

이온교환법에 의한 치과용도재의 강도증진 효과에 관한 실험적 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

이영국 · 이선형 · 양재호

목 차

- I. 서 론
- II. 연구재료 및 방법
- III. 연구성적
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
 - 참고문헌
 - 사진부도
 - 영문초록

I. 서 론

도재는 압축강도는 높지만 파절되기 쉬운 재료이며, 응력 분산 능력이 적어 내충격 강도가 낮다. 임상에서 도재를 사용할 경우, 가장 큰 난점은 이 재료 자체의 파절 성향에 있다. 도재의 파절은 인장력에 의해 시작되고, 표재성 결함(surface flaw) 혹은 균열(crack)의 확산에 의해 발생한다^{7, 9, 10, 17, 18, 19, 31)}. 이러한 표재성 결함은 일상적인 작업 과정에서 발생하며^{4, 7, 31)}, 구강내와 같은 환경에서는 습기에 의해서 static fatigue가 발생하므로 파절이 용이하여진다^{7, 29)}. 따라서 도재 파절의 원리가 밝혀진 이후에, 대부분의 도재 강도 증진법은 균열의 확산을 방지하는 원리를 응용하고 있으며, 이를 위하여 많은 방법이 고안되었으나 기본적으로 다음과 같은 3가지 방법으로 구분지을 수 있다.

첫째, 도재 자체의 강도를 증진시키는 방법(bulk effect)으로 결정화법¹⁷⁾과 분산강화법등^{4, 9, 13, 19)}이 있

다. 주로 alumina를 첨가하는 분산강화법 Griffith's flaw의 크기를 제한해서 도재의 강도를 증진시키는 효과가 있으나 심각한 심미성의 저해를 야기하게 된다^{9, 39)}. 둘째, 도재의 내면을 금속(bonded alumina crown¹⁸⁾, metal - ceramic system)이나 고강도 도재(aluminous core^{19, 35)}, magnesia core²⁴⁾등)로 보강하는 방법이 있다.

metal - ceramic system은 임상에서 필요한 이상의 강도를 지니고 있다고 평가되기도 하지만, 여전히 구조적인 실패에 봉착하고 있다. 이러한 실패의 원인은 다양하며, 주로 과도한 도재/금속의 두께비, 금속-도재간 도재-도재간의 열팽창률 부조화에 따른 응력 발생, 구조적인 결합, 표준화되지 않은 기공 술식 등에 기인한다^{1, 2)}. 여러가지 우수한 특성에도 불구하고, metal - ceramic system은 opaque porcelain의 사용으로 인해 심미성에 있어서 결정적인 단점을 가지고 있다. 셋째, 도재의 표면을 특수한 방법으로 처리하여 강도를 증진시키는 방법이 있다. 표면처리 방법중에는 식각, glazing, tempering, 표면 결정법, 이온 교환법, 냉각 조절법등이 있다. 이미 널리 사용되고 있는 glazing법은 표재성 결함의 발생을 줄이고, 압축충을 형성시켜 강도를 증진시킨다. tempering은 압축공기를 사용하여 금속 냉각시킴으로써, 표면에 압축충을 형성시키는 방법이다. Anusavice²⁾ 등은 도재를 tempering 처리한 경우, 서냉으로 처리한 시편보다 최고 260%의 강도증진을 얻었으며 균열의 형성을 강력하게 저지해 내는 효과를 얻었다고 보고하였다. 표면 결정법은 glass - ceramic의 출현후에 개발된 방법으로, 적절한 열처리를 통해서 표

면의 결정화를 유도하여, 표면에 압축층을 형성시키고 표재성 결합의 크기를 감소시켜 강도 증진을 얻는 방법이다²⁶⁾.

이온 교환 강화법은 도재의 표면에 있는 Na^+ 이온을 보다 큰 K^+ 이온과 교체함으로써 표면의 열팽창계수를 감소시켜, 냉각시 도재의 표면에 압축층을 형성시켜주는 화학적 처리 방법이다^{3, 7, 13, 25, 27, 31)}.

Kistler^{27, 31)}는 KNO_3 용융염을 350°C 의 온도로 이온교환 처리하여 유리의 강도를 3배 증진시켰으며, Doremus²⁾는 10배의 증진을 얻을 수 있다고 하였다. Capps⁵⁾은 상업용 유리를 이온교환법에 의해 8배 이상 강도를 증진시킬 수 있다고 하였으며, 최초로 치과용 도재의 강도 증진을 목적으로 이온 교환법을 도입한 사람은 Southan^{13, 27)}으로 KNO_3 용융염에 475°C 의 온도에서 19시간 처리한 결과 122%의 강도 증진 효과를 얻었다. Dunn⁶⁾은 KNO_3 용융액에 도재를 400°C 의 온도로 4시간동안 처리한 결과 거의 100%의 강도증진 효과를 보았다고 보고하였다. Jones¹³⁾는 대기압 소성을 거친 glazing된 도재 시편을 KBr 용융염에서 830°C 의 온도로 12분간 처리한 결과 전단굴곡강도가 약 40% 증가하는 결과를 얻었다고 하였다.

1987년 Southan^{37, 39, 40)}은 KNO_3 용융염을 이용한 이온 교환법으로 Vita 1130 $^\circ\text{C}$ 68의 강도가 68%, Vitadur 368의 강도가 94% 증가하였으며, Vitadur 344S/368 laminate에 비해서 단순히 이온 교환법으로 처리한 Vitadur 368의 강도가 95%이상 증가하였다고 보고하였다. 또한 그는 표면 손상이 강도에 미치는 영향에 관한 연구에서, 이온 교환 처리에 의해 강화된 도재가 처리하지 않은 도재에 비해 손상의 영향이 적었다고 하였다.

이온 교환법은 이미 유리 및 ceramic 산업에서 고강도의 재료를 생산해내는데 성공적인 방법으로 사용되어 왔으나, 처리 공정에 장시간이 소요되는 점³¹⁾과 용융염을 다루는데에 따르는 작업상의 위험도²⁷⁾를 이유로 치과용 도재 분야에서는 거의 소외되어 왔다. 그러나 이온 교환용 paste의 개발로 이들 난점들을 극복할 만한 계기가 생겼으며, Ikeda¹²⁾은 이온 교환 paste를 사용하여 metal-ceramic의 강도를 57% 증진시켰으며, Seghi³¹⁾은 Ceramiccoat를 사용하여 7종의 feldspathic porce-

lain의 강도 증진 효과를 연구한 결과, 최저 20%에서 최고 83%의 강도 증가의 결과를 얻었다. Pid-dock²⁷⁾등도 이 paste를 사용하여 aluminous core와 dentine porcelain의 강도 증진 효과를 실험한 결과, 각각 32%, 44%의 강도 증진 효과를 얻었다.

이온 교환법은 많은 학자들에 의해서 연구되어 왔으며, 치과용 도재에 적용하기에 우수한 방법으로 받아들여지고 있다. 이에 본 실험에서는, 특별한 시설이 필요없고, 단시간내에 처리를 행할 수 있는 이온 교환용 paste를 사용하여, 이온 교환에 의한 강도 증진 현상을 처리면에 따라 비교하고, laminate veneer 술식에 흔히 행해지는 식각에 의한 강도 변화, 식각후 이온 교환 처리한 경우의 강도 변화를 관찰하고 주사전자현미경 및 E.P.M.A.로 도재 표면의 포타씨움 함량의 변화를 관찰하여 이온 교환법의 효과 및 그 원리를 알아보고자 하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

본 연구에 사용되는 재료는 다음과 같다.

1. G - Cera dentine powder(G - C international, Tokyo, Japan)
2. Vitadur - N dentine powder(Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany)
3. Ceramiccoat(G - C international, Tokyo, Japan)
4. G - Cera Vest(G - C international, Tokyo, Japan)

2. 연구방법

도재 시편은 resin mold를 사용하여 $6.0 \times 1.2 \times 18.0\text{mm}$ 의 크기로 제작하였으며, 시편 하나당 약 0.8g의 도재를 사용하였다. 도재의 소성은 computerized firing machine의 하나인 Alpha PC(Jelus International Corp. Hicksville, N.Y., USA)를 사용하였으며, 소성계획에 따라 G - Cera Vest로 제작한 내열성 타일위에서 행하였다. 일차 소성이 완료된 시편은 320번 사포를 사용하여 균일한 형태가 이루어지도록 연마한후 소성계획에 의거하여 autoglazing을 행하였다.

각 도재마다 40개씩의 시편을 제작하여 각기 4개

군으로 분류한후 micrometer를 사용하여 계측하였으며, Vitadur -N의 평균 너비는 5.971mm, 평균 두께는 1.195mm, G - Cera는 각각 5.911mm, 1.20 mm였다.

각 도재의 표면 처리는 Table 1, 2에 정리하였다. Vitadur -N의 경우 이온 교환 처리의 효과가 인장 면에서만 나타나는지를 규명하기 위한 처리를 행하였으며, G - Cera의 경우는 laminate veneer의 시술시 행해지는 식각이 도재의 강도에 미치는 효과와 식각후 이온 교환 처리를 행하였을 경우 강도의 변화에 대한 효과를 알아보기 위한 표면 처리를 행하였다.

Table 1. Surface Conditions of Vitadur -N

Group	n	Vitadur -N
I	9	autoglaze(control)
II	10	ion exchange on compression side
III	10	ion exchange on tension side
IV	10	ion exchange on both side

Table 2. Surface Conditions of G - Cera

Group	n	G - Cera
I	10	autoglaze(control)
II	10	ion exchange on tension side
III	10	etching on tension side
IV	9	etching & ion exchange on tension side

이온 교환 처리는 가는 붓을 사용하여 Cerami-coat를 표면에 균일한 두께로 도포하고, 150°C가 유지되는 도가니에서 20분간 건조시킨후, 소성로에서 450°C로 30분간 처리하였다. 식각은 8%의 불산이 함유된 도재 식각용 젤로 60초간 처리하였다. 처리가 끝난후 시편의 크기에 변화가 생겼는지를 알아보기 위하여 다시 micrometer를 사용하여 계측을 시행하였다.

각 시편의 강도는 model 1125 universal testing machine(Instron Ltd, Buckinghamshire, England)에서 crosshead 속도를 0.25mm/min로 하고 3점 굽힘시험²⁰⁾으로 파절 하중을 측정후, 아래의 알려진 공식을 사용하여 전단굴곡강도로 계산하였다. 받침점 사이의 거리는 12.1mm로 하여 거리와 두께와의 비가 최소한 10 : 1이 되도록 하였다²¹⁾.

$$S = \frac{3WI}{2bd^2}$$

: S=Flexure strength(MPa)

I=Distance between the supports

b=Width of the specimen

d=Depth of thickness of the specimen

W=Maximal load before fracture

E. P. M. A. (electron probe micro analysis)를 시행하여 G - Cera의 I군, IV군 및 양면 모두를 이온 교환 처리한 시편의 포타씨움 농도를 측정하여, 표면에서의 포타씨움 농도의 변화를 관찰하였다.

III. 연구 성적

실험후 각 도재의 평균강도는 Vitadur -N은 Table 3과 Fig. 1에, G - Cera는 Table 4와 Fig 2에 표시된 바와 같다. 인장면을 이온 교환 처리한 실험군의 강도 증가율이 Vitadur -N의 경우 47.27%, G - Cera의 경우 22.63%였으며, 인장면을 식각시키고 이온 교환 처리한 G - Cera IV군의 강도가 34.84%였다.

압축면을 이온 교환 처리한 Vitadur -N의 II군은 증가율이 6.78%로 대조군과 유의한 차이가 없었으며, 인장면을 식각 처리한 G - Cera III군은 2.74%의 강도 감소를 보였으나 대조군과 유의한 차이는 없었다.

Table 3. Strength Measurements of Vitadur -N

Group	n	Mean (MPa)	S.D. (MPa)	Increase (%)
I	9	50.85	8.44	-
II	10	54.30	7.08	6.78
III	10	74.49	13.38	47.27
IV	10	71.56	10.52	40.72

Table 4. Strength Measurements of G - Cera

Group	n	Mean (MPa)	S.D. (MPa)	Increase (%)
I	10	69.44	7.37	-
II	10	85.15	10.68	22.63
III	10	67.54	6.96	-2.74
IV	9	94.27	11.11	35.76

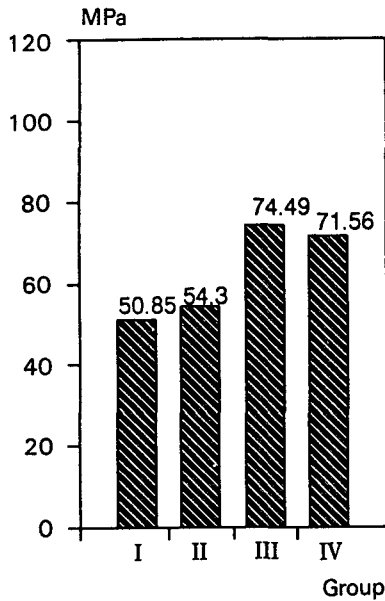


Fig. 1. Mean modulus of rupture values for Vitadur - N.

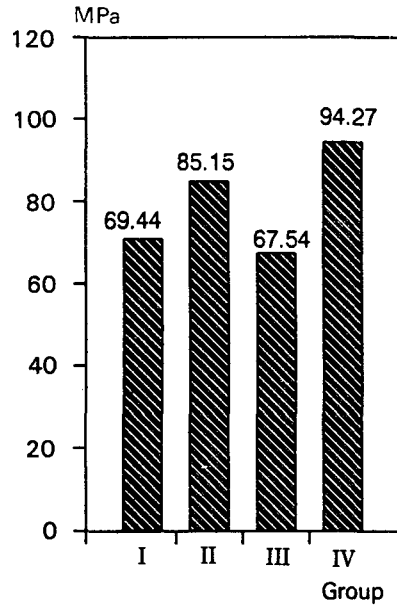


Fig. 2. Mean modulus of rupture values for G - Cera.

Table 5. Statistical analysis (oneway ANOVA and multiple range test) on the mean strength of Vitadur - N

ANOVA	SOURCE	DF	F - value	RP>F
	Treatment			
		3	13.29	<0.0001
LSD grouping*	Treatment Group		Mean	
2	I		50.85	
2	II		54.30	
1	III		74.49	
1	IV		71.56	

* Same numbers are not significantly different ($p < 0.05$).

Table 6. Statistical analysis (oneway ANOVA and multiple range test) on the mean strength of G - Cera

ANOVA	SOURCE	DF	F - value	RP>F
	Treatment			
		3	16.81	<0.0001
LSD grouping*	Treatment Group		Mean	
3	I		69.44	
2	II		85.15	
3	III		67.54	
1	IV		94.27	

* Same numbers are not significantly different ($p < 0.05$).

Table 5와 Table 6은 oneway ANOVA와 multiple range test로 통계 처리한 결과이다. EPMA의 결과는 Fig. 3 - 5의 주사전자현미경 사진에 표시되어

있다. 대조군의 포타씨움 함량은 양면에서 균일한 분포를 보였으며(Fig. 3a, b), 양면 모두를 이온 교환 처리한 시편은 대조군과 비교하여 높은 포타

씨움 함량을 나타냈다(Fig. 4a, b). 식각후 인장면만 이온 교환 처리한 시편에서는 인장면에서의 상대적으로 강한 포타씨움 함량을 보여주고 있다(Fig. 5a, b).

IV. 총괄 및 고안

1920년 Griffith는 유리가 수없이 많은 미세한 표재성 결함과 균열을 보유하고 있다고 발표하였다. 유리의 실제강도는 측정강도보다 훨씬 크며, 강도 저하의 원인은 이러한 결함 때문이라 하였다. 그리고 그의 고전적인 유리섬유강도시험으로 이를 규명하였으며, 내면의 결함보다 표면의 결함이 강도에 결정적인 영향을 미친다고 하였다²²⁾.

시편의 강도는 가장 깊은 결함에 의해서 결정된다. 측정 강도의 편차가 크고, 크기가 큰 시편의 강도가 작은 시편의 강도보다 낮은 이유가 여기에 있다. 반면에 drawing을 통해 제작한 결함이 없는 시편이나, 식각 처리를 행한 유리의 경우 시편의 크기에 관계 없이 높고 일정한 강도 측정치를 보였다¹¹⁾.

치과용 도재의 파절은 응력 집중의 역할을 하는 미세한 균열(Griffith's flaw) 때문이다. 이들 표재성 결함의 존재로 인하여 도재의 측정 강도는 항상 이론적 강도 보다 낮게 나온다. 균열의 길이가 길수록 확산에 필요한 에너지가 적어지므로, 일단 균열이 확산되기 시작하면 파절의 발생은 순식간에 이루어진다¹⁹⁾. 다결정성 도재에서는 내부와 표면 모두에 결함이 존재하지만, 도재에서는 거의가 표면에 분포한다¹⁷⁾. 따라서 내부의 결함보다는 표면의 결함이 도재의 성질에 더 큰 영향을 미치며, 정상 범위내에서의 기포는 강도와 거의 무관하다^{10, 32)}. 도재 내면에 존재하는 기포는 도재의 강도 및 투명도에 영향을 미친다고 알려져 있다^{6, 19, 33, 34)}. 그러나 진공소성법의 도입으로 기포는 대기압소성에 비해 10배이상 감소하였으나, 기대와는 달리 feldspathic porcelain의 강도증가는 아주 미미했다^{14, 20, 33)}. 이는 feldspathic porcelain에 존재하는 기포의 형태가 구형이어서 응력 증진 역할을 해냄으로서 강도를 감소시키는 효과가 거의 없는 것이며, aluminous porcelain에서 처럼 기포의 형태가 불규칙한 경우에는 상당한 강도 감소를 야기하게 된다¹⁴⁾.

따라서 aluminous porcelain은 진공소성법에 의한 기포의 감소로 유의성 있는 강도 증진 효과를 얻을 수 있었다¹⁹⁾. 그러므로 대부분 진공소성법을 사용하는 현대의 치과용 도재에서는, 기포에 의해 야기되는 강도와 투명도의 감소 효과에 대해 크게 우려할 바가 없다 하겠다.

도재는 구강내와 같은 환경에서 수분에 장기간 노출되면 정상 인장 파절력 보다 훨씬 낮은 응력에서도 파절이 가능하게 되며 이러한 현상을 흔히 static fatigue라 한다^{13, 28, 42, 43)}. 이는 인장력을 받는 고체는 높은 잠재 에너지 상태에 있으므로 화학적 자극에 상당히 예민해져 있어서, 수분이 파절을 야기시킬 수 있는 활성 에너지를 감소시키거나¹³⁾, 수분이 이미 존재하는 균열에 썩기작용^{11, 43)}을 하기 때문인 것으로 알려져 있다. Wiederhorn⁴²⁾은 static fatigue를 OH⁻ 이온이 결정적인 역할을 하는 stress-corrosion process라 하였으며, OH⁻ 이온이 결정구조에 침투해서 Si-O결합을 파괴한다고 설명하였다. Sherrill등³⁵⁾은, feldspathic porcelain 및 aluminous porcelain 모두가 증류수에 담가둔 시편이 건조한 상태의 시편보다 약 27% 정도 강도가 저하되었다고 발표하였다. Ritter등²⁸⁾은 static fatigue는 전적으로 도재의 표면 상태, 즉 표재성 결함에 달려 있으며, 도재 조성의 영향은 거의 없다고 하였다.

따라서 도재의 강도 증진은 균열의 발생과 확산을 방지하는 방법이 실재적이며, 그중에서도 이온 교환법은 도재의 강도 증진에 현저한 효과를 발휘할 뿐만 아니라, 도재의 다른 성질에 미치는 영향이 거의 없는 것으로 알려져 치과용 도재에 적용하기에 우수한 방법으로 받아들여지고 있다. 치과용 도재의 강도를 이온 교환법을 이용하여 증진시키는 방법은 이미 많은 연구 논문을 통해서 소개되었으며, 사용한 도재나, 이온 교환의 방법에 따라 30-140%의 강도 증진 효과를 보았다고 보고하였다^{3, 5, 7, 13, 25, 27, 29, 31, 37, 39, 40, 43)}.

일반적으로 이온 교환법은 strain point(치과용 도재는 약 500°C정도) 이하의 온도에서 행해지는 저온법의 일종이다. 이 정도의 온도에서는 시편의 견고성에 문제점이 발생하지 않으며 알카리 이온의 빠른 이동이 가능하다. 치과용 도재에서는 대개 Na⁺ 이온에 비해 25% 정도 부피가 큰 K⁺ 이온을

표면의 Na^+ 이온과 교환시켜 표면에 압축층을 형성시킨다.

K^+ 이온을 이용하는 방법 이외에 Li^+ 이온을 이용하는 방법 역시 표면의 열팽창계수를 감소시켜 냉각시 표면에 압축층을 형성시키는 원리를 이용한 것이며, $\text{Li}_2\text{O} - \text{SiO}_2$ 의 경우 $\text{Na}_2\text{O} - \text{SiO}_2$ 나 $\text{K}_2\text{O} - \text{SiO}_2$ 에 비하여 화학적 안정성이 우수한 것으로 알려져 있다. 그리고 SO_3 개스가 함유된 대기에서 열처리를 행한후 물로 세척해내는 방법이 있다. 이 처리법은 표면에 Na_2SO_4 를 형성시켜 제거해냄으로써 표면을 저알카리 상태로 만들어서, 표면만 저열팽창의 상태로 만든다. 이 또한 실온으로 냉각되는 과정에서 표면에 압축층이 형성되는 원리를 응용한 방법의 하나이다. CuCl 용융액을 사용하여 Cu^+ 이온을 이용하는 방법은 가장 효과가 떨어지고 시편을 녹색으로 변색시키는 단점이 있다^{6,21)}. 그외에도 Dunn⁸⁾이 제시한 metal - ceramic system의 화학결합을 증진시켜 강도를 보강하는 field - assisted bonding 법이 있다.

이온교환에 의한 강도 증진은 처리시간 및 온도에 의해 많은 영향을 받는다^{7,41)}. 온도나 처리시간을 증가시키면 응력 이완이 발생하여 이미 이온 교환에 의해 발생한 응력이 소실되는 결과가 발생한다. 그러나 저온보다는 고온에서 K^+ 이온의 확산이 더 빠르므로, 온도와 시간을 적절히 조절해서 임상적 용에 적절한 시간으로 고도의 강도 증진을 얻을 수 있다. Dunn등은 440°C 에서도 응력 이완이 발생하여 표면에 발생된 압축력의 85% 이상을 감소시킬 수 있다고 하였다.

도재의 조성 역시 강도 증진 효과에 상당한 영향을 미치는 것으로 알려져 있다. Ohta등²⁵⁾은 기존 시편의 potash 함량이 많을수록, 이온 교환된 K^+ 이온의 양은 감소하므로 발생하는 최대 압축력은 감소하고, 압축층의 두께는 증가한다고 하였다. 압축층의 두께는 50 - 60 μm 일때 최대 압축력이 나타나고, 처리온도가 높을수록 압축층의 두께가 증가하고 최대 압축력은 감소한다고 하였다. Pid-dock등²⁷⁾은 Ceramiccoat를 이용한 실험에서, aluminous core porcelain이 32%, dentine porcelain이 44%의 강도 증진 효과를 보였고, inlay porcelain의 강도는 유의성 있는 증가를 얻지 못했다고 보고하였다. EDAX 분석 결과 K_2O 의 함량은 aluminous

core와 dentine porcelain이 9.7%, inlay porcelain이 13.9%였는데, inlay porcelain의 미미한 강도 증진 결과는 이미 glassy phase에 포타슘이 다량 함유되어 있어 더 많은 포타슘의 유입의 여지가 적었던 때문으로, aluminous core의 강도 증가가 dentine porcelain에 비해 적었던 이유는 aluminous core가 상대적으로 적은 glassy phase를 함유하고 있기 때문이라고 하였다. 또한 그는 표면상태 역시 이온교환 처리 효과에 영향을 미친다고 하였으며, 실제로 400번 사포로 연마하고 이온 교환한 경우 44%, glazing후 이온 교환한 경우는 52%의 강도 증진을 보였으나 platinum foil에서 소성시킨 경우 13%의 강도 증진을 얻었다.

Dunn등⁷⁾은 표면 연마를 행한 도재 시편에서 100%의 강도 증진을 보았다. 따라서 glazing을 행한 표면뿐만 아니라 연마된 표면에서도 이온 교환 처리에 의한 상당한 강도 증진을 얻을 수 있다.

Seghi등³¹⁾은 이온 교환 paste를 이용한 실험에서 Will - Ceram은 83%, Vitadur - N은 43%, G - Cera는 38%의 강도 증진을 얻었다고 보고하였는데, 본 실험에서 Vitadur - N은 47.3%, G - Cera 35%의 강도 증진과 거의 유사한 결과를 보였다. 또한 압축면만을 이온 교환 처리한 Vitadur - N의 II군의 경우 강도 증가율이 6.78%로서 대조군과의 유의한 차이를 보이지 않았고, 양측을 이온 교환 처리한 IV군의 강도 증가율은 40.72%로서, 유의성있는 차이를 보인것은 아니나 인장면을 이온 교환 처리한 실험군의 증가율 47.27%에도 미치지 못하였다. 따라서 실질적인 도재의 강도 증진은 압축강도가 아닌 인장강도의 증진으로 실효를 거둘 수 있으며, porcelain jacket crown이나 laminate veneer의 외면이 아닌 접착면에 이온 교환 처리를 행하여야 한다. 또한 이온 교환 처리에 따른 시편의 크기 변화가 발생하지 않으므로, 임상 적용시 적합도에 미치는 영향은 없다 하겠다.

식각으로 표면 처리하는 방법은 유리의 제조 과정에서 널리 사용되는 방법이다. 식각에 의한 강도 증진 효과는 표면의 2 - 10 μm 정도를 용해시켜 Griffith's flaw를 제거하거나, 예리한 결함의 tip을 둔하게 만들어서 응력을 분산시키는 원리를 이용한 것이나, glazing 처리를 행한후 식각을 시행하면 오히려 압축층의 일부를 제거하게 되어 강도의 감

소가 발생되게 된다^{13,43}). Jones¹³의 실험에서는 식각후 6.7%의 강도 감소가 발생하였으며, 식각후 이온 교환 처리하여 31.4%의 강도 증진 효과를 얻었다. 본 실험에서 식각으로 표면처리한 G-Cera III군의 강도는 대조군에 비해 약간 감소(-2.74%) 하였으나 유의성있는 차이는 아니었다. 그러나 식각처리후 이온교환처리한 G-Cera IV군의 강도 증가율이 35.76%로 이온교환처리만 행한 G-Cera II군의 강도 증가율 22.63%에 비해 유의성 있는(p<0.05) 강도 증진 효과를 보였다. 이는 glazing 후에도 잔존하는 표재성 결함을 식각으로 제거하는 효과와 식각이 제거시킨 압축층을 보상하기에 충분한 강도 증진을 제공한 이온 교환 처리 효과의 복합작용에 기인한다. 이에 laminate veneer의 경우 인장면에서의 식각 및 이온 교환 처리는 cement와의 결합강도 증진 이외에도 도재 자체의 강도 증진 효과를 동시에 얻을 수 있는 방법이라 하겠다.

Dunn²⁷은 이온 교환으로 발생한 압축층의 두께가 최소 50 μ m는 되어야 한다고 하였다. 이는 Griffith's flaw의 깊이를 초과하여야 한다는 의미이다. Southan³⁷은 이온강화시킨 aluminous porcelain의 표면을 74 μ m 정도 삭제한 후에도 강도 강화 효과가 유지되었다고 보고하였으며, Piddock²⁷도 EDAX 실험으로 이온 교환 정도가 가장 활발히 일어난 부위는 표면에서 10 μ m 이내이며 100 μ m까지 포타씨움 이온의 확산이 있었다고 보고하였다. Ohta²⁵는 50~60 μ m의 압축층에서 최대의 압축력을 얻을 수 있다고 하였으며, Jones¹³는 KBr 용융염으로 830 $^{\circ}$ C에서 12분간 처리한 결과 250 μ m의 압축층에서 최대의 압축력(45%의 강도 증가)을 얻었다고 보고하였다. 본 실험에서는 EPMA 관찰 결과 100 μ m 이상의 이온 확산이 발생한 것으로 관찰되었다.

이온 교환법은 증가된 강도외에 도재의 다른 성질에는 아무런 영향을 미치지 않는 것으로 알려져 있으며⁷), Southan^{38,40}은 도재강화법이 투명도에 미치는 영향에 관한 연구에서, 분산강화법은 투명도의 상당한 감소를 일으키나, 이온 교환법의 영향은 거의 없는 것으로 보고하였다.

이온 교환에 의한 강도 증진의 정도는 도재의 조성, 처리 시간, 처리 온도의 복합적 작용에 의해 좌우되므로, 사용하고 있는 도재에 가장 적합한 조건으로 처리를 행하면 최대의 강도 증진 효과를

얻을 수 있다. 이온 교환 paste를 이용한 도재의 강도 증진법은 KNO₃ 혹은 KBr 용융염을 이용하는 방법에 비해서 위험성도 없으며, 특별한 시설이 필요없이 단시간에 처리할 수 있는 장점이 있고, 강도 증진 효과 역시 뒤지지 않는다. porcelain jacket crown이나 laminate veneer의 술식뿐만 아니라 최근에는 metal-ceramic system에도 적용하여 우수한 효과를 얻고 있는바, 치과용 도재의 강도 증진에 있어 효과적인 방법이라 사료된다.

V. 결 론

저자는 이온 교환법에 의한 치과용 도재의 강도 증진 효과 및 식각에 의한 영향을 조사하기 위하여 2종의 feldspathic porcelain (Vitadur-N, G-Cera)을 사용하여 시편을 제작하고 이온 교환 처리를 행한후, 전단굴곡강도를 측정하고, EPMA 실험으로 포타씨움의 함량을 조사하였다. 실험 결과를 분석하고 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 이온 교환 처리를 인장면에 행한 경우, 압축면에 행한 경우에 비해 뚜렷한 강도 증진 효과를 보였다.
2. 이온 교환 처리로 인한 도재 시편의 크기 변화는 발생하지 않았다.
3. 인장면을 식각시킨후 이온 교환 처리를 행한 G-Cera IV군의 강도가 이온 교환 처리만 행한 G-Cera II군에 비해 유의성있는 강도 증진을 보였다.
4. EPMA 분석결과, 이온 교환법으로 처리한 도재 표면에서 포타씨움 함량의 현저한 증가를 보였다.

(끝으로 본 연구를 시종 지도편달하여 주신 지도교수 이선형 교수님께 깊은 감사를 드리며 많은 조언을 하여 주신 보철학교실의 교수님들, 협조를 아끼지 않았던 보철의국원 여러분께도 감사를 드립니다.)

REFERENCES

1. Anusavice, K.J., Dehoff, P.H., Hojjatie B. and Gray, A. : Influence of tempering and contraction mismatch on crack development in ceramic surfaces. J. Dent. Res., 68 : 1182 - 1187,

- 1989.
2. Anusavice, K.J., and Hojjatie, B. : Effect of thermal tempering on strength and crack propagation behavior of feldspathic porcelains. *J. Dent. Res.*, 70 : 1009 - 1013, 1991.
 3. Bartholomew, R.F. : Improvement in water resistance of alkali silicate glasses by ion exchange. *Glass Tech.*, 57 : 223 - 233, 1978.
 4. Binns, O.B. : The physical and chemical properties of dental porcelain. *Dental porcelain : the state of the art - 1977*, p.25
 5. Capps, W., Schaeffer, H.A., and Cronin, D.J. : The effect of striae on the strength of glass. *J. Am. Ceram. Soc.*, 63 : 9 - 10, 570 - 573, 1980.
 6. Coble, R.L., and Kingery, W.D. : Effect of porosity on physical properties of sintered alumina. *J. Am. Ceram. Soc.*, 30 : 11, 377 - 385, 1956.
 7. Dunn, B., Levy, M.N., and Reisbick, M.H. : Improving the fracture resistance of dental ceramic. *J. Dent. Res.*, 56 : 10, 1209 - 1213, 1977.
 8. Dunn, B. : Applications of ceramic science to dental porcelain. In : *Dental porcelain : The state of the art - 1977*, Henry N.Y., 1977, pp. 41 - 45.
 9. Hasselman, D.P.H., and Fulrath, R.M. : Proposed fracture theory of a dispersion strengthened glass matrix. *J. Am. Ceram. Soc.*, 49 : 2, 68 - 72, 1966.
 10. Hodson, J. : Some physical properties of 3 dental porcelains. *J. Prosth. Dent.* 9 : 325 - 335, 1977.
 11. Holloway, D.G. : The fracture behavior of glass. *Glass Tech.*, 27 : 4, 120 - 133, 1986.
 12. Ikeda, N., Kondo, Y., Yatani, H., and Yamachita, A. : Evaluation of the effectiveness of ion exchange on strengthening of dental porcelain. *Nippon - Hotetsu - Shika - Gakkai - Zasshi*, 33 : 1512 - 20, 1989. [Abstr].
 13. Jones, D.W. : The strength and strengthening mechanisms of dental ceramics. In : *Dental ceramics. Proceedings of first international symposium on ceramics*, McLean J.W., Ed., Chicago, Quintessence, 1983, pp.83 - 141.
 14. Jones, D.W., and Wilson, H.J. : Porosity in dental ceramics. *Brit. Dent. J.*, 138, 16, 1975.
 15. Krohn, D.A. : Stress relaxation during ion exchange strengthening of glass fiber. *Glass Tech.*, 12 : 36 - 41, 1971.
 16. Lehman, M.L., and Hampson, E.L. : A study of strain patterns in jacket crowns on anterior teeth resulting from different tooth preparations. *Brit. Dent. J.* 113 : 337, 1962.
 17. McCulloch, W.T. : Advances in dental ceramics. *Brit. Dent. J.*, 124 : 361 - 365, 1968.
 18. McLean, J.W. : The bonded alumina crown. 1. The bonding of platinum to aluminous dental porcelain using tin oxide coatings. *Aust. Dent. J.*, 21 : 2, 119 - 127, 1976.
 19. McLean, J.W., and Hughes, T.H. : The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Brit. Dent. J.*, 119 : 251 - 267, 1965.
 20. Meyer, J.M., O'Brian W.J., and Yu C.U. : Sintering of porcelain enamels. *J.D.Res.*, 55 : 696, 1976.
 21. Milligan L.H. : Note on modulus of rupture of cylindrical ceramic rods when tested on a short span. *J. Am. Ceram. Soc.* 36 : 5, 159 - 160, 1953.
 22. Moody B.E. : Griffith and cracks. *Glass Tech.*, 29 : 2, 73 - 77, 1988.
 23. Muller G. : Glass ceramics as composite fillers. *J.D.Res.*, 53 : 6, 1342 - 1345, 1974.
 24. O'Brien W.J. : Magnesia ceramic jacket crowns. *DCNA*, 29 : 4,719 - 723, 1985.
 25. Ohta H. : The strengthening of mixed alkali glass by ion exchange. *Glass Tech.*, 16 : 1, 25, 1975.
 26. Patridge G., and McMillian P.W. : Strengthening of glass by surface crystallization. *Glass Tech.*, 15 : 5, 127 - 133, 1974.
 27. Piddock V., Qualtrough A.J.E., and Brough I. : An investigation of an ion strengthening paste for dental porcelain. *Int J Prosthodont.*, 4 : 2, 132 - 137, 1991.
 28. Ritter J.E., and Manthuruthil J. : Static fatigue

- of silicate glasses. *Glass Tech.*, 14 : 2, 60 - 64, 1973.
29. Rothermel D.L. : Effect of stress on durability of ion - exchanged surfaces. *J. Am. Ceram. Soc.*, 55 : 2, 81 - 85, 1972.
 30. Sane A.Y., and Cooper A.R. : Stress buildup and relaxation during ion exchange strengthening of glass. *J. Am. Ceram. Soc.*, 70 : 86 - 89, 1987.
 31. Seghi R.R., Crippin B.C., and Mito W. : The effect of ion exchange on the flexural strength of feldspathic porcelains. *Int J Prosthodont.*, 3 : 2, 130 - 134, 1990.
 32. Semenov N. I., Paplauskas A. B., Rayabob V. A. : Effects of surface microstructure on the strength of glasses. *Glass Tech.*, 13 : 171 - 175, 1971.
 33. Semmelman J. O. : A method of measuring porosity of porcelain teeth. *J. D. Res.* 36 : 945 - 949, 1957.
 34. Semmelman J. O., and Vines R. F. : Densification of dental porcelain. *J. D. Res.* 36 : 6, 950 - 956, 1957.
 35. Sherill C. A. and O'Brian W. J. : Transverse strength of aluminous and feldspathic porcelain. *J. D. Res.*, 53 : 3, 683 - 690, 1974.
 36. Southan D. E., and Jorgensen K. D. : An appropriate mechanical test for dental porcelain. *Aust. Dent. J.*, 18 : 246 - 250, 1973.
 37. Southan D. E. : Effect of surface injury on chemically strengthened dental porcelain. *Quintessence Int.*, 18 : 8, 575 - 580, 1987.
 38. Southan D. E. : Factors affecting the translucency of dental porcelain. *Quintessence Int.*, 1(3), 197 - 202, 1987.
 39. Southan D. E. : Laminate strength of dental porcelain. *Quintessence Int.*, 18 : 5, 357 - 359, 1987.
 40. Southan D. E. : Optical density - strength relationships in dental porcelain. *Quintessence Int.*, 18 : 4, 261 - 263, 1987.
 41. Stroud J. S. : The strengthening of some commercial ophthalmic and filter glasses by ion exchange. *Glass Tech.*, 29 : 108 - 114, 1988.
 42. Wiederhorn S. M. : A chemical interpretation of static fatigue. *J. Am. Ceram. Soc.*, 55 : 2, 81 - 85, 1972.
 43. Yamamoto M. : Metal - ceramics. Principles and methods of Yamamoto M. *Quintessence*, 1985, pp. 15 - 22.

EXPLANATION OF FIGURES

- Fig. 3. Scanning electron microphotograph with EPMA of G - Cera galzed only.
a) tension side
b) compression side
- Fig. 4. Scanning electron microphotograph with EPMA of G - Cera specimen treated with ion exchange paste on both side.
a) tension side
b) compression side
- Fig. 5. Scanning electron microphotograph with EPMA of G - Cera specimen treated with ion exchange paste after etching on tension side.
a) tension side
b) compression side

논문 사진 부도

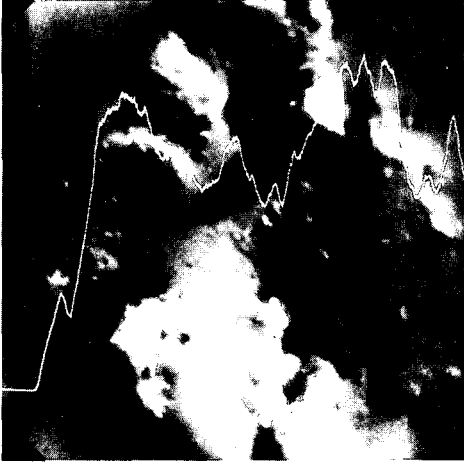


Fig. 3a.

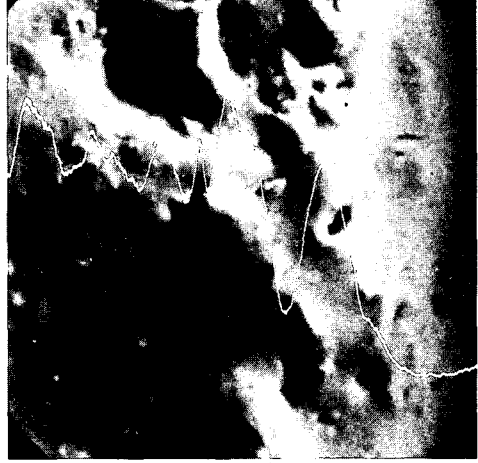


Fig. 3b.

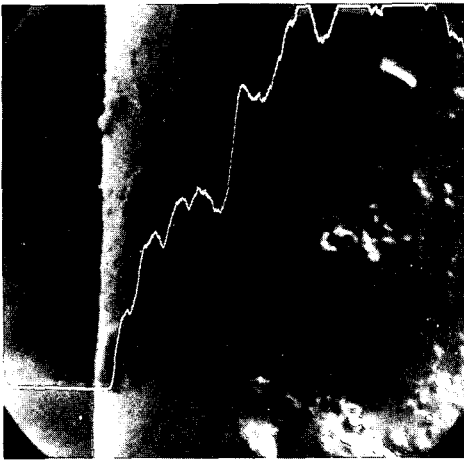


Fig. 4a.



Fig. 4b.

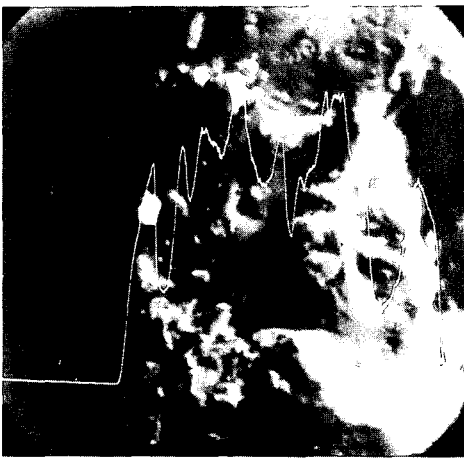


Fig. 5a.

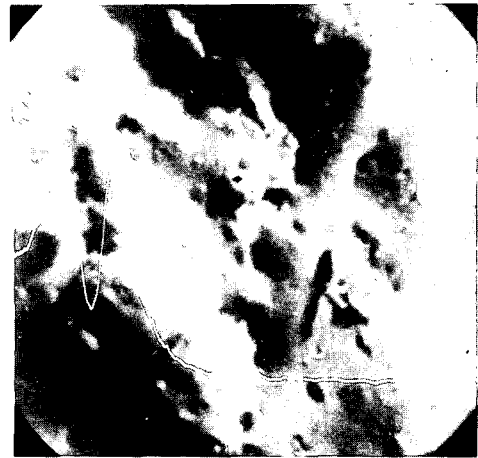


Fig. 5b.

—Abstract—

AN EXPERIMENTAL STUDY OF THE EFFECT OF ION EXCHANGE ON STRENGTHENING OF DENTAL PORCELAIN

Young - Kook Lee, D. D. S., Sun - Hyung Lee, D. D. S., M. S. D., Ph. D.,
Jae - Ho Yang, D. D. S., M. S. D., Ph. D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University

Ion exchange strengthening is a chemical process whereby large alkali ions (such as potassium) are substituted for smaller ions (sodium) within the surfaces of glasses and ceramics, thereby reducing the thermal expansion coefficient of this surface region, and creating beneficial state of compressive stress within the near surface region.

The purpose of this study was to determine the effects of ion exchange and etching treatments on the strength of some dental porcelains. Two feldspathic dental porcelains (Vitadur - N, G - Cera) were used in this study. A commercial ion exchange paste and etching gel containing 8% hydrofluoric acid were used for surface conditioning. Transverse strength was measured using a universal testing machine and the technique of EPMA (electron probe micro analysis) was used to access the potassium contents.

The results were as follows :

1. Improvement in strength was only obtained by treating the surface placed in tension.
2. No changes in the dimensions of the treated specimens were detected when samples were measured with a micrometer.
3. There was significant increase in transverse strength of G - Cera IV group treated with etching and ion exchange, compared with G - Cera II group only treated with ion exchange.
4. From the results of EPMA test, increase in potassium contents was observed on the surface treated with ion exchange paste.

Key word : dental porcelain, ion exchange, etching strengthening, EPMA