금속선 강화 도재에서 도재 가압에 따른 금속선의 변화

원광대학교 치과대학 보철학교실

김성록·김우식·이일권·동진근

Ⅰ. 서 론

전부 도재관의 색조는 자연치와 마찬가지로 치아의 내부로부터 나타나기 때문에 광학적으로 우수하며, 고도의 심미성이 요구되는 증례에 있어 오랜 기간에 걸쳐 선호되어 왔다. 그러나 파절의 위험성이 높아 1980년대까지는 신뢰성이 높다고 할 수 없는 상태였다. 1990년대에 들어 전부 도재관 제작 시스템과 물성이 비약적으로 개선되었다. 또한 접착 시스템의 급속한 발달에 따라 전부 도재관 수복의 신뢰성도 높아지게 되었다.

백금박을 사용하는 전통적인 도재전장관이 Land[1]에 의해 소개된 이후, 우수한 임상결과를 얻기 위해 치과용 도재는 계속적으로 발전되어 왔다. 1965년 McLean과 Hughes[2]는 전통적인 장석 도재 대신 유리 알루미나 복합체를 이용하기를 주장하였다. 그들의 추천은 전기 산업의 분야에서 alumina로 강화된 도재의 사용에 바탕을 둔다.[3]

McLean[4]에 의해 고안된 기술은 최대의 강도를 얻기 위해 알루미나 함량이 높은 불투명한 내부핵(opaque inner core)을 사용하였다. McLean과 Seed[4]는 수복물을 더욱 강하게 하기 위해 도재를 얇은 금속 coping에 화학적으로 결합시킴으로써 내면으로부터의 균열의 파급을 제한하기를 제안했다. Southan[5]은 Deck-Gold라는 재료를 박막에 도포해서 도재와 박막의 양호한 적합으로 인하여 강도의 증가를 얻는 방법을 주장했고, Hopkins[6]는 foil에 미세하게 분산된 금으로 도포하여 일련의 실험시편에서 매우 높은 수치의 강도를 보여 주었다. 그러나 파절에 대한 저항성의 부족으로 종종 수복물의 파절을 보이는 단점을 보였다.[7,8]

이러한 기존의 전부도재관의 단점 때문에 심미적 수복은 대부분 높은 파절 강도를 보이는 금속 도재관에 의해 수행되어왔다.[9] 금속 도재관은 파절에 대한 저항성이 큰 금속을 하부 구조물로 사용하고 있을 뿐만 아니라, 금속 표면의 산화물과 도재간의 화학적 친화성에 의한 결합, 금속 표면의 요철에 따른 기계적 결합, 도재와 금속간의 열 수축의 차이에 의한 도재층에 형성되는 압축 응력 등으로 인해 높은 파절 강도를 나타내기 때문이다.[4,11]

그러나 금속 하부구조에서 야기되는 빛의 전도, 반사 그리고 흡수가 자연치와 시각적인 효과의 차이를 보이기 때문에 높은 명도, 치경부의 심한 불투명성과 회암색의 치은을 보이는 단점 등을 나타낸다.[10,11,12,13,14,15] 치경부의 비심미성을 해결하기 위해 칼라리스 금속 도재관을 형성함으로써 치경부의 불투명성을 감소시키는 광섬유 효과(fiber optic effect)로 인해 치은으로 빛의 전

*본연구는 2005년도 원광대학교 교내 연구비에 의해 수행됨

도를 증가시켜 심미성을 증진시켰지만, 금속을 감추기 위해 사용되는 불투명 도재층으로 인해 너무 밝고 자연스럽지 못한 점을 궁극적으로 해결하지는 못하였다.[7,8] 금속 하부구조물을 이용하지 않음으로써 빛의 전도를 증가시켜 보다 좋은 심미성과 생체적합성을 얻음과 동시에 강도를 증가시키기 위한 여러 가지 전부 도재 system들이 소개되어 왔다.

전부 도재관의 제작기법 중에서 내화 모형법은 도재를 내화 모형상에 축성한 다음 소성하는 방법으로, 소성 과정 중 내화 모형이 함께 소결되어 수복물의 균열 전파에 의한 파절의 원인이 되는 미소 기공이나 결함이 die와 결합되는 도재 표면에 형성되는 단점을 보였다.[3,10,16]

기공을 최소화하기 위한 방법으로써 수종의 castable glass-ceramic system (Dicor, Cera-Pearl)이 소개되었다.[17] 그러나 이 system들은 열처리에 의한 결정화 과정(ceramming)을 수행하는 동안 부가적인 도재의 수축을 야기하는 단점을 보였다.[18] 도재의 성형 후 부가적인 열처리에 의한 수축을 극복하기 위해 미리 결정화 처리가 이루어진 glass-ceramic을 열과 압력 하에서 성형하는 heat-pressure technique (IPS-Empress)이 소개되었다. IPS-Empress system은 미리 결정화된 ingot을 heat pressing하여 보철물을 제작하는 방법으로 layering technique method와 staining technique method의 2가지 방법으로 보철물을 제작할 수 있다. IPS-Empress system의 장점은 심미성이 우수하면서도 비교적 높은 강도와 탁월한 변연 적합성을 갖추고 있다는데 있다.

본 연구는 wire에 의해 강화된 도재(wire reinforced ceramics)의 치과용 수복물에의 사용 가능성을 알아보기 위하여 wire로는 백금선 및 티타늄선 그리고 도재로는 IPS-Empress system을 이용하여 도재 가압에 따른 금속선의 변화를 알아보았다.

Table 1. Classification of specimens by wires and ceramic systems

No	wire	staining / layering technique
1	platinum / 0.0250 mm	staining technique
2	platinum / 0.0508 mm	staining technique
3	platinum / 0.1000 mm	staining technique
4	titanium / 0.1270 mm	staining technique
5	titanium / 0.1270 mm	layering technique

Ⅱ. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

왁스 시편은 길이 15 mm, 폭 4 mm, 두께 2 mm 크기로 제작되었다.

시편 안에 삽입하는 금속선은 백금(Pt)과 티타늄(Ti) 두 종류를 사용하였고, 백금은 0.025 mm, 0.0508 mm, 0.1 mm의 금속선, 티타늄은 0.127 mm의 금속선을 사용하였다. Empress ingot은 백금에는 staining technique용, 티타늄에는 staining technique용, layering technique용을 사용하였다.

Table 2. Physical properties of materials used in this study

Item	Platinum	Titanium	IPS Empress
Melting point (℃)	1769	1668	920
Boiling point (℃)	3800	3260	·
Density at 20℃ (g/cm^3)	21.45	4.507	2.56
Thermal expansion coefficient($x10^{-6}$/℃)	9.0	9.4	12.0
Young's modulus (kg/cm^2)	$1,700x10^3$	$1,080x10^3$	690

2. 연구방법

열 가압 도재 제작 방식인 IPS Empress System (Ivoclar, Liechtenstein)을 이용하여 금속선이 포함된 도재 시편(2 mm×4mm×14mm)을 제작하였다. 금속선의 굵기에 따라 한 개의 금속선이 포함된 시편과 두 개의 금속선이 포함된 시편을 각각 2개씩 제작하였다. 한 개의 금속선을 사용한 경우에는 금속선이 시편의 장축에 평행하면서 시편의 중심에 오도록 하였다. 두 개의 금속선을 사용한 경우에는 금속선이 시편의 장축에 평행하면서 시편 폭의 1/3 지점과 2/3 지점, 그리고 상하의 중심에 오도록 하였다. 왁스 시편 내에서 금속선이 최대한의 장력을 유지하도록 하였다.

시편을 매몰하였는데, 이때 납형 간의 거리는 3 mm 이상, 매몰링(paper ring)과 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 매몰재 액과 증류수 그리고 매몰재 분말의 비율이 32 ml : 22 ml : 200 g이 되도록 정확한 양을 계측하여 진공 혼합법으로 60초간 혼합하고 매몰링 하단부터 매몰재를 채웠다. 매몰재가 완전히 경화된 후 매몰링 기저부와 매몰링을 제거하고 매몰체의 기저부를 다듬었다. 매몰체와 세라믹 잉곳 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, Liechtenstein)에서 staining technique을 위한 프로그램을 선택하여 700℃까지 예열을 시행한 후 IPS Empress ceramic ingot(O1)과 Alox plunger를 매몰체에 넣고 열가압 소환로 중앙에 위치시킨 후 가열 및 가압 과정을 시행하였다.

layering technique을 위해서는 세라믹 잉곳을 preheating시키지 않고 열가압하였으며, 열가압 소환로에서 layering technique을 위한 프로그램을 선택하였다. 다른 과정은 staining technique을 위한 과정과 동일하다. 가압 과정이 끝난 매몰체를 furnace내에서 꺼내 실온까지 식힌 후, 50 μm의 glass bead (Shofu Co, Japan)를 이용하여 펜 블라스터로 매몰재를 제거하였다.

각각의 시편들은 치과용 디지털 방사선 촬영장치(IRIX 70, Trophy, France)를 이용하여 평면 및 입면의 사진을 촬영하여 도재 가압에 따른 금속선의 변화를 관찰하고 기록하였다.

Ⅲ. 연구 성적

방사선 사진을 통한 시편 내 금속선의 변화 양상은 다음과 같다(Fig. 1-10)

세라믹의 열 가압 후, wire는 금속의 종류나 수, 두께에 관계없이 모두 시편의 한 면으로 밀려나 있었다. 일부의 Empress 시편에서는 wire의 풀림현상과 잘림 현상이 나타났다.

0.0508 mm platinum wire (single wire) 시편에서 wire가 한 면으로 밀리는 현상이 두드러졌으며(Fig. 3), 0.1 mm platinum wire (single wire) 시편에서 wire의 풀림현상이 가장 크게 나타났다(Fig. 5). 0.127 mm titanium wire(layering technique, double wire) 시편에서 wire의 잘림 현상이 특징적으로 나타났다(Fig. 10).

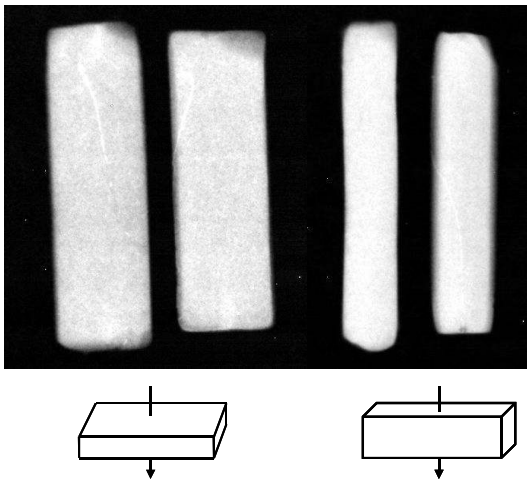

Fig. 1. X-ray shows Ø 0.025 ㎜ single platinum wire after pressing.(staining technique)

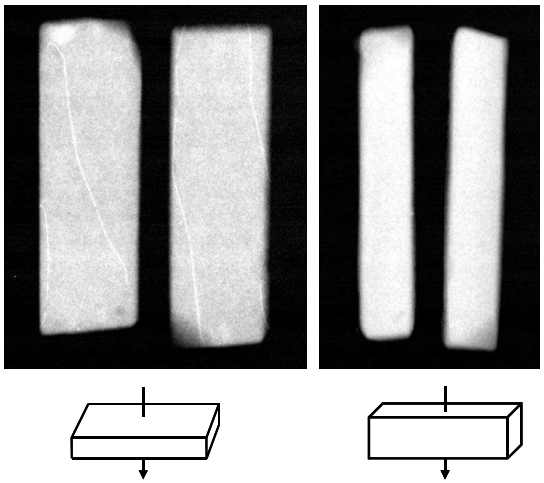

Fig. 2. X-ray shows Ø 0.025 ㎜ double platinum wire after pressing.(staining technique)

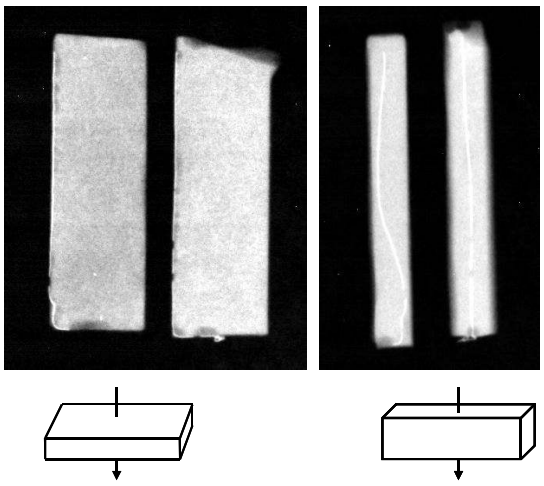

Fig. 3. X-ray shows Ø 0.0508 ㎜ single platinum wire after pressing.(staining technique)

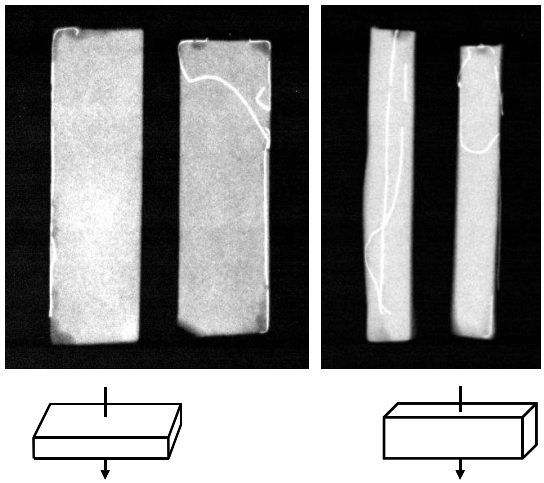

Fig. 4. X-ray shows Ø 0.0508 ㎜ double platinum wire after pressing.(staining technique)

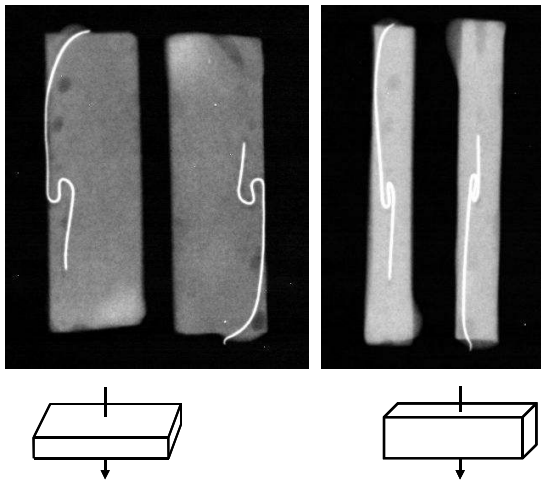

Fig. 5. X-ray shows Ø 0.1 ㎜ single platinum wire after pressing.(staining technique)

V. 총괄 및 고찰

IPS-Empress system은 leucite로 강화된 glass-ceramic으로 이것을 인산염계매몰재내에 형성된 주형 속으로 heat-press시켜 코아나 완성된 수복물을 만들어준다. 이전의 유리도재와는 달리 IPS-Empresssystem은 leucite 결정의 결정기를 시작되게 하기 위해 second heating cycle을 필요로 하지 않는다. 대신 여러 가지 온도 cycle을 통해서 장석 도재로 된 유리 matrix내에서 leucite 결정이 형성된다.[19] IPS-Empress system은 도재로 피개된 Empress core나 상아질 구조를 이용한다. 이것은 자연치 구조와 유사한 광범위한 범위의 색조와 반투명도로 훌륭한 심미성을 부여해 준다.

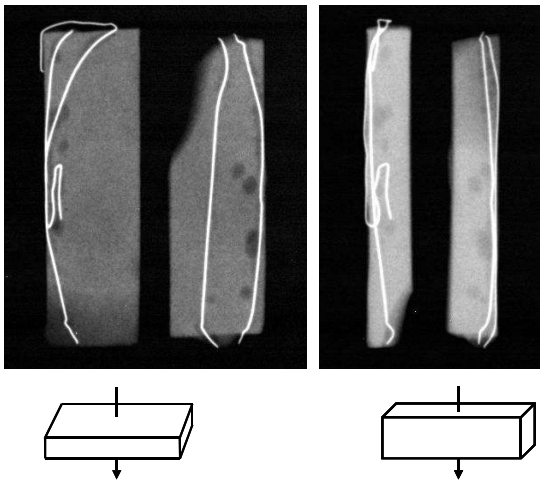

Fig. 6. X-ray shows Ø 0.1 ㎜ double platinum wire after pressing.(staining technique)

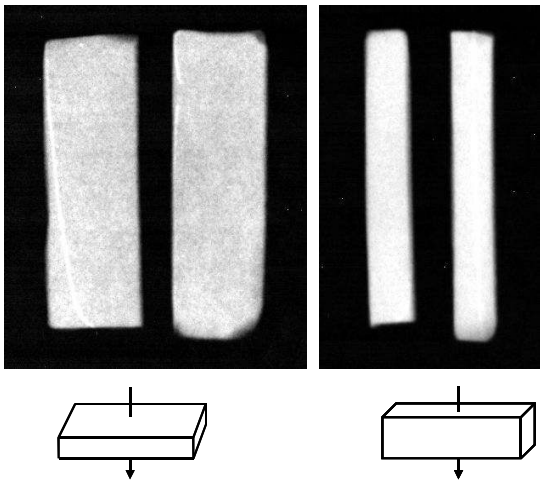

Fig. 7. X-ray shows Ø 0.025 ㎜ single platinum wire after pressing.(staining technique)

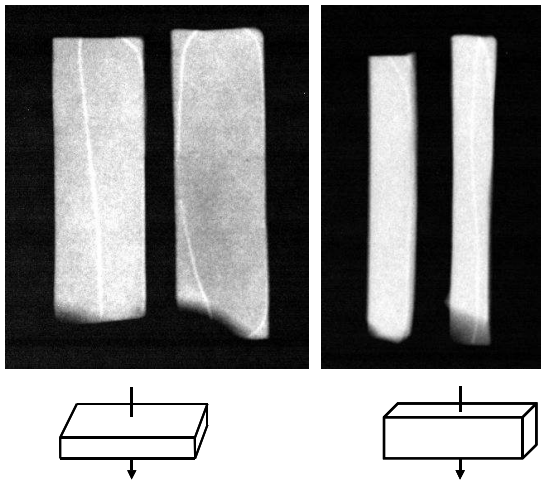

Fig. 8. X-ray shows Ø 0.025 ㎜ double titanium wire after pressing.(staining technique)

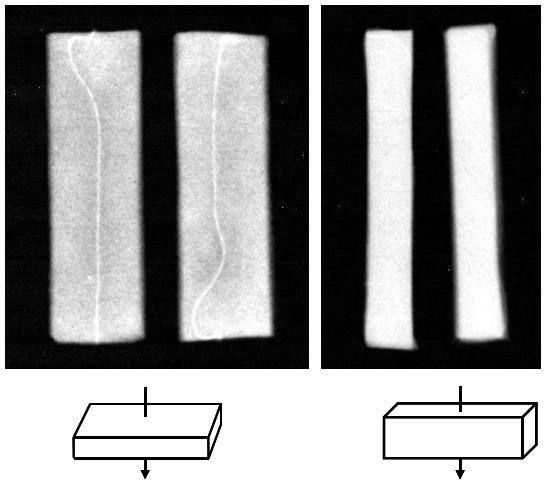

Fig. 9. X-ray shows Ø 0.127 ㎜ single titanium wire after pressing.(layering technique)

피로도 시험(fatigue parameter testing) 결과, IPS- Empress는 장석 도재보다 피로도에 덜 민감하고 더 큰 12년간의 실패 stress를 나타냈다.[20] 그러나 그것은 금속도재관이나 In-Ceram관 보다 더 낮은 압축 강도를 보여준다.[21] 현재 사용 중인 도재의 굴곡(flexural)강도를 비교해 보면 alumina -reinforced ceramics보다 더 낮은 파절저항과 파절인성(toughness)을 나타냈다.[22,23]

IPS-Empress는 도재를 강화시킬 목적으로 백류석이 사용되는데, Dong등[24]은 IPS-Empress 도재는 가열 및 가압 과정에서 굽힘 강도가 증가되고 staining과정과 glazing 과정에서도 도재의 강도가 추가로 증가된다고 보고하였다. 위의 과정에서 얻어지는 부가적인 강도의 증가는 glass와

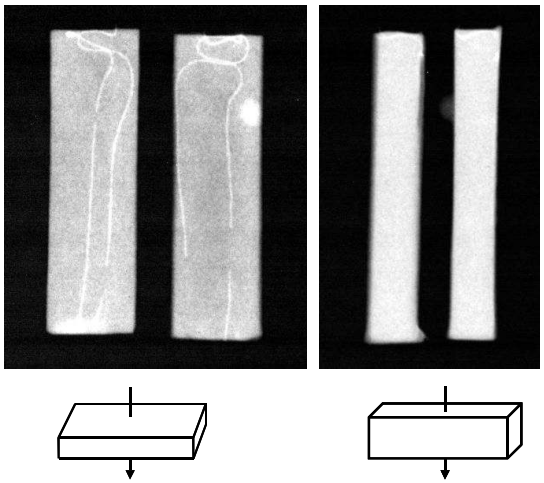

Fig. 10. X-ray shows Ø 0.127 ㎜ double titanium wire after pressing.(layering technique)

crystal의 서로 다른 열팽창 계수에 기인하는 것으로 보인다. Luthy등[25]은 열가압되는 동안에 세라믹의 강도가 증가되며 최종 수복물을 완성하기 위한 열처리과정에서 강도가 더 증가된다고 보고하였다. 이러한 강도증가는 초기에 군상으로 모여 있던 백류석 결정들이 열가압 과정을 통해서 유리기질 내로 넓게 분산됨으로써 가능했고, 이후에 열팽창계수가 낮은 유리기질 내에서 열팽창계수가 높은 백류석이 부가적인 열처리 과정에서 강화되어, 유리기질 내에서 접선방향의 높은 압축응력이 발생되고, 결정사 안으로 방사상 인장응력이 형성되어 강도가 증가되는 것으로 추정하였다. 불균질의 기질구조를 가진 잉곳이 연화되어 좁은 주입선을 통해 압출되는 과정에서 유리 기질 내에 백류석 결정이 고르게 분산되면 균열편향이 잦아지면서 파절을 위해 더 많은 에너지가 필요하게 되고,[26] 몇 차례의 열처리에 의해 증가된 백류석 결정이 유리기질에 비해 상대적으로 더 높은 열팽창계수를 보유함으로 해서 냉각 시 더욱 빨리 수축되므로 백류석 주변 기질에서 접선 방향의 압축응력이 발생되고 이러한 압축응력은 균열에 대한 강한 저항력을 제공하게 된다.[27]

열처리 과정에서 백류석이 증가되어 유리-도재 내부의 열팽창계수가 달라지는 데 이로 인해 내부에 응력이 형성되어 이 응력이 한상(phase)의 파괴응력 또는 계면의 결합력보다 높아 냉각되는 과정에서 이들을 서로 분리시키지만 않는다면 상대적으로 낮은 열팽창률을 보이는 유리기질 내에서 접선방향의 높은 압축응력이 발생되고, 열팽창이 큰 백류석 결정상 안으로 방사상 인장응력이 발생되어 이차적으로 파절 강도을 증가시키는 중요한 역할을 담당하게 되는 것이다.[28]

또한 이 시스템의 장점은 첫째, 기본재료인 ingot이 자연치와 유사한 투명도를 갖고, 각 개인의 상아질 색상에 맞게 색상화 되어 있는 도재코어를 사용하며, 반복 채색작업이 가능하고, 치관 외형의 복제가 가능함으로써 심미성이 매우 우수한 점이고, 둘째 높은 압력으로 응축되므로 내부구조가 치밀해지고 기포가 적어 유리-도재계보다 높은 굴곡 강도를 갖는다는 점이며 셋째, 미리 부분적으로 결정화된 ingot을 열 가압함으로써 소성으로 인한 수축이 최소화되고, 변연을 왁스로 직접 마무리하는 왁스 소환법을 이용함으로써 변연의 적합성이 우수한 점이다. 또한 기본재료인 ingot과 glazing 재료가 자연치아와 유사한 마모도를 보유하고 있으며[25,29,30] 착색법을 활용할 경우, 도재 축성 대신에 전체적인 외형을 갖춘 납형을 만들어 왁스 소환법으로 얻게 된 치아 몰드 내로 용융된 ingot을 주입시켜 적절한 형태의 수복물을 일시에 얻게 되어 제작이 용이하다.

IPS-Empress 도재관이 다른 전부 도재관에 비하여 안정된 파절강도를 보이는데 압출법을 사용함으로써 기존의 축성 도재보다 도재 내 기포와 기공이 적게 형성되어 균열에 대한 저항력이 높아지게 되고, 임상에서 레진 시멘트로 자연 치아에 합착되므로 파절의 기시부가 될 수 있는 피착면 내부 미세 균열이 시멘트로 채워지게 되어 치아에 기계적, 화학적 결합을 이루기 때문이다.

결과적으로 IPS-Empress system은 제조회사에서 미리 소결시켜서 제작한 잉곳 내의 약 40%의 결정들이 용융된 후 점액성 흐름으로 좁은 주입선을 통과하면서 발생되는 결정들의 재분산과

수복물의 완성을 위해 꼭 필요한 몇차례 열처리를 통해 유리 기질에 비해 열팽창률이 큰 약 1-5 μm의 백류석 결정들의 균일한 성장과 생성으로 재편성된 내부응력으로 높은 강도를 얻게 되며 이러한 수복물의 피착면을 에칭하여 예리한 균열을 둔화시키고 또한 그 균열을 레진시멘트로 메우어 자연치에 긴밀하게 합착함으로써 안정된 최대 강도를 얻게 된다.

도재관 파절의 원인에 대하여 Kelly 등[31]은 내면의 특정 부위에 인장응력이 과도하게 집중되거나 제작과정의 오류로 인하여 도재관 내면에 결함부위가 발생되어 일어나는 것으로 분석하였으며, Anusavice[32]도 도재관의 기공이 있는 곳이나 결함 부위에 응력이 집중된다고 하였다. 따라서 성공적인 도재관의 제작을 위해서는 응력의 집중을 줄이고 결함이 없도록 해야 하겠지만 올바른 치아형성과 강도가 높은 도재의 선택 그리고 적절한 합착재의 선택과 사용도 중요하다.

본 연구에서는 처음에 wire가 무난히 Empress 시편 안에 삽입될 것으로 판단하고, 실험의 최종 목표는 파절강도 실험에 있었다. 하지만 wire의 두께, 종류를 바꿔가면서 실험을 진행하였음에도 불구하고 wire는 Empress 시편의 중앙에 정확히 삽입되지 못했다. 항상 시편의 한 면으로 밀려나 위치해 있었고, 풀림현상과 잘림 현상도 관찰되었다.

wire가 한 면으로 밀려나는 원인으로 두 가지를 들 수 있다. 첫째는, 온도상승으로 인해 wire가 연화되어 ceramic의 주입에 따른 압력에 의해 변형되었다고 생각할 수 있다. 고온에서도 탄성계수를 유지하여 변형이 일어나지 않는 성질을 sag resistance라고 한다. 만약 탄성계수가 감소하여 자체의 무게에 의해 휘어지게 되면 그 상태에서 세라믹이 소결되어 원하지 않은 위치에 금속선이 위치하게 된다. 본 실험에 사용된 두 금속선은 sag resistance가 부족하였을 것으로 생각된다. Platinium wire의 Melting point는 1772℃, Titanium wire는 1668℃, pressing시에 porcelain furnace의 온도는 staining technique의 경우에는 1060℃, layering technique의 경우에는 960-970℃이다. 따라서 staining technique으로 실험을 진행하는 도중, 온도가 문제라 판단하여 layering technique으로 전환하였으나 결과는 마찬가지였다.

둘째는 매몰재와 금속선 그리고 도재의 열팽창계수 차이에 의해 금속선이 늘어나 바깥쪽으로 밀렸을 가능성을 생각할 수 있다. 열팽창계수의 차이는 또한 금속선과 도재의 결합에 저해요인으로 작용하였을 것이다. 금속의 열팽창계수는 세라믹보다 1.0×10^{-6}/℃ 정도 더 큰 것이 좋다. 금속의 열팽창계수가 세라믹보다 약간 더 크면 소성 후 냉각하는 과정에서 금속은 수축을 더 많이 하려고 하므로 외층의 세라믹을 내부로 끌어당기게 되는데, 그 결과 세라믹에는 잔류 압축응력이 생성된다. 세라믹은 취성이 큰 재료로써 압축력에는 강하나 인장력에는 매우 취약하다. 따라서 세라믹 내부에 잔류압축응력을 생성해 두면 인장력이 가해지더라도 곧바로 균열이 진행되지 않으므로 파절을 방지할 수 있다.

wire의 풀림현상이 나타나는 이유는 매몰재 안에 포함되는 wire의 양쪽 끝부분이 매몰재 안에서 확실히 고정되지 못함으로써 나타난 것으로 생각된다. 이를 보완하기 위해서는 매몰재 안에 포함되는 wire의 길이를 좀 더 길게 하거나 매듭을 지음으로써 해결할 수 있을 것이다.

wire의 잘림현상이 나타나는 원인으로는, wire의 두께가 너무 가늘어서 충분한 강도를 가지지 못한 것으로 생각되며, 더 두꺼운 wire를 사용하는 것이 나을 것으로 생각된다.

금속선과 세라믹과 같은 이종 재료의 결합은 크게 두 가지 요인에 의해서 얻게 된다. 첫째는 화학적 요인으로 금속이 산화막을 형성해 세라믹의 산화물과 이온 확산에 의해 강한 결합을 이룰 수 있다. 둘째는 물리적 요인으로 세라믹의 금속에 대한 젖음성과 금속의 표면 거칠기가 결합에 중요한 역할을 한다. 본 실험에 사용된 platinum의 경우에는 도재와의 결합력은 우수하지만 강도와 sag resistance가 낮은 단점을 가지고 있다. Titanium의 경우에는 고진공 또는 고순도의 아르곤가스와 함께 주조를 해야만 하고, 과도한 산화막을 제거해야만 좋은 결합강도를 얻을 수 있다.

앞으로 좀 더 많은 고찰을 통해 금속선을 원하

는 위치로 시편 안에 삽입하고 금속선이 세라믹과 안정된 결합을 이루는 방법을 개발하는 것이 금속선 강화 세라믹의 실용화를 위한 첫 번째 과제라고 생각한다.

V. 결 론

본 연구는 wire에 의해 강화된 도재(wire reinforced ceramics)의 치과용 수복물에의 사용 가능성을 알아보기 위하여 백금과 티타늄, 두 종류의 wire가 도재 내에 위치될 수 있도록 IPS-Empress 도재를 이용하여 열가압 성형하였다. 성형이 끝난 시편은 X-ray를 이용하여 wire의 변화를 다음과 같이 관찰하였다.

1. 세라믹의 열 가압 후, wire는 금속의 종류나 수, 두께에 관계없이 모두 시편의 한 면으로 밀려나 있었다.
2. 일부의 시편에서는 wire의 풀림현상과 잘림현상이 나타났다.

REFERENCES

1. Land CH. A new system of restoring badly decayed teeth by means of an enamelled coating. Independent Pract 1886; 7:407.
2. McLean JW . A higher strength porcelain for crown and bridge work. Br Int J 1965; 119:268-272.
3. Vita Hi-cream Working Instructions. Vita Zahnabrik. Germany. 1988.
4. McLean JW, Sced IR. The bonding of Platinum to aluminous dental porcelain using tin oxide coatings. Aust Dent J 1976; 21:119-127.
5. Southan DE. Defects in porcelain at the porcelain to metal interface. The state of the art 1977; 24-26.
6. Hopkins K. A method strengthening aluminous porcelain jacket crowns. Br Dent J 1981; 151:225-227.
7. Touati B, Plissart A. Facettes collées en céramique vers une prothése a minima. Réalites cliniques 1990; 1:51-66.
8. Southan DE, Jorgensen KD. An explanation for the occurrence of internal faults in porcelain jacket crown. Aust Dent J 1973;18:152-156.
9. Southan E, Jorgensen KD. Faulty Porcelain Jacket crowns. Aust Dent J 1872; 17:436-440.
10. McLean JW. Ceramics in clinical dentistry. Br dent J 1988; 164:187-194.
11. Vrijoef MMA, Spanauf AJ, Renggli HH. Axial strengths of foil, all ceramic and PFM molar crowns. Dent Mater 1988; 4;15-19.
12. Yamamoto M. Metal ceramics. Quintessence 1987; 219-291.
13. Nixon RL. How to select color for porcelain veneers. Synergy 1989; 4-8.
14. Sproull RC. Color matching in dentistry Part II Practical applications of the organization of color. J Prosthet Dent 1973; 29:556-566.
15. Sproull RC : Color matching in dentistry Part II The three-dimensional nature of color. J Prosthet Dent 1973; 29:416-424.
16. Optec Hsp laboratory technique manual. Jeneric Pentron Inc. Wallingford, Conn, January. 1988.
17. Kingery WD, Bowen HK, Uhlmann DR. Introduction to Ceramics 1976; 371.
18. Schärer P, Sato T, Wohlwend A. A comparison of the marginal fit of three cast ceramic crown systems. J Prosthet Dent 1988; 59:534-542.
19. Seghi RR, Rosenstiel DF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. J Prosthet Dent 1995; 74:145-150.
20. HoBo S, Iwata T. Castable apatite ceramics as a new biocompatible restorative material. Quintessence 1985; 16:135-141.
21. Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle RD. Fatigue failure parameters of IPS Empress porcelain. Int J Prothodont 1994; 7:549-553.
22. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. Int J Prosthodont 1995; 8:239-246.
23. Probster L. Compressive strength of two modern all ceramic crowns. Int J Prosthodont 1992; 5:409-414.
24. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Scharer P. Heat pressed ceramics technology and strength. Int J Prosthodont 1992; 5:9-16.
25. Luthy H, Dong JK, Wohlwend A, Scharer P. Effects of veneering and glazing on the strength of heat pressed ceramics. SchWeiz Monatsschr Zahnmed 1993; 103:1257-1260.
26. 오상천, 최대균, 우이형, 최부병. 주입선에 따른 IPS Empress도재의 굽힘 강도와 미세구조에 관한

연구. 경희치대논문집 1997;19:391-418.
27. Mutobe Y, Maruyama T, Kataoka S. Esthetic restoration of a nonvital tooth with IPS Empress all ceramic material. QDT 1977; 83-85.
28. Machert JR Jr, Russel C. Leucite crystallization of a heat pressed dental ceramic. Int J Prosthodont 1996;9:261.
29. Sorensen JA, Fanuscu MI, Choi C, Mifo W. Status of clinical trail on Empress crown. J Dent Res 1995; 74:159-162.
30. Krejci I, Krejci D, Lutz F. Clinical evaluation of a new pressed glass ceramic inlay material over 1.5 years. Quintessence Int 1992; 23:181-186.
31. Kelly JR, Giordana R, Prober R, Gima MJ. Fracture surface analysis of dental ceramics. Clinically failed restorations. Int J Prosthodont 1990;3:430.
32. Anusavice KJ, Hojjatie B. Tensile stress in glass-ceramic crowns. Effects of flaws and cement voids. Int J Prosthodont 1992; 5:351.

Reprint request to : Jin-Keun Dong
Dept. of Prosthodontics, School of Dentistry, Wonkwang Univ, 344-2, Sinyongdong, Iksan, Jeonbuk, 570 -749 South Korea, E-mail: dong@wonkwang. ac.kr Tel: 063-850-1936

ABSTRACT

The Change of Wire According to the Heat Pressing of Ceramic in Wire-Reinforced Ceramics

Sung-Rok Kim, D.D.S., U-sic Kim, D.D.S., M.S.D., Il-Kwon Lee, M.S.D.,
Jin-Keun Dong, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Wonkwang University

The purpose of this research was to evaluate ceramics reinforced with thin metal wires, The results could be applied to evaluate the mechanical properties of in fabricating ceramic crowns and bridges.

The wires used in the study were Platinum of 0.025 mm, 0.0508 mm, 0.1 mm and Titanium of 0.127 mm diameters. The ingot used was for staining technique.

One or two wires were inserted into the ceramics and the specimens were observed with dental X-rays.

The results obtained in this study were as follows:

1. The commonly observed phenomenon was that the wires inserted were pushed away to the peripherally, regardless of types diameter, or numbers of wires.
2. In some Empress specimen the wire was observed to be loosed and cut off.