

Porcelain Laminate veneer 절연 피복시 설측 연장 길이에 따른 파절강도의 연구

경북대학교 치과대학 치과보철학교실

박종한 · 조광현

I. 서 론

인간의 미에 대한 욕구는 고대부터 현재까지 지속 발전되어 왔다. 치의학 분야에서도, 환자의 생활수준 향상과 더불어 심미에 대한 요구도가 계속 증가되어 오고 있고, 심미개선을 목적으로 하는 보존적 치료에 대한 인식도가 높아짐에 따라 전치부 심미성을 회복하고자 각종 재료를 이용한 라미네이트 수복법에 관한 많은 연구가 이루어져 왔다.

1938년 Dr. Charles Pincus¹⁾가 배우들의 심미개선을 위해 얇은 도재판을 치아에 붙이는 라미네이트 수복법을 소개한 이래, 1955년 Buonocore²⁾가 처음으로 산부식술을 사용하였고, 그후 Bowen³⁾이 레진을 사용하여 산부식된 법랑질과의 접착을 시도 하였다. 또한 1976년 Mouradian⁴⁾등이 아크릴릭 전장을 산부식된 법랑질에 결합시키는 방법을 처음 소개한 이래, Faunce와 Myers⁵⁾가 의치용 레진치아를 이용하는 방법을, Jordan⁶⁾등은 복합레진 전장을 치아에 접착 시키는 방법을, Chalkley⁷⁾는 기성 레진제품을 이용하는 방법을, Ronk⁸⁾와 Cheung⁹⁾등은 모형상에서 레진 라미네이트를 제작하는 방법을, 그리고 Elledge¹⁰⁾등은 구강내에서 레진 라미네이트를 만드는 방법을 소개 하였다. 그러나 초기에 사용된 레진 라미네이트에 대해 Christensen¹¹⁾, Boyer와 Chalkley¹²⁾, Cannon 등¹³⁾, Walls¹⁴⁾은 색조의 불안정성, 변색, 변연

유출, 파절, 마모, 치태침착 그리고 시간 경과에 따른 결합강도의 저하 등의 문제를 관찰 보고하였다.

도재 라미네이트에 대한 연구로는, 1975년 Rochette에 의해 처음으로 파절된 전치에 도재가 사용되었는데, 이 도재는 빛의 투과성이나 강도면에서 우수하여 laminate veneer 재료로서 각광을 받고 있다.^{15,16)} 1983년 Simonsen, Horn등이 도재를 이용한 veneer술식을 발표하였고, 1985년 Hobo와 Kyocera Bioceram 연구팀이 종전 도재의 단점을 보완하여 Hydroxyapatite laminate veneer (Ceraparl)를 소개한바 있다. 또한 1979년 Grossman과 1984년 Adair는 강도가 높고 생역학적으로 우수한 castable ceramic인 Dicor를 개발하여 laminate veneer 재료로서 주목을 받고 있다.¹⁷⁻²²⁾

이러한 Laminate veneer 술식은 치아와의 결합력과 라미네이트 design에 따라 임상적 성공 여부가 좌우되는데, 라미네이트 디자인에 있어서 절연부와 설면의 디자인은 임상적인 증례에 따라 달리 할 수 있다. 통상 도재 라미네이트의 파절성의 문제로 인하여 삭제시 순면만을 포함하는 것이 일반적인 원칙이나, 왜소치, 개교증, 절연부의 파절과 변색이 있는 경우 절연부 피개가 불가피하다. 이런 경우, 절치 유도시 도재가 파절되는 경우가 많은데, 이를 방지하기위하여 도재 자체의 강도를 증가시키려는 연구와 피복 두께의 조정에 따른

파절방지에 대한 연구가 있었고 다양한 주장이 있었다. Dunn등²³⁾은 도재의 강도를 증가시키기 위해 KNO₃ bath에서 이온교환을 통해 파절저항을 높일수 있다고 보고하였으며, Garber등²⁴⁾은 절연부 삭제는 치아의 원래 길이를 회복하기위해서 최소한 1mm는 삭제하여야 한다고 보고하였고, 마루야마등²⁵⁾은 환자 고유의 anterior guidance를 확보하기 위해서는 절연을 삭제하지 않는 것이 바람직하고 또한 치질에만 교합접촉을 두어 laminate veneer자체에 큰 힘이 가해지는 것을 피할수 있고 강도적으로 유리하지만 절연을 삭제할 경우에는 심미성 및 강도의 이유로 1~1.5mm의 삭제량이 필요하다고 하였다. Rufenacht²⁶⁾는 porcelain이 절연면을 피개할 경우 약 0.75~1.5mm 삭제하여야 한다고 하였으며, metal ceramic crown에서는 porcelain의 cohesive strength를 위해 2mm의 porcelain을 추가 해야 하나 porcelain의 치아에 대한 결합이 metal에 대한 결합보다 강도가 낮아 더 많은 support가 필요하다고 반대의견을 제시하였다. Highton등²⁷⁾은 상악 전치의 veneer tooth preparation design의 photoelastic study에서 절연부를 0.5mm피개할때 가장 낮은 stress concentration이 집중된다고 보고하였으며 Calamia²⁸⁾도 이를 받아 들였다. 반대로 Nixon²⁹⁾은 절연이 너무 얇아 lingual shoulder로 0.5~1.0mm를 피개할 필요가 없는 경우에는 절연부 삭제가 필요 없다고 보고하였다. Wall³⁰⁾은 하악 전치에 있어서 절연부 삭제량을 달리하였을때, 파절강도는 통계적으로 유의한 차이가 없다고 보고하면서 porcelain veneer restoration을 사용하여 절연부 길이를 2.0mm이상 증가시키더라도 파절강도에는 중요한 변화가 없다고 주장하였다. 이에 본 연구에서는 절연 피복 두께를 일정하게 유지한 가운데 설측 연장 길이를 달리 하여, 절치유도시 파절강도를 측정 하여 다소의 지견을 얻었기에 이를 보고하는바이다.

Table 1. Sample distribution of each group

Group	I	II	III	IV
Number	15	15	15	15
Lingual extension length	0.5mm	1mm	2mm	0mm

II. 재료 및 방법

가. 실험 재료

발치후 생리식염수에 보관한 우식이 없는 상악 전치 60개와 인상용 재료로 Examix(GC Inc., Japan), 라미네이트용 내화매몰재(Colorlogic Refractory Die Material, Ceramco Inc., U.S.A), A shade 라미네이트용 도재(Ceramco II Veneer Porcelains, Ceramco Inc., U.S.A) 및 레진시멘트(Choice Porcelain Veneer System, Bisco Inc., U.S.A.)를 사용하였다.

나. 실험방법

1. 시편 분류

도재시편의 순측면을 가로 5mm, 세로 5mm, 두께 0.9mm로 일정하게 하고, 절단면 두께를 0.9mm로 유지하면서, 설측면 연장길이를 0.0mm, 0.5mm, 1.0mm, 2.0mm로 달리하면서 각 도재시편 15개씩을 치아 시편에 접착하여 각각의 군으로 분류하였다(Table 1).

2. 시편 제작

1) 치아면 형성 발치후 생리식염수에 보관한 상악 전치의 절단부위를 수평면이 되도록 절

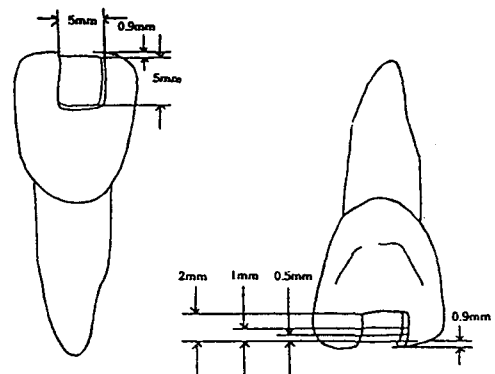


Fig. 1. Schematic diagram of Wax block formation.

삭하고, 법랑-백악질 경계부위에 번호를 새기고, 순면부위에 High speed용 Round bur로 3개의 seating form을 형성하였다. 이후, 24 gauge sheet wax와 32 gauge sheet wax를 이용하여, 각치아의 순면에 가로 5mm, 세로 5mm, 두께 0.9mm의 block이 형성 되게끔 부착하고, 이를 절단면과 설면으로 연장하고, 각 군에 따라 설면 연장길이를 달리하여 부착하였다(Fig.1). 이는 순면과 절단부에 일정 크기, 일정 두께의 라미네이트 제작과 각 치아에 맞게 제작될 도재 라미네이트를 정확한 위치에 부착하도록 하기 위해서이다.

2) 인상 채득

각 치아에 맞는 Copper band를 선택하여, 이를 individual tray로 이용하였으며, Copper band내면에 adhesive(Examix adhesive, GC Inc., Japan)를 도포하고, 5분간 건조후 인상재(Examix Injection type, GC Inc., Japan)를 이용하여 각 치아의 인상을 채득한후, 5분뒤에 각 치아를 인상재에서 제거하였다.

3) 내화 모형 제작과 Firing

채득한 인상체에 내화매몰재(colorlogic Refractory die material, Ceramco Inc., U.S.A.)를 제조회사 지시대로(P/L ratio : 10gm/1.9cc) 혼합하여 모형을 제작하였다. 제작된 각각의 모형에 해당번호를 Nixon Pencil로 기재하고, 이를 Auto-Glazer에서 6분간 Dry, 6분간 Pre-heat, 최고 온도 1850°F까지 firing하였다.

4) 도재시편 제작

Firing한 내화 모형에 나타나 있는 block에 A1 shade의 라미네이트 도재(Ceramco Inc., U.S.A.)를 축성하고 condensation을 시행후, 잉여수분은 흡수지를 이용하여 제거 하였다. 도재 축성한 내화모형을 Fibrous pad firing support (Vita Zahnfabrick., Germany)위에 올려서 제조회사 지시대로, 소성로(Mark III-Modular, Ney, U.S.A.)입구에서 650°C로 10분간 건조시키고 진공상태에서 분당 50~60°C로 940°C까지 올려 소성하였고 다시 소성로 입구에서 10분간

식힌후 꺼내서 서냉시켰다. 소성후 수축 부위를 상기된 방법대로 1회 더 추가 축성, 소성하였다. 그후 시편을 block에 맞추기 위해 low speed용 diamond bur로 contouring을 시행하고, Autoglazer(Ney, U.S.A.)에서 glazing을 시행하였다. Low speed용 round bur로 내화매몰재를 제거하고, 50mm aluminum oxide를 20psi 압력으로 sandblasting을 한후, 해당 치아상에 적용하여 적합도를 확인하고, 세부적 형태조정을 시행하였다. 이후 3분간 초음파 세척기로 세척한후 수세, 건조 하였다.

3. 시편 합착

도재시편의 접착시킬 면은 Bisco porcelain etching gel로 5분간 산부식 한후 수세, 건조시킨 다음 Silane porcelain primer(Bisco Inc., U.S.A.)를 바르고 2분간 건조시킨다. 법랑질을 37% phosphoric acid로 15초간 식각후 30초간 수세, 건조시키고, D/E bonding resin을 도포 후 얇은 막이 형성 되도록, Hotman(U.S.A.)으로 건조 시키고, Choice porcelain veneer cement와 Choice dual cure catalyst를 1:1로 혼합한후 도재시편에 도포한후, 치아에 합착하여 각 방향에서 40초씩 광조사기(Profil Lux, VOCO, Germany)로 조사하고 잉여 세멘트를 제거하였다.

4. 파절강도 측정

1) Holding jig 제작

내경 1.7cm, 길이 2cm의 PVC관에 라미네이트 시편이 부착된 치아의 법랑-백악질 경계선부위를 자가중합형 레진으로 매몰하고 잉여 레진을 trimming한다. 모든 시편이 인스트론 만능시험기의 rod와 127°의 각이 유지될수 있고, 치아가 매몰된 PVC관의 장착 철거가 가능할수 있게끔 Holding jig를 특별히 고안했다(Fig.2).

2) 파절강도 측정

모든 시편을 특별히 제작된 Holding jig로

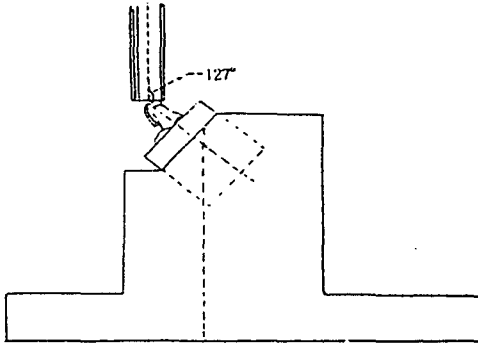


Fig. 2. Schematic diagram of Holding device.

인스트론 만능 시험기(Model 4202, Instron Corp., U.S.A.)에 부착시켜, 분당 0.5mm의 cross head speed로 시편의 incisal edge부위에 힘을 주어 도재 시편이 파절될때의 하중을 인스트론 만능시험기에 부착된 기록기에 자동 기록 시켰다.

III. 성 적

인스트론 만능시험기를 이용하여 파절강도를 측정한 결과 IV, I, II, III군의 순이었으며 (Table 2), 이것을 Fig.3에 나타냈다.

결과 모든 실험군사이에는 통계적으로 유의한

Table 2. Comparison of the fracture strength (Mpa)

Group	n	Mean fracture strength	S.S
I	15	44.98	3.62
II	15	27.47	4.67
III	15	19.61	5.49
IV	15	86.95	6.13

Table 3. Statistical evaluation of the fracture strength

Group	I	II	III	IV
I	—			
II	**	—		
III	**	**	—	
IV	**	**	**	—

** : significance($p < 0.01$)

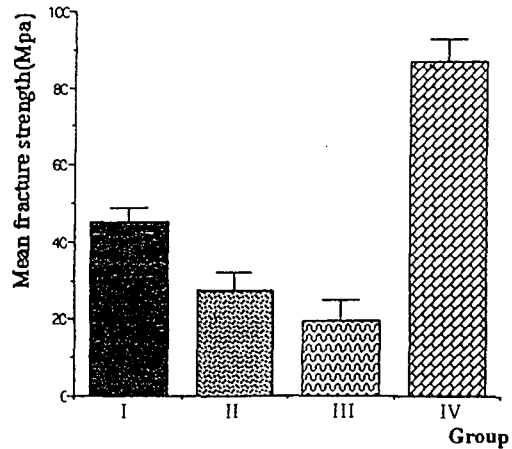


Fig. 3. Bar graph of mean fracture strength.

차이가 있었다. ($p < 0.01$) (Table 3).

육안적 관찰에서 대조군을 제외한 대부분의 도재시편들이 치아시편에 결합하고 있었고, 응력을 가한 절단면부위에서 도재시편의 파절이 있었다. 대조군인 IV군에서는 도재시편의 순면에서 거의 파절이 일어났으며, 5개에서 치아시편에서의 분리가 나타났다.

IV. 고 찰

도재 라미네이트는 심미적이며 색조가 안정적이고 또한 마모에 대한 저항성이 우수하고 치아의 삭제량이 적으며 연조직에 대한 친화성도 양호하다는 잇점으로 많이 선호되고 있다. 그러나 두께가 얇음으로 인해 라미네이트 파절에 대한 취약성은 과거부터 많이 지적되어 오고 있다. 이러한 파절성은 도재자체의 파절의 취약성과 환자의 교합상태에 따른 라미네이트 디자인과 많은 관련성이 있다.

도재의 파절특성은 기공율, 도재의 소성은 도와 소성시의 냉각속도, 도재 자체의 강도, 화학적 조성, 구강내 온도변화에 따른 열응력, 시멘트 접착시 발생하는 레진의 수축에 의한 잔류 응력과 연관성이 있다. 이러한 도재자체의 파절성에 대한 연구를 살펴보면, 먼저 도재의 파괴인성에 관하여, Morena³¹⁾ 등은 Ceramco사의 glass frit에서는 파괴인성이 $0.80 \sim 0.85 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ 으로 나타났으나, lucite결정을 다량

포함시킨 frit에서는 lucite결정이 균열성장을 억제하여 파괴인성이 $1.3\text{MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ 으로 증가된다고 하였고, Anusavice와 Lee³²⁾는 압흔 하중 3.9~19.6N으로 압입시 파괴인성치는 유의한 차이를 보이지 않는다고 하였으며, 19.6N의 압흔하중 조건에서 측정된 파괴인성은 Ceramco 도재를 온도 범위 887~985°C으로 소성할 경우 $1.14\sim 1.43\text{MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$, Vita도재를 온도 범위 836~934°C으로 소성할 경우 $1.02\sim 1.45\text{MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ 로 나타남을 보고하였다. Taira³³⁾등은 파괴인성이 $1.5\sim 2.1\text{MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ 로 범위를 갖는 치과용 장식 도재의 경우 98.1N이상의 압흔 하중이 필요하고, 파괴인성이 $0.9\sim 1.8\text{MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ 범위인 자연치 법랑질과 apatite-based castable glass-ceramic에서는 9.8N이하의 압흔 하중에서도 파괴인성의 측정이 가능함을 보고하였다. Rosenstiel과 Porter³⁴⁾는 금속과 도재가 융합된 시편에서 도재의 결보기 파괴인성이 증가함을 보고하였으며, 또한 도재 전장관에 이용되는 도재의 결보기 파괴인성은 Cerestore가 $1.79\text{MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ 으로 가장 낮고, Dicor의 경우 $2.10\text{MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ 로 가장 높게 나타난다고 보고하였다. 도재의 굽힘 강도에 대해서는 Craig³⁵⁾는 장식 도재의 경우 62~90Mpa, aluminous core porcelain의 경우 138Mpa로 나타남을 보고하였으며, Leinfelder³⁶⁾는 대부분의 치과용 도재에서 30~70Mpa로 나타남을 보고하였다.

다음, 도재의 피로 파괴성에 대한 연구를 살펴보면, 도재의 피로파괴는 응력과 습기의 작용으로 미세 균열부 끝단에서 저속균열성장을 일으켜 일어나며, 일정 하중하에서는 정적피로를 시간에 따라 하중이 변화할때는 동적피로를 일으킨다. 도재수복물은 구강내에서 습기에 노출되어 있고 불균일한 소성과 접착 과정에서 발생하는 잔류응력, 구강내 온도 변화에 의한 열 응력 및 저작에 의한 인장응력 등이 복합적으로 작용하여 표면에 존재하는 미세 결함부의 균열 끝단에 인장응력이 집중됨에 따라 균열끝단의 화학적 반응성 증가로 저속 균열 성장에 의한 피로파괴를 일으킨다. Cament³⁷⁾는 입자의 흡착에 의한 유리의 강도 감소의 원인은 흡착된 입자와 유리간의 탄성율과

열팽창계수의 차이 및 입자 주위의 국소적 부식등이 관계된다고 하였다. Southan과 Jorgensen³⁸⁾은 도재에 정적및 동적 하중이 작용할때 균열진전을 일으키지 않는 낮은 응력하에서 습기와의 화학적 반응으로 균열저부가 등골게 되어 파괴가 일어나지 않는 영역이 존재함을 보고하였다.

도재 파절의 중요한 요인으로 작용하는 교합에 있어서의 연구를 살펴보면 경북대학교의 한국인 정상교합자의 두개안면골에 관한 연구에서 박과 성은 한국인 정상교합자의 절치간 각도는 남자 18.5세에서 122.7도 여자 18.5세에서 127.8도로 보고하였으며 또한 FH평면에 대한 상악 절치 각도는 18.5세에서 남자는 120.3도, 여자는 115.5도로 보고하였다.³⁹⁾ 또한 교합상태에서 전치부 수평피개는 성인 남녀에서 평균이 2.54mm로 보고하였다. 마루야마 등은 환자고유의 anterior guidance를 확보하기 위해 절연을 삭제하지 않는것이 바람직하며 또한 치질에만 교합접촉을 두도록 주장하였다. 그러나 전치부 개교증, 절연부 변색, 우식, 파절이 있는 경우 불가피하게 라미네이트를 설면으로 연장하여야 하며 이때 ICP상태에서는 치질에 교합접촉이 일어나도록 디자인 하는 것이 라미네이트의 파절을 방지할수 있다. 이에 본실험에서는 설측연장길이를 2mm이하로 하여 실험을 시행하였다.

Highton등²⁷⁾의 주장에 따르면 상악전치의 Veneer-tooth preparation design의 photoelastic study에서 절연부를 0.5mm 피개하였을때 가장 낮은 응력집중이 나타남을 보고하였는데, 본실험에서도 같은 결과를 나타내었다. 즉, 설측연장길이를 0.5mm로 하였을때의 파절강도의 평균치가 44.98M pa로, 1mm일때의 27.47 Mpa와 2mm일때의 19.61Mpa 보다 높게 나타났으며, 이는 통계학적으로 유의한 차이가 있었다. 그러나 설측연장을 하지 않은 대조군과 비교시 거의 2배의 차이를 보였고, 이는 마루야마²⁶⁾나 Hobo의 주장과 일치한다. 그러므로 불가피하게 설측연장을 필요로 하는 경우를 제외하고는 라미네이트의 디자인은 순면에서 제한시키고, 설측연장시는 0.5mm정도 연장하

되, 증례에 따라 교합의 상태를 정확히 파악하여 시행하여야 할 것으로 사료된다.

파절시편을 육안적으로 관찰해보면, 응력을 가한 부위에서 대부분 파절이 발생하였고, 치아 시편과의 분리는 보이지 않았다. 이는 도재시편 자체의 파절강도가 결합강도에 못미치는 것으로 사료되며, 이는 1992년 J.Gregory wall³⁰⁾의 하악전치부 라미네이트 파절강도 실험에서와 같은 결과를 보인 것으로 사료되어진다.

본 실험에서는 시편의 표준화 작업이 상당히 어려웠는데 치아부착면을 좁게 하면서, 그리고 Grinding을 통해 치아 자체의 굴곡도를 최소화 시켰고, 사전에 Sheet wax를 이용하여 동일한 규격의 도재시편이 제작되게끔 block을 형성하여 인상을 채득하고, 이후 2번에 걸쳐 도재를 소성, contouring하고 Metal Gauge로 verification과정을 거쳐 시편의 표준화 작업을 시행했다. 그리고 127도의 절치간 각도를 유지하기 위해 Holding device를 특별히 제작하였으나, 치아시편을 PVC판에 매몰시 Floor에 수직되게 매몰키는데 한계성이 있었다. 이러한 제반적인 문제에 따른 지속적인 연구가 필요할 것으로 사료된다.

V. 요 약

개교증, 절연부 파절, 변색등 심미적 요인으로 라미네이트를 설측연장시 연장길이에 따른 파절강도를 알아보기 위해 발거된 60개의 상악 전치의 순면에 3개의 seating form을 형성하고 sheet wax를 사용하여 가로 5mm * 세로 5mm * 두께 0.9mm의 block을 형성하고, 각 군에 따라 I 군 : 0.5mm, II 군 : 1mm, III 군 : 2mm, IV 군 : 0mm로 설측 연장 길이를 달리하여 block을 형성 이틀 인상채득하여 내화모형을 제작하였다. 여기에 라미네이트용 도재를 2회에 걸쳐 축성 통법대로 소성 제작하였다. block에 맞추어 contouring하고, 내화매몰체를 제거 sandblast처리를 시행하였다. 그후 레진시멘트로 합착하였다. 절치간 각도를 127도로 특별히 제작된 holding device를 이용하여 인스트론 만능시험기에 시편을 거상하고, 분당 0.5mm cross head

speed로 파절강도를 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 각 군의 평균파절강도는 대조군인 설면으로 연장치 않은 IV군에서 86.95Mpa, 0.5mm 연장한 I군에서 44.98Mpa, 1.0mm 연장한 II군에서 27.47Mpa, 2.0mm 연장한 III군에서 19.61Mpa의 순으로 나타났다.
2. 모든 실험군 사이에는 통계적으로 유의성 있는 차이를 나타냈고($p < 0.01$), 이러한 실험 결과로 미루어 보아 라미네이트 디자인시, 설면으로 연장치 않거나, 절연부의 피개가 불가피한 경우에는 설면으로 0.5mm 연장하는 것이 파절 강도면에서 유리하다고 사료된다.

참고문헌

1. Pincus, C.R. : Building mouth personality, J. South. Calif. Dent. Assoc., 14 : 125-129, 1938.
2. Buonocore, M.G.A. : Simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface, J. Dent. Res., 34 : 849-853, 1995.
3. Bowen, R.L. : Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations, J.A. D.A., 66 : 57-64, 1963.
4. Mouradian, W.F., Graham, D., and Fernald, L. : A new approach to treatment of tetracycline stained teeth : Report of a case, J. Dent. Child., 43 : 103-105, 1976.
5. Faunce, F.R. and Myers, D.R. : Laminate veneer restoration of permanent incisors, J.A.D.A., 93 : 790-792, 1976.
6. Jordan, A.E., Suzuki, M., Gwinnett, A.J., and Hunter, J.K. : Restoration of fractured and hypoplastic incisors by the acid etch resin technique : A three year report, J. Am. Dent. Assoc., 95 : 795-803, 1977.
7. Chalkley, Y. : Clinical use of anterior laminates construction and placement, J. Am. Dent. Assoc., 101 : 485-487, 1980.

8. Ronk, S.L. : Dental laminate Which technique ? J. Am. Dent. Assoc., 102 : 186-188, 1981.
9. Cheung, W.S., Pulner, F., and Smith, D.C. : Custom made veneers for permanent anterior teeth, J. Am. Dent. Assoc., 105 : 1015-1019, 1982.
10. Elledge, D.A., Hart, J.K., and Schorr, B. L : A provisional restoration technique for laminate veneer preparations, J.P.D., 62 : 139-142, 1989.
11. Christensen, G.J. : Veneering of teeth, Dent. Clin. North Am., 29(2) : 373-391. 1985.
12. Boyer, D.B., and Chalkley, Y. : Bonding acrylic laminates and composite resin, J. Dent. Res., 61 : 489-492, 1982.
13. Cannon, M.L., Marshall, G.W., Marshall, S.J., and Cooley, R.O. : Surface resistance to abrasion of preformed laminate resin veneers, J.P.D., 52 : 323-330, 1984.
14. Walls, A.W.G., McCabe, J.F., and Murray, J.J. : The bond strength of composite laminate veneers, J. Dent. Res., 64 : 1261-1264, 1985.
15. Josephson B.A., Schulman A., unn I.A. : A compressive strength study of an all ceramic crown, JPD., 53 : 301-303, 1985.
16. Robert K.J., Stephen D.C., Bowen H.K. : Fracture analysis of dental ceramics, JPD., 62 : 536-541, 1989.
17. 양재호 : High strength ceramic crown에 관한 고찰, 대한치과 의사 협회지., 25 : 1103-1108, 1987.
18. Grossman D.G., Adair P.J., Pameijer C.H. : Evaluation of the color of a cast ceramic restorative material, J. Dent. Res., 59 : 542 (Abstr.no.1094), 1980.
19. Malament K.A., Grossman D.G. : The cast glass ceramic restoration, J.P.D., 57 : 674-683, 1987.
20. Pamijer C.H., Grossman D.G, Adair P.J. : Physical properties of a castable ceramic dental restorative material, J. Dent. Res., 59 : 474(Abstr.no.827), 1980.
21. Rappold A. : Intracoronal cast ceramic restorations, J. Dent. Res., 66 : 134 (Abstr. no.218), 1987.
22. 양재호 : Castable apatite ceramics laminate veneers 술식에 대한 고찰, 대한치과 의사 협회지., 25 : 1019-1024, 1987.
23. Dunn, B., Levy, M.N., and Reisbick, M.H. : Improving the fracture resistance of dental ceramics, J. Dent. Res., 56 : 1209-1213, 1977.
24. Garber, D.A., Goldstein, R.E., and Feinman, R.E. : Porcelain Laminate Veneers, Quintessence Publishing Co. Inc., : 61-62, 1988
25. 丸山剛郎, 中村陸志, 日野年燈 : Porcelain Laminate Veneer의 임상, 지성출판사., : 23-24, 56-64., 1992
26. Claude R., Rufenacht : Fundamentals of Esthetics, Quintessence Publishing Co. Inc., : 334-357. 1990
27. Highton, R.M., Angelo, A., Caputo, A.A., and Matyas, J. : A photoelastic Study of stresses on porcelain laminate preparations, J.P.D., 58 : 157-161, 1987.
28. Calamia, J.R. : Etched porcelain veneers, The current state of the art. Quintessence Int., 1 : 5-11, 1985.
29. Nixon R. : Veneer procedures, A clinical handout., 1986.
30. J.Gregory wall. : Incisal-Edge strength of Porcelain laminate Veneers restoring Mandibular Incisors, Inter. J. Protho., 5 : 441-446, 1992.
31. Morena, R., Lockwood, P.E., Mackert, J.R., and Fairhurst, C.W. : Fracture toughness and crackmicrostruture interaction of a dental porcelain, J.Dent.Res., 63 : 234(Abstr.no.573), 1984
32. Anusavics, K.J., Lee, R.B. : Effect of firing

- temperature and water exposure on crack propagation in unglazed porcelain, *I.Dent. Res.*, 68 : 1075-1081, 1989.
33. Taira, M., Nomura, Y., Wakasa, K., Yamaki, M., and Matrui, A : Studies on fracture toughness of dental ceramics, *J.Oral.Rehabil.*, 17 : 551-563, 1990
34. Rosenstiel, S.F. and Poter, S.S. : Apparent fracture toughness of dental porcelain with a metal substructure, *Dent.Mater.*, 4 : 187-190, 1988
35. Craig, R.G. : Restorative dental materials, Mosby Co., 6 : 1989.
36. Leinfelder, K.F. and Lemons, J.E. : Clinical restorative materials and techniques, LEA & FEBIGER., : 1988
37. Camerant, N.M. : *Glass Technol.*, 9 : 14-20, 1987
38. Southan, D.E. and Jorgensen, K.D. : The endurance limit of dental porcelain, *Aust. Dent.J.*, 19 : 7-11, 1974.
39. 박경덕 : 정상교합자의 3가지 안면골 성장양상에 관한 5년적 연구, *대치교정지*, 25 : 273-286, 1995.

Abstract

THE STUDY OF FRACTURE STRENGTH OF PORCELAIN LAMINATE
VENEER WITH VARIOUS LINGUAL EXTENTION LENGTH
WHEN INCISAL RESTORING*¹⁾

Johng-Han Park, Kwang-Hun Jo

Department of Prosthontic, College of Dentistry, Kyungpook National University

The purpose of this study was to evaluate the fracture strength of porcelain laminate veneer with various lingual extention length when incisal restoring.

Sixty recently extracted, intact maxillary incisors were used and stored in a physiologic saline solution from the time of extraction. Seating form was preparation at the labial surface of each tooth with a water-cooled round diamond bur.

Standard block was formed with 32 gauge and 24 gauge wax at tooth labial and lingual surface.

Lingual extention length differed according to each group. (group I : 0.5mm, group II : 1 mm, group III : 2mm, group IV : 0mm) All tooth specimens were impressioned with examix(GC Inc., Japan). Refractory cast were maked with refractory die material(Ceramco Inc., U.S.A.) Laminate porcelain (Ceramco II Veneer porcelain, Ceramco Inc.,U.S.A.) was condensed in refractory die cast and baked according to the manufacturer's recommendations. Each surface was contoured with low speed diamond bur according to guide block.

All porcelain specimens were sandblasted and ultrasonically cleaned in distilled water for 3 minutes. Then,all porcelain specimen were etched with 8% hydrofluoric acid for 5 minutes. Sixty specimens were bonded with composite resin cement(Choice Porcelain Veneer System, Bisco Inc., U.S.A.) according to manufacture's directions.

The fracture loads of the specimen were measured by Instron universal testing machine. The mean values of fracture loads for the groups were statistically compared by Duncan's multiful range test.

The result were as follows :

Mean fracture strengths of each group were 86.95Mpa in no lingual extention group, 44.98Mpa in 0.5mm lingual extention group, 27.47Mpa in 1mm lingual extention group, 19.61 Mpa in 2mm lingual extention group.

There was a statistically significant difference between all group($p < 0.01$).

*A thesis submitted to the Council of the Graduate School of Kyungpook National University in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science in Dentistry in December 1995.