 10 mm가 되도록 하였고, 납형은 장축 방향으로 주입선과 평행이 되도록 하였다.

매몰재의 혼합 방법은 IPS Empress 2 매몰재 액과 증류수 그리고 매몰재 분말의 비율이 32 ml : 22 ml : 200 gf가

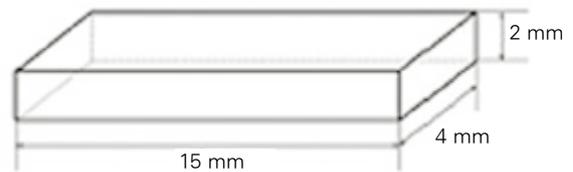


Fig. 1. Dimension of ceramic specimen.

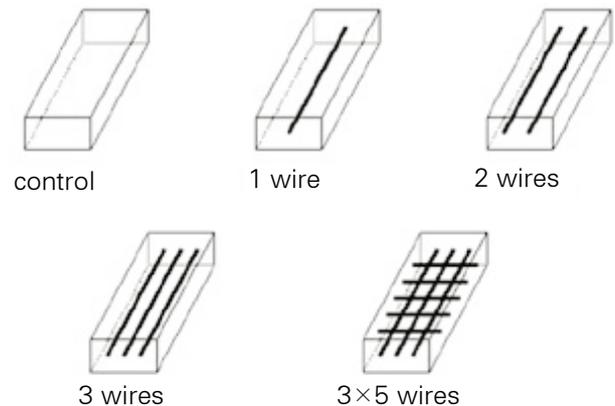


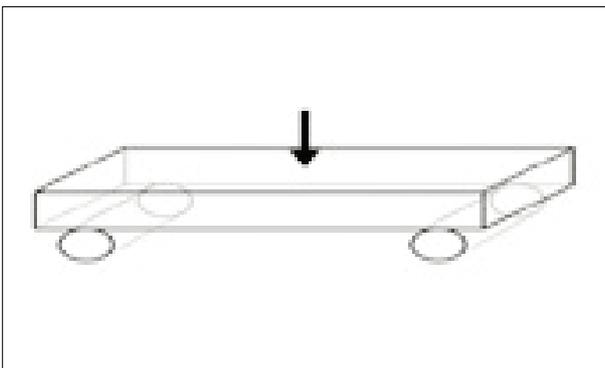
Fig. 2. Illustration of wire arrangements in control group and experimental groups.

되도록 정확한 양을 계측하여 진공 혼합법으로 60초간 혼합하고 매몰링 하단부터 매몰재를 채웠다. 매몰재가 완전히 경화된 후 매몰링 기저부와 매몰링을 제거하고 매몰체의 기저부를 다듬었다. 매몰체와 도재 ingot 그리고 Alox plunger를 소환로에 넣고 실온에서부터 시작하여 분당 5℃씩 온도를 높여 250℃에서 30분간 계류시키고 다시 온도를 높여 850℃에서 90분간 계류시켰다. 열가압 소환로 (IPS Empress EP500 press furnace, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)에서 staining technique을 위한 프로그램을 선택하여 700℃까지 예열을 시행한 후 IPS Empress 2 ceramic ingot과 Alox plunger를 매몰체에 넣고 열가압 소환로 중앙에 위치시킨 후 가열 및 가압 과정을 시행하였다.

가압과정이 끝난 매몰체를 furnace 내에서 꺼내 실온까지 식힌 후, 50 μm의 glass bead (Shofu Co, Japan)를 이용하여 펜 블라스터로 매몰재를 제거하였다. 불균일한 표면으로 인해 생길 수 있는 강도의 감소 가능성을 배제하기 위하여 caborundum disc로 sprue 제거 후, porcelain polishing rubber point 및 rubber wheel (Shofu Co, Japan)로 표면을 연마하고, polishing media (Diamond polishing paste, Bredent, German)를 이용하여 polishing을 마무리하였다. 그 후, 제조사의 지시에 따라 staining 및 glazing을 통하여 추가적인 열처리 과정 (800℃)을 시행하였다.¹⁷⁻¹⁸

2) 하중 실험

만능 하중 시험기 (Z020, Zwick, Germany)를 이용하여 3점 굽힘 강도를 측정하였다. 각 시편의 두께 및 폭을 버니어 캘리퍼스로 측정하여 입력하고, crosshead speed는 1 mm/min, intersupporting distance는 10 mm로 하여 시편에 파절이 발생할 때까지 하중을 가하였다 (Fig. 3). 각 시편에서의 굴곡계수, 굴곡강도, 파절 시점까지의 변형률, 파괴 인성을 측정하였다.



3) 금속선과 도재 계면의 관찰

유사한 파절 양상을 보인 파절된 시편 중 굴곡강도가 가장 낮게 나타난 시편 2개를 횡절단 및 종절단하여 연마 시편을 제작하였다. 횡절단 및 연마한 시편에 platinum coating을 시행한 후 주사전자현미경 (JSM-6360, JEOL, Japan)촬영을 시행하였다. 파절의 원인부가 될 수 있는 도재 내부의 기포 및 crack, 도재와 금속선 사이의 gap의 존재유무를 확인하기 위하여 100 배상에서 관찰하였다.

4) 통계 처리

통계처리는 굴곡계수, 굴곡강도, 변형률, 파괴인성에 대한 1개의 대조군과 4개의 실험군의 평균의 차이를 조사하기 위해 일원배치 분산분석 (One-way ANOVA)을 시행하였다. 사후검정은 Duncan test를 이용하였으며, 신뢰도는 P = .05로 하였다. 프로그램은 SPSS WIN 12.0을 이용하였다.

결과

1. 굴곡계수

굴곡계수 값은 대조군에 비해 1 wire군과 3 × 5 wires군이 통계적으로 유의성 있게 낮은 굴곡계수 값을 나타내었다 (P < .01, Table II). 모든 실험군은 금속선이 삽입되지 않은 대조군보다 평균적으로 낮은 굴곡계수를 나타냈다 (Table II).

2. 굴곡강도

굴곡강도에 대한 1개의 대조군과 4개의 실험군 간의 차이를 알아본 결과, 대조군과 금속선을 삽입한 실험군 사이에 유의성 있는 강도의 차이는 관찰되지 않았다 (P > .05, Table II).

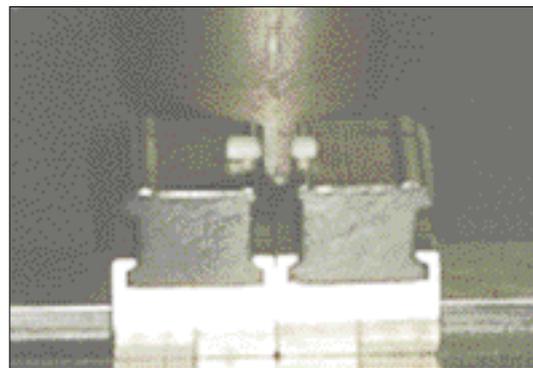


Fig. 3. Three-point bending test.

3. 파절 시점까지 변형률

파절 시점까지의 변형률에 대해 살펴본 결과, wire의 배열에 따라 변형률에 차이가 있는 것으로 나타났다 ($P < .001$). 구체적으로 대조군은 다른 실험군들에 비해 변형률이 가장 낮았고, 3×5 wires군은 3 wires군과는 통계적인 유의차는 없었지만 다른 실험군과 비교해 높은 변형률을 보였다 (Table II).

4. 파괴 인성

파괴 인성에 대한 1개의 대조군과 4개의 실험군의 차이에 대해 살펴본 결과, 통계적 유의차가 없었다 ($P > .05$, Table II).

5. 파절 양상

금속선을 삽입하지 않은 대조군은 모든 시편에서 하중점 부위에서 시편을 가로지르는 취성 파괴 양상을 보였다. 실험군의 모든 시편은 파절강도에 이르러 하중점 부위에서부터 반대측 면까지 이어지는 crack양상을 나타내었으며, 취성 파절은 관찰되지 않았다 (Fig. 4).

6. 금속선과 도재의 결합계면

금속선이 삽입된 도재 시편에서 파절된 시편 중 가장 낮은 굴속계수를 나타낸 시편 2개를 각각 횡절단 및 종절단 후 연마하여 100 배상에서 SEM 촬영한 결과, 하중 시도재의 파절 원인이 될 수 있는 도재 내부의 기포는 관찰할 수 없었다. 또한 도재와 금속선 사이의 틈의 존재 역시

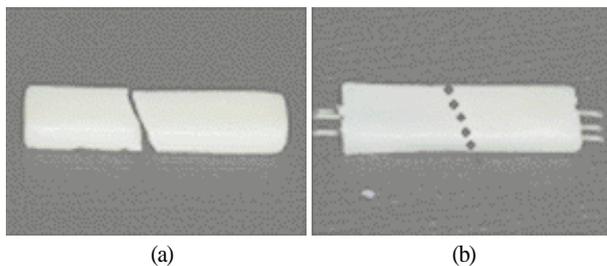


Fig. 4. Fracture patterns of wireless ceramic (a) & wire inserted ceramics (b). The dotted line shows crack line.

관찰할 수 없었다 (Fig. 5).

고찰

동¹⁴은 건축에 사용하는 철근콘크리트 (reinforced concrete)에 착안하여 금속선 강화 도재 (wire reinforced ceramic)를 고안하였다. 활용 분야는 다르지만 구강 내에서 저작력에 저항하는 치과용 고정성 국소의치는 건축 재료로서 압축 하중과 인장 응력을 항시 받는 철근콘크리트와 구조적으로 동일한 기능을 수행하고 있다.

하중이 가해지면 구조물은 힘에 의하여 압축응력과 인장응력을 받게 되며, 이 때 중립축 상부는 압축력, 하부는 인장력을 받게 된다 (Fig. 6). 만일 휨 부재가 철근이 없는 콘크리트라면, 중립축 상부는 외력에 저항한다 하더라도 중립축 하부의 인장측은 균열이 발생하면서 파괴에 이른다. 이렇게 되는 이유는 콘크리트 재료가 압축력에는 강하지만 인장력에는 약하기 때문이다. 이러한 콘크리트 보의 인장측에 철근을 넣어 인장 저항 능력을 향상시킨 부재를 철근콘크리트 부재라 부르고 이 재료를 철근콘크리트라고 한다. 여기서 중립축의 의미는 응력이 압축에서 인장으로 또는 인장에서 압축으로 바뀌는 부분이기 때문에 압축도 인장도 아니라는 뜻이며, 따라서 중립축에서는 응력과 변형이 "0"이 된다.

강⁹ 및 Fishcer²⁰의 연구에서, 3-unit 고정성 국소의치를 컴퓨터상에서 삼차원 유한요소모델로 제작한 후 하중점을 달리하여 실험한 결과, 최대주응력은 연결부 하부에

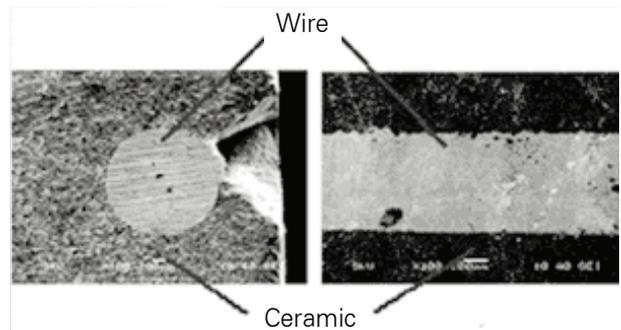


Fig. 5. Scanning Electron Microscopy ($\times 100$) of cross-sectioned (left) and longitudinally-sectioned (right) specimen.

Table II. Average and standard deviation of flexural modulus, flexural strength, strain and fracture toughness

Group	Flexural modulus (GPa)	Flexural strength (MPa)	Strain (%)	Fracture toughness (Nmm)
Control	24.3 (3.2) ^a	207.9 (38.6)	4.2 (1.5) ^a	11.7 (3.1)
1 wire	19.3 (2.0) ^a	158.3 (58.5)	6.3 (0.6) ^a	10.7 (3.8)
2 wires	23.0 (3.0) ^{ab}	183.9 (25.5)	6.2 (0.5) ^a	10.7 (1.9)
3 wires	21.1 (4.3) ^{ab}	202.8 (71.7)	6.9 (0.7) ^{ac}	14.1 (6.4)
3×5 wires	19.7 (4.7) ^a	180.5 (32.2)	7.3 (1.4) ^a	13.3 (2.7)

There is no significant statistical difference between materials with the same superscript number (Duncan test).

서 다른 부위보다 매우 높게 나타났다. 이러한 결과는 위의 철근을 넣지 않은 콘크리트 부재에서와 유사한 결과라고 할 수 있겠다.

도재관 파절의 원인에 대하여 Kelly 등²¹은 내면의 특정 부위에 인장응력이 과도하게 집중되거나 제작과정의 오류로 인하여 도재관 내면에 결합부위가 발생되어 일어나는 것으로 분석하였으며, Anusavice 등²²은 도재관의 기공이 있는 곳이나 결합 부위에 응력이 집중된다고 하였다. 또한 Fairhurst²³, Green²⁴, Marx²⁵은 도재의 파절은 임계치 이상의 힘에서 발생하기도 하지만, 저작시의 반복적인 파절 임계치 이하의 하중에 의하거나 구강 내 부식 환경에 노출된 기공과정상의 작은 결합에 의해 형성된 crack이 성장하여 도재의 파절을 야기하게 된다고 하였다. 근래에는 성공적인 전부 도재관의 파절 저항성을 높이기 위해서는 기공과정에서의 결합을 최소로 하여 응력의 집중을 줄이고 올바른 치아형성과 강도 높은 도재의 선택 및 적절한 합착재의 선택과 사용이 필요하다고 알려져 있다.

전부도재관의 낮은 파절 저항성으로 인한 문제는 도재 코어 (ceramic core) 및 고강도의 도재 개발 등으로 단일치아 수복재로서 그 사용의 범위가 많이 극복되었다.²⁶ 그러나 현재의 전부도재 시스템으로 기존의 금속 구조물을 포함한 전부도재 고정성 국소의치를 대체하기에는 여전히 낮은 파절 저항성이 문제시 되고 있다.

동¹⁴등이 고안한 금속선 강화 도재 (wire reinforced ceramic)는 얇은 금속선을 도재 내부에 삽입함으로써 도재의 결점인 인장강도를 개선하여 파절저항성을 향상시키기 위해 고안한 것이다. 즉 가느다란 금속선을 이용하여 골격구조를 만들고 그 위에 도재를 소결시키거나 lost-wax technique를 이용하여 고정성 국소의치를 제작할 수 있도록 설계하였다.

금속선은 도재와의 긴밀한 결합, 도재와 유사한 열팽창계수, 도재보다 높은 용융온도, 구강 환경에서의 화학적 안정성 등의 조건을 충족시켜야 한다.

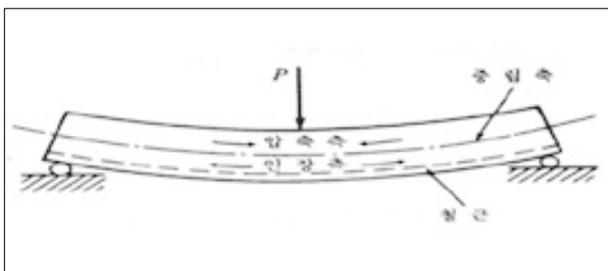


Fig. 6. Stress patterns at three point bending test.

김 등²⁷은 IPS-Empress ceramics에 백금 (Pt) 및 티타늄 (Ti)을 삽입하여 이들의 결합 및 금속선의 변화 양상을 관찰한 바 있다. 관찰 결과, heat-pressed ceramic system인 IPS-Empress 도재 시스템의 가압 과정에서의 금속선의 풀림 및 잘림 현상이 관찰되었다고 보고하였다. Schweitzer 등²⁸은 치과용 Ni-Cr합금에 대한 IPS-Empress ceramic과 상용되고 있는 feldspathic porcelain의 결합 강도에 관한 연구에서 두 도재와 합금의 결합 강도 간에 유의한 차이가 없다고 보고한 바 있다. Ni-Cr은 기존의 금속 도재관에 사용되는 치과용 합금으로 용점 $1445 \pm 1^\circ\text{C}$, 비점 약 3075°C , 비중 8.8, 열팽창계수 $12 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$, 인장강도 140.0 kgf/mm^2 의 물리적, 기계적 성질을 가진다. 본 연구에서는 이러한 사실에 근거하여 현재까지 금속도재관 및 고정성 국소의치에서 안정적으로 사용되고 있는 Ni-Cr 금속선을 선택하였다. Ni-Cr은 도재와 긴밀하게 결합하고 IPS Empress 2의 가압 온도보다 높은 용융점을 가지고 있다. 그 결과 이전의 김 등²⁷이 보고한 것과 같은 금속선의 풀림 및 잘림 현상의 발생 없이 안정적으로 금속선을 도재 시편 내에 삽입시킬 수 있었다.

도재의 파절저항성 향상을 위해서는 도재의 굴곡계수 및 굴곡강도의 향상이 이루어져야 한다. 그러나 도재의 파절저항성 강화를 위하여 금속선을 삽입한 실험군과 금속선을 삽입하지 않은 대조군은 굴곡계수 및 굴곡강도에서 통계적으로 유의한 차이를 보여주지 못하였다. 이러한 결과에 대한 추정원인은 다음과 같다.

첫 번째 추정 원인은 금속선이 시편 내에서 긴장 상태를 유지하지 못하고 느슨한 채로 배열됨으로써 도재 시편 내에서의 잔류응력 유도의 실패를 생각할 수 있다. 그러므로 왁스시편에 금속선 배열시 금속선에 인장력을 가하여 유지된 채로 도재가 제작되었다면, 파절 저항성의 증가가 있었을 것으로 생각한다.

두 번째 가능성으로서, 열응력에 의한 금속선의 인장강도의 감소를 생각할 수 있다. 치과용 도재는 소결 과정에서 열을 가하여야 하며, IPS Empress 2 system은 pressing 온도가 920°C 에 이르며, glazing 시의 온도는 800°C 이다. 그러나 소환, pressing, glazing 시에 비귀금속인 Ni-Cr 선에 반복적으로 가해진 고온의 열은 Ni-Cr 선의 인장강도의 감소를 일으켰을 가능성이 있다.

세 번째 가능성은 이종재료 간의 결합의 실패이다. 금속선과 도재, 두 이종 재료의 결합은 크게 두 가지 요인에 의해서 얻게 된다. 첫째는 화학적 요인으로 금속이 산화막을 형성해 도재 산화물과 이온 확산에 의해 강한 결합을 이룰 수 있다. 둘째는 물리적 요인으로 도재의 금속에 대한 젖음성과 금속의 표면 거칠기가 결합에 중요한 역

할을 한다. 금속과 도재 계면결합의 부족은 하중 시에 금속선과 세라믹 계면에서 slip 현상이 발생하면서 강도의 저하로 이어졌을 것으로 생각한다.

실험 결과에 나타난 것과 같이, 금속선을 삽입한 도재에서 굴곡계수 및 굴곡강도는 통계적으로 유의한 차이를 보여주지는 못하였으나, 취성 재료인 도재의 변형률에서 유의성 있는 증가를 나타내었다 ($P < .001$). 이는 금속선이 가지는 연성 파괴 양상이 금속선을 삽입한 도재의 파절 양상에 영향을 미친 것으로 보이며, 이러한 변형률의 증가는 파괴 인성의 증가로 나타났다.

본래 본 연구의 목적은 취성 재료인 도재에 인장력이 강한 금속선을 삽입하여 도재의 파절 저항성을 향상시키는 것이었다. 그러나 실제 연구 결과에서는 파절 저항성과 관계있는 굴곡계수와 굴곡강도의 증가를 얻지 못하였다. 이러한 결과에 대해서는 앞서의 여러 원인들에 의한 고려가 부족하였기 때문으로 생각한다.

금속선 강화 도재의 실용화를 위해서는 고온의 도재 소성 및 가압 과정에서 금속선이 긴장이 유지된 채로 일직선으로 배열될 수 있도록 금속선 배열에 대한 방법적 연구가 필요할 것으로 보인다. 또한 금속선과 도재 시편의 결합력 향상을 위한 표면 처리 및 열에 의한 금속선의 성질 변화에 대한 면밀한 분석을 통하여, 금속선을 삽입한 도재에서의 굴곡계수 및 굴곡강도의 향상을 위한 연구가 필요할 것으로 보인다.

결론

본 연구는 도재의 파절 저항성 강화를 위한 목적으로 고안한 금속선 강화 도재 (wire reinforced ceramic)의 3점 굽힘강도 실험을 통하여 금속선 삽입에 의한 도재 시편의 물성 변화 및 파절 양상과 이종재료인 금속선과 도재의 계면부에서의 결합 양상을 관찰하고자 하였다.

1. 도재에 금속선을 삽입한 결과, 금속선을 삽입하지 않은 대조군에 대해 통계적 유의성 있는 굴곡계수 및 굴곡강도의 변화는 관찰할 수 없었으나, 변형률의 유의성 있는 증가 ($P < .001$)를 관찰할 수 있었다.
2. 금속선을 삽입한 실험군 도재 시편의 파절 양상은 하중점 부위에서의 발생하는 crack 양상을 나타내었다.
3. 금속선을 삽입한 도재의 파절된 시편을 횡절단 및 종절단하여 100 배상에서 주사전자현미경으로 촬영한 결과, 하중 시 도재의 파절 원인이 될 수 있는 도재 내부의 기포는 관찰되지 않았으며, 도재와 금속선 사이의 gap의 존재 역시 관찰되지 않았다.

금속선 삽입의 결과, 취성 재료인 도재의 통계적 유의성 있는 변형률의 증가를 관찰할 수 있었다. 그러나 구치부에서 금속선 강화 도재의 사용을 위해서는 굴곡계수 및 굴곡강도의 향상이 필요하다. 이를 위해서는 도재 내부에 금속선 삽입 시, 금속선을 긴장이 유지된 상태로 배열하기 위한 추가적 연구가 필요하다.

참고문헌

1. Schweiger M, Hoeland W, Frank M, Drescher H, Rheinberger V. IPS Empress 2: A New Pressable High strength Glass-Ceramic for Esthetic All-Ceramic Restorations. *Quint Dent Technol* 1999;18;143-51.
2. Kim DJ, Han JS. Ceramic materials for dental restoration. *J Korean Ceram Soc* 1995;10;411-17.
3. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont* 1995;8;239-46.
4. Shimizu K, Oka M, Kumar P, Kotoura Y, Yamamuro T, Makinouchi K, Nakamura T. Time-dependent changes in the mechanical properties of zirconia ceramic. *J Biomed Mater Res* 1993;27;729-34.
5. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2002;15;339-46.
6. McLaren EA, White SN. Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1999;11;985-94.
7. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent* 2000;28;529-35.
8. Lawn BR, Deng Y, Lloyd IK, Janal MN, Rekow ED, Thompson VP. Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. *J Dent Res* 2002;81;433-8.
9. Craig RG. *Restorative Dental Materials*, 6th ed, C. V. Mosby, St. Louis, MO, 1980;60-1.
10. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999;81;652-61.
11. 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. *Oper Dent* 2001;26;367-74.
12. Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil* 2005;32;441-7.
13. Kokubo Y, Nagayama Y, Tsumita M, Ohkubo C, Fukushima S, Vult von Steyern P. Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-I system. *J Oral Rehabil* 2005;32;753-8.
14. Dong JK. Dental bridge used with wire reinforced ceramic. Korean Patent. The Industrial Property Office 2005.
15. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P. Heat-pressed

- ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont* 1992;5:9-16.
16. Cattell MJ, Knowles JC, Clarke RL, Lynch E. The biaxial flexural strength of two pressable ceramic systems. *J Dent* 1999;27;183-96.
 17. Fischer H, Schäfer M, Marx R. Effect of surface roughness on flexural strength of veneer ceramics. *J Dent Res* 2003;82;972-5.
 18. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *J Dent* 2004;32;91-9.
 19. Kang HJ, Dong JK, Oh SC, Lee HH, Song KC. A study on the stress distribution of posterior fixed partial denture with various all-ceramic systems. *J Korean Acad Prosthodont* 2005;43:204-17.
 20. Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res* 2003;82;238-42.
 21. Kelly JR, Giordano R, Pober R, Cima MJ. Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. *Int J Prosthodont* 1990;3:430-40.
 22. Anusavice KJ, Hojjatie B. Tensile stress in glass-ceramic crowns: effect of flaws and cement voids. *Int J Prosthodont* 1992;5:351-8.
 23. Fairhurst CW, Lockwood PE, Ringle RD, Twiggs SW. Dynamic fatigue of feldspathic porcelain. *Dent Mater* 1993;9;269-7.
 24. Green DJ. An introduction to the mechanical properties of ceramics. 1998; Cambridge; Cambridge University Press.
 25. Marx R, Fischer H, Weber M, Jungwirth F. Crack parameters and Weibull moduli: subcritical crack growth and long-term durability of all-ceramic materials. *Dtsch Zahnäztl Z* 2001;56;90-8.
 26. 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;20:441-8.
 27. Kim SR, Kim WS, Lee IK, Dong JK. The change of wire according to the heat pressing of ceramic in wire-reinforced ceramics. *J Korean Acad Stoma Occ* 2006;22;1-10.
 28. Schweitzer DM, Goldstein GR, Ricci JL, Silva NR, Hittelman EL. Comparison of bond strength of a pressed ceramic fused to metal versus feldspathic porcelain fused to metal. *J Prosthodont* 2005;14;239-47.

The fracture resistance of heat pressed ceramics with wire reinforcement

Deuk-Won Jo¹, DDS, MSD, Jin-Keun Dong^{2*}, DDS, MSD, PhD

Sang-Chun Oh³, DDS, MSD, PhD, Yu-Lee Kim², DDS, MSD, PhD

¹Graduate Student, ²Professor, ³Assistant Professor

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University

Statement of problem: Ceramics have been important materials for the restoration of teeth. The demands of patients for tooth-colored restorations and the availability of various dental ceramics has driven the increased use of new types of dental ceramic materials. Improved physical properties of these materials have expanded its use even in posterior crowns and fixed partial dentures. However, ceramic still has limitation such as low loading capability. This is critical for long-span bridge, because bridge is more subject to tensile force. **Purpose:** The wire reinforced ceramic was designed to increase the fracture resistance of ceramic restoration. The purpose of this study was to evaluate the fracture resistance of wire reinforced ceramic. **Material and methods:** Heat pressed ceramic (ingot No.200 : IPS Empress 2, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) and Ni-Cr wire (Alfa Aesar, Johnson Matthey Company, USA) of 0.41 mm diameter were used in this study. Five groups of twelve uniform sized ceramic specimens (width 4 mm, thickness 2 mm, length 15 mm) were fabricated. Each group had different wire arrangement. Wireless ceramic was used as control group. The experimental groups were divided according to wire number and position. One, two and three strands of wires were positioned on the longitudinal axis of specimen. In another experimental group, three strands of wires positioned on the longitudinal axis and five strands of wires positioned on the transverse axis. Three-point bending test was done with universal testing machine (Z020, Zwick, Germany) to compare the flexural modulus, flexural strength, strain at fracture and fracture toughness of each group. Fractured ceramic specimens were cross-sectioned with corundum disc and grinded with sandpaper to observe interface between ceramic and Ni-Cr wire. The interface between ceramic and Ni-Cr wire was analyzed with scanning electron microscope (JSM-6360, JEOL, Japan) under platinum coating. **Results:** The results obtained were as follows: 1. The average and standard deviation in flexural modulus, flexural strength and fracture toughness showed no statistical differences between control and experimental groups. However, strain was significantly increased in wire inserted ceramics ($P < .001$). 2. Control group showed wedge fracture aspects across specimen, while experimental groups showed cracks across specimen. 3. Scanning electron microscopic image of cross-sectioned and longitudinally-sectioned specimens showed no gap at the interface between ceramic and Ni-Cr wire. **Conclusion:** The results of this study showed that wire inserted ceramics have a high strain characteristic. However, wire inserted ceramics was not enough to use at posterior area of mouth in relation to flexural modulus and flexural strength. Therefore, we need further studies.

Key words: wire reinforced ceramic, three-point bending test, fracture toughness

Corresponding Author: Jin-Keun Dong

Department of prosthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University 334-2, Sinyong-dong, Iksan, Jeonbuk, 570-749, Korea
+82-63-857-4824: e-mail, dong@wku.ac.kr

Article history

Revised September 18, 2008 / Last Revision December 16, 2008 / Accepted January 7, 2009