

절단피개량과 절단변연형태 및 하중각도가 도재라미네이트 베니어 내의 응력분포에 미치는 영향에 관한 삼차원 유한요소법적 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

류경희 · 이선형 · 양재호 · 정현영

I. 서 론

치의학 분야에서 심미성에 대한 요구도는 치질을 보존하는 치료 양식을 향한 움직임과 함께 증가되어 왔다. 과거에 완전 피개 수복물의 적응증이었던 변색치, 비심미적인 수복물 및 형태와 배열 이상의 치아들은 이제 일상적으로 도재라미네이트 베니어로 치료되고 있다. 도재라미네이트 베니어 술식은 치아 색깔의 얇은 도재 전장판을 전치 또는 소구치의 외면에 접착시켜 줌으로써 치아의 기능 증진과 더불어 심미성을 회복시켜 주는 방법이다.

도재라미네이트 베니어는 초기에는 치아 색조, 외형 및 배열 수정과 같은 심미적인 목적을 위해서만 사용되었으나, 재료와 기술의 발달과 임상에서의 높은 성공률에 힘입어 절단의 마모나 파절, 적절한 전방유도의 상실, 개방교합과 같은 기능적 목적을 위한 치아의 수정에도 사용되게 되었으며¹⁻³⁾, 최근에는 full veneer도 가능하게 되었다⁴⁻⁶⁾. 현재까지의 종적인 연구들⁹⁻²¹⁾은 적절한 환자의 선택과 적용, 그리고 주의 깊은 임상 술식이 따른다면 이 술식이 완전 피개 수복의 대안이 될 수 있음을 보여주었다.

도재라미네이트 베니어는 치아와의 결합력과 도재라미네이트 베니어의 설계에 따라 임상적 성공 여부가 좌우되는데, 도재라미네이트 베니어의 설계에 있어서 절단피개 및 절단변연의 처리는 도재라미네이트 베니어의 장기간 파절저항에 가장 중요한 요소이다.

외력에 대한 구조물 내의 응력을 분석하는 방법

은 brittle lacquer coating³⁷⁾, strain gauge³⁸⁻⁴⁰⁾, holography^{41,42)}, 광탄성 응력분석법⁴³⁻⁴⁵⁾, 유한요소분석법⁴⁶⁻⁴⁸⁾ 등이 있다. 이 중 유한요소분석법은 불규칙하고 복잡한 기하학적 형태를 재현할 수 있고, 각 재료의 물성치로 이루어지는 특성을 포함할 수 있는 장점을 가진다. 또한 여러 가지 상황에서 다양한 하중으로 인해 야기되는 치아 내외부의 응력량과 분포를 정량적으로 연구할 수 있게 해 줌으로써 주어진 상황에서의 파절 가능성에 관해 예견할 수 있게 해 준다⁴⁹⁾. 따라서 다양한 치의학 분야에서 응력분포 연구에 유한요소법이 활용되고 있으며 도재라미네이트 베니어에서도 설계형태와 하중조건에 따른 응력분포를 분석한 연구들이 발표된 바 있으나⁵⁰⁻⁵³⁾, 대부분⁵⁰⁻⁵²⁾ 2차원 유한요소법으로서 그 해석에 제한이 따랐다. 치아는 평면 구조가 아닌 3차원 입체 구조이며 특히 전치는 선대칭 모형으로는 분석될 수 없다. 또한 선학들의 연구에서는 치주인대 및 치밀골, 해면골의 영향은 고려되지 않았으며, 절단피개량 및 lingual chamfer의 설측연장 길이도 1mm 이내로 제한되었던 단점들이 있었다. 비록 대부분의 임상가들이 임상에서 절단피개를 적용하고 있고, 잔존 치질의 임상적 치관 길이와 도재라미네이트 베니어 절단의 확장된 길이간의 기하학적 비율과 추천되는 절단변연형태에 관해서 다양한 주장이 있으나 과학적인 근거는 부족한 실정이다.

이에 저자는 도재라미네이트 베니어에서 절단피개량과 절단변연형태 및 하중각도가 도재라미네이트 베니어 내 응력분포에 미치는 영향을 알아보기

위하여, 절단피개량이 0, 1, 2, 3mm이고 절단변연형태가 feathered edge, incisal bevel, reverse bevel 및 설측연장 정도가 상이한 lingual chamfer인 도재라미네이트 베니어에 대한 3차원 유한요소모형을 설계하고 125°⁵⁴⁾와 132°⁵⁵⁾의 두가지 각도로 하중을 가한 후, 도재라미네이트 베니어 내에 발생하는 인장 및 압축응력과 레진 시멘트층에서 발생하는 전단응력의 크기와 분포를 삼차원 유한요소법으로 분석하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 지대치 형성 및 도재라미네이트 베니어의 제작

발거된 상악 중절치 중 Wheeler⁵⁶⁾에 의한 표준형을 기초로 하여 가장 근사한 수치를 갖는 치아를 선택한 후 백악법랑경계에서 1mm 하방까지 석고에 매몰하였다. 실리콘 퍼티 인상재(Exaflex GC Co. Japan)로 수복물의 외형을 위한 index를 형성하였다. 도재라미네이트 베니어를 위한 지대치를 형성하기 위하여 순면은 0.5mm, 절단은 3mm로 균일하게 삭제하고, 설측에는 3mm 길이의 lingual chamfer를 0.5mm의 두께로 부여하였다. 부가중합형 실리콘 인상재(Exaflex GC Co. Japan)를 사용하여 지대치에 대한 인상을 채득한 후 내화매몰재(colorlogic Refractory die material, Ceramco Inc., U.S.A)를

제조회사의 지시(P/L ratio : 10gm/1.9cc)대로 혼합하여 채득한 인상체 내에 붓고 모형을 제작하였다. 미리 제작해 두었던 실리콘 index를 기준으로 하여 원래의 외형을 가지는 도재라미네이트 베니어(Ceramco Inc., U.S.A.)를 통법에 따라 제작하였다.

2. 시편 합착

도재라미네이트 베니어의 접착면은 Bisco porcelain etching gel로 5분간 식각한 후 수세, 건조시킨 다음 silane porcelain primer(Bisco Inc., U.S.A)를 바르고 2분간 건조시켰다. 법랑질은 37% 인산으로 15초간 식각시킨 후 30초간 수세, 건조시킨 다음 D/E bonding resin을 도포후 얇은 막이 형성되도록 건조시켰다. 접착용 레진(Choice, Bisco Inc., U.S.A)을 도재라미네이트 베니어의 접착면에 도포하고 치아에 합착하였다. 잉여 시멘트를 제거한 후 각 방향에서 40초씩 광조사기(Profil Lux, VOCO, Germany)로 조사하였다(Fig. 1).

3. 3차원 유한요소모형 제작

도재라미네이트 베니어가 합착된 상악 중절치 모형을 투명한 자가 중합형 레진에 매몰하여 직육면체 형태의 블록을 제작하였다. 레진 블록 위에 근원심 방향과 상하 방향으로 각각 한 줄의 홈을 직육면체

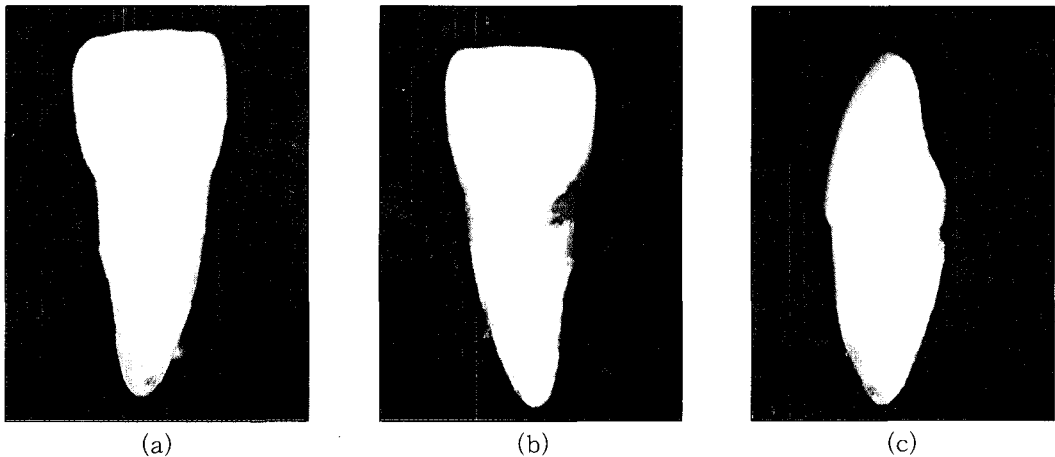


Fig. 1. Photography of tooth luted with porcelain laminate veneer. (a: facial view, b: lingual view, c: mesial view)

의 모서리에 평행하게 형성함으로써 후에 각 단면 사진을 동일하게 위치시킬 수 있는 기준을 마련하였다. 레진 블록을 근심에서 원심 방향으로 연마해 가며 0.5mm의 간격으로 연속 단층 사진을 촬영하여 19장의 절단면 슬라이드 사진을 얻었다(Fig. 2).

이 슬라이드 사진을 환등기로 비추어 앞에서 형성한 기준 홈이 일치하도록 위치시킨 뒤, 절단된 평면 형태를 모눈종이 상에 사도(tracing)하여 미리 부여



Fig. 2. Photography of the section No. 10.

한 좌표원점을 기준으로 좌표값을 부여하였다. 유한 요소모형설계용 software인 I-DEAS (master series version 2.1, Structural Dynamics Research Corporation, Milford, Ohio, U.S.A.)를 이용하여, Iris Indigo(Silicone graphics Inc., U.S.A) workstation상에서 도재라미네이트 베니어의 절단피개량과 절단변연형태에 따라 11가지의 삼차원 유한요소 모형을 설계하였다(Table 1, Fig. 3).

도재라미네이트 베니어와 지지치 사이에는 30 μ m 두께의 시멘트 층을 설계하였고, 치수는 탄성계수가 매우 작아 도재나 상아질 내 응력분포에 거의 영향

Table 1. Models with various abutment designs for porcelain laminate veneer

Model	Amount of incisal coverage	Incisal finish line
1	0mm	feathered edge
2	0mm	incisal bevel
3	1mm	reverse bevel
4	1mm	lingual chamfer (1mm)
5	2mm	reverse bevel
6	2mm	lingual chamfer (1mm)
7	2mm	lingual chamfer (2mm)
8	3mm	reverse bevel
9	3mm	lingual chamfer (1mm)
10	3mm	lingual chamfer (2mm)
11	3mm	lingual chamfer (3mm)

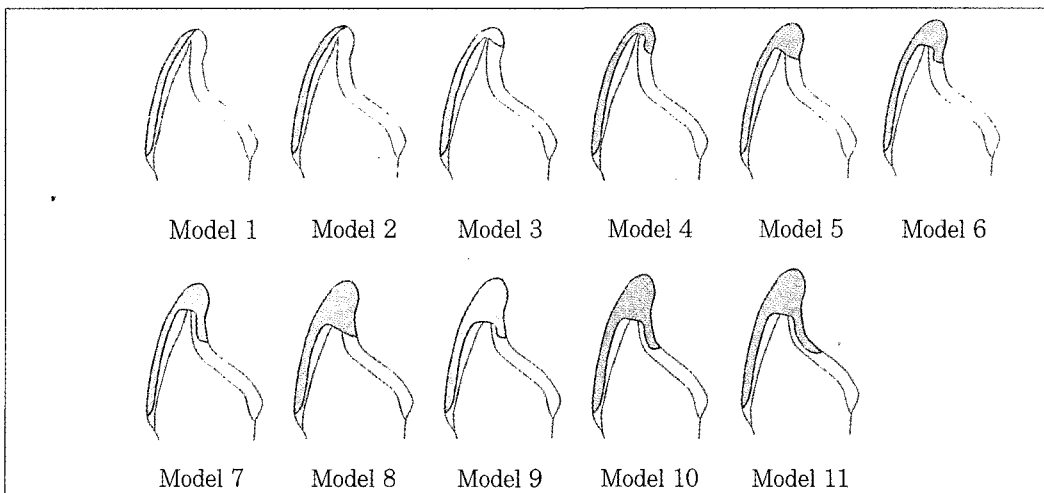


Fig. 3. Models with various abutment designs for porcelain laminate veneer.

Table 2. The numbers of nodes and elements used in FEA

Model	No. of Nodes	Elements
1	3343	11044
2	3438	11251
3	3403	11298
4	3269	10792
5	3644	11953
6	3600	11740
7	3734	12528
8	3462	11149
9	3483	11200
10	3522	11426
11	3527	11501

을 미치지 않는다고 보고된 바가 있기 때문에⁵⁷⁾ 모형에 포함시키지 않았다. 치밀골은 0.5mm, 치근막은 0.25mm의 균일한 막으로 설계하였고 치조골은 정상상태로 가정하여 백악법랑경계 1mm 하방으로 설정하였다. 각 단면 그림에서 재질별로 사각형의 mesh를 만들었는데 그 교차점을 절점(node)이라 하며 4개의 절점이 1개의 요소(element)를 형성하게 된다. 이전 연구로부터의 결과를 토대로 높은 인장 및 압축응력이 기대되는 도재라미네이트 베니어의 순면 치경, 절단피개, 설측연장과 시멘트층 부위는 더 세분화된 요소로 나누었다. 한 단면의 요소와 연속되는 단면의 요소를 연결했을 때 8개의 절점으로 구성된 6면체의 입체요소가 형성되는데 이런 식으로 삼차원 modelling을 완성하였다 (Fig. 29). 설계된 각 모형의 절점과 요소 수는 Table 2와 같다.

4. 물성치 및 경계조건 부여

완성된 삼차원 유한요소모형은 도재, 레진 시멘트, 법랑질, 상아질, 치주인대, 치밀골, 해면골 등으로 구성되며, 설계된 모형을 구성하는 각 요소들에 부여되는 물성치들 중 가장 중요한 값인 각 재질별 탄성계수(Young's modulus of elasticity: E)와 포아송비(Poisson's ratio: ν)는 선현들의 연구⁵⁸⁻⁶¹⁾를 참고로 하여 Table 3과 같이 부여하였다.

Modelling이 끝나는 치조골 상부는 모든 방향에 대한 자유도가 고정된 것으로 경계조건을 지정하였다.

Table 3. Material properties of FEA model

Material	Modulus of Elasticity (E, MPa)	Poisson's Ratio(ν)
Enamel	8.25×10^4	0.33
Dentin	1.86×10^4	0.31
Porcelain	7.0×10^4	0.28
Resin cement	6.0×10^3	0.36
Cortical bone	1.37×10^4	0.30
Cancellous bone	1.37×10^3	0.30
Periodontal ligament	68.9	0.45

또 모든 재료는 균질성(homogeneity), 등방성(isotropy) 및 선탄성(linear elasticity)을 가지며, 각 재료의 계면은 완전한 결합상태인 것으로 가정하였다.^{57,62)}

5. 하중조건

하중위치는 절단에서 치경측으로 0.5mm 내려온 정중앙으로 하였으며, 하중량은 전치부 최대 교합력으로 보고된 300N^{63,64)}으로 하였다.

하중각도에 따른 응력분포의 변화를 알아보기 위하여 한국인 정상 교합자와 하악 전돌증 환자의 평균 절치간 각도인 125°⁵⁴⁾(load A)와 132°⁶⁵⁾(load B)의 두 가지 힘을 가하였다(Fig. 4).

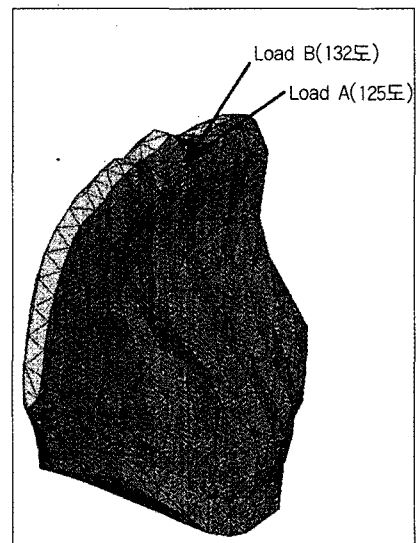


Fig. 4. Loading conditions.

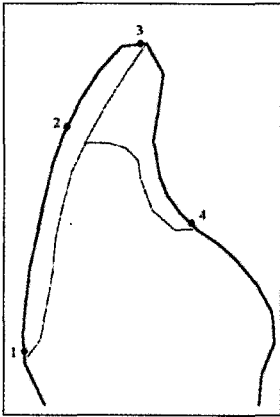


Fig. 5. The reference points at porcelain laminate veneer.
 1. Porcelain above the labial cervical margin.
 2. Labial porcelain surface at incisal 1/4 area
 3. Incisal edge.
 4. Porcelain above the lingual margin.

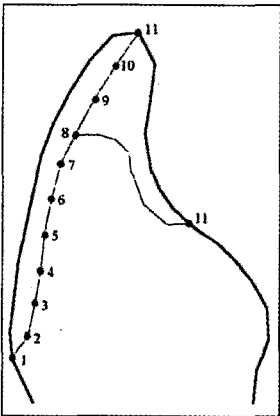


Fig. 6. The reference points at resin cement layer.
 1. Cervical margin of each model.
 11. Incisal margin of each model.
 8. Labioincisal line angle of 3mm incisal coverage types.
 9. Labioincisal line angle of 2mm incisal coverage types.
 10. Labioincisal line angle of 1mm incisal coverage types.

해석 결과의 평가는 도재라미네이트 베니어에서는 최대 주응력과 최소 주응력, 레진 시멘트층에서는 전단응력을 대상으로 하였는데 치아의 정중시상면에서 응력들을 파악하기에 중요한 위치로 사료되는 부위의 절점들을 관찰점으로 설정하고 이 점들에 주목하여 정량적인 분석을 하였다. 이러한 관찰점들은 선현들의 연구를 참고하고, 본 실험의 응력색상출력(사진부도 참조)의 양상을 감안하여 설정하였는데 그 위치는 Fig. 5, 6과 같다.

본 실험의 유한요소모형의 해석은 ANSYS (version 5.0, Swanson Analysis System Incorporation, U.S.A.) 유한요소분석 프로그램을 이용하여 Iris Indigo workstation상에서 solving and post-processing 과정을 거쳐 수행되었다.

Ⅲ. 연구성적

(1) 도재라미네이트 베니어에서의 주응력

최대 주응력은 인장응력, 최소 주응력은 압축응력에 해당된다.

본 연구는 도재라미네이트 베니어 내의 응력분포를 보는 것이 목적이므로 치근 부위는 응력색상출력에서 생략하였다(Fig. 30 - 40).

1. 압축응력

모든 경우에 하중점 직하방에서 최대 압축응력을 보였다(Fig. 30 - 40).

2. 인장응력

인장응력은 절단 1/4 부위, 절단, 그리고 설측변연

이 있는 곳에서 집중되어 나타났다. 그러나 치경부에서의 응력집중은 거의 없었다(Fig. 30 - 40).

1) 절단피개량에 따른 차이

절단피개량에 따른 차이는 거의 없었고 응력양상에는 오히려 절단변연의 형태가 더 영향을 미쳤다(Fig. 7 - 10).

절단 비피개형인 경우 incisal bevel(Model 2)이 feathered edge(Model 1)보다 더 고른 응력분포를 보였다. feathered edge인 경우 절단 1/4에서의 응력이 모든 model들 중에서 가장 컸지만, incisal bevel의 경우 절단 1/4에서의 응력이 현저히 감소하면서 전체적으로 고른 응력분포양상을 나타내었다(Fig. 7, 16, 30, 31).

1mm 절단피개의 경우에는 reverse bevel (Model 3)과 1mm lingual chamfer(Model 4)간에 별 차이가 없었다(Fig. 8, 32, 33).

2mm 피개의 경우에는 1mm 설측연장한 lingual chamfer(Model 6)가 가장 고른 응력분포를 보였는데 reverse bevel(Model 5)은 설측변연에 압축응력이, 2mm 길이의 lingual chamfer(Model 7)는 설측변연에 강한 인장응력이 발생하였다(Fig. 9, 34 - 36).

3mm 피개의 경우에는 reverse bevel(Model 8)이 가장 유리했는데 lingual chamfer(Model 9 - 11)는 설측연장 길이에 비례하여 설측변연에서의 응력집중이 증가하였다(Fig. 10, 37 - 40).

2) 절단변연형태에 따른 차이

reverse bevel(Model 3, 5, 8)보다 lingual chamfer(Model 4, 6, 7, 9, 10, 11)가, lingual chamfer에서는 설측연장 길이가 증가 할 수록 절단에서의 인장응력이 감소하는 대신 lingual chamfer부위의 인장응력이 증가하였다(Fig. 11 - 14).

3) 특정부위에서 인장응력의 정량적 비교

치경부 변연에서는 인장응력의 크기가 작고(1.36 - 4.28 MPa), 모형간 차이도 적었다(Fig. 15). 절단 1/4부위에서는 feathered edge를 가진 비피개형(Model 1)이 가장 높은 인장응력을 나타냈으나 절단 변연형태를 incisal bevel로 바꾼 경우(Model 2) 현저히 감소했다(Fig. 16). 절단에서는 2mm 피개일 때가 가장 높고 다음이 3mm 피개일 때였으며, lingual chamfer의 설측연장 길이가 증가 할 수록 길이에 비례하여 감소했다(Fig. 17). 설측변연에서는 피개량이 증가하고, lingual chamfer의 설측연장 길이가 길어질수록 더 증가하였다(Fig. 18). 도재라미네이트 베니어 내의 인장응력은 load B(132°)일 때에 비해 load A(125°)일 때가 더 컸으며(Fig. 15 - 18), 치아 지지량 변화에 따른 차이가 더욱 크게 나타났다(Fig. 18).

(2) 레진 시멘트층에서의 전단응력

모든 모형에서 레진 시멘트층의 전단응력은 중앙으로부터 치경부와 절단부 변연쪽으로 갈수록 증가

Table 4. Maximum principal stress of porcelain laminate veneer under A-load(MPa)

Point Model	1	2	3	4
Model 1	1.65E + 06	2.64E + 07	9.94E + 06	0
Model 2	4.17E + 06	1.34E + 07	1.06E + 07	0
Model 3	2.48E + 06	8.81E + 06	1.32E + 07	-1.86E + 07
Model 4	3.94E + 06	8.29E + 06	1.99E + 07	-1.54E + 07
Model 5	4.28E + 06	1.93E + 07	2.64E + 07	-1.61E + 07
Model 6	3.41E + 06	2.08E + 07	1.40E + 07	-1.65E + 05
Model 7	3.55E + 06	1.94E + 07	1.07E + 07	2.86E + 07
Model 8	3.12E + 06	1.48E + 07	1.59E + 07	1.17E + 07
Model 9	3.61E + 06	1.53E + 07	2.26E + 07	2.15E + 07
Model 10	2.59E + 06	1.83E + 07	1.07E + 07	3.52E + 07
Model 11	2.87E + 06	1.77E + 07	1.16E + 07	4.03E + 07

Table 5. Maximum principal stress of porcelain laminate veneer under B-load (MPa)

Model \ Point	1	2	3	4
Model 1	1.36E + 06	2.32E + 07	-3.25E + 05	0
Model 2	3.52E + 06	1.15E + 07	7.32E + 06	0
Model 3	2.07E + 06	8.14E + 06	8.08E + 06	-1.58E + 07
Model 4	3.31E + 06	7.48E + 06	1.48E + 07	-8.06E + 06
Model 5	3.60E + 06	1.77E + 07	3.01E + 07	-4.34E + 06
Model 6	2.87E + 06	1.88E + 07	2.25E + 07	3.40E + 06
Model 7	3.01E + 06	1.76E + 07	1.19E + 07	1.38E + 07
Model 8	2.62E + 06	1.20E + 07	1.33E + 07	3.48E + 06
Model 9	3.03E + 06	1.31E + 07	2.05E + 07	8.02E + 06
Model 10	2.20E + 06	1.50E + 07	8.90E + 06	1.88E + 07
Model 11	2.44E + 06	1.55E + 07	1.19E + 07	2.80E + 07

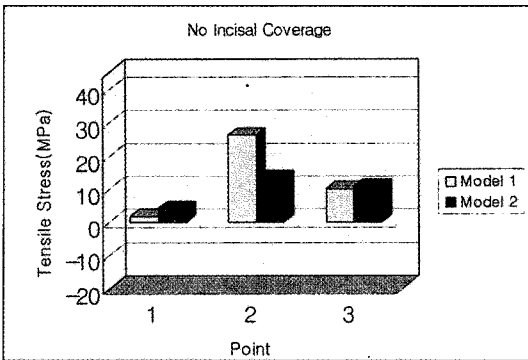


Fig. 7. Maximum principal stress of porcelain laminate veneer under A-load (Model 1, 2).

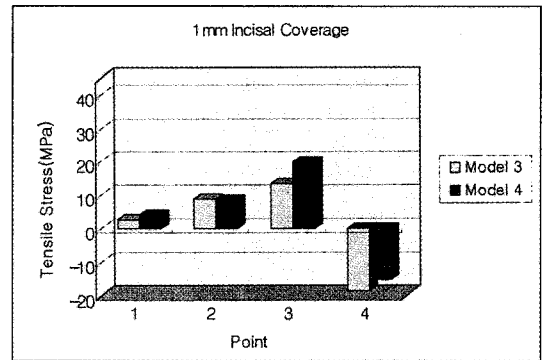


Fig. 8. Maximum principal stress of porcelain laminate veneer under A-load (Model 3, 4).

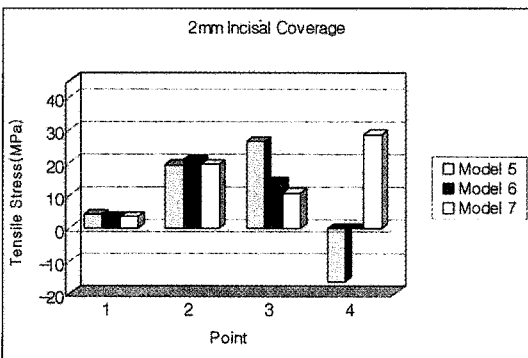


Fig. 9. Maximum principal stress of porcelain laminate veneer under A-load (Model 5, 6, 7).

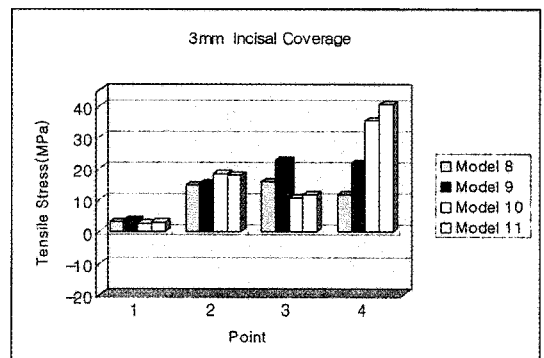


Fig. 10. Maximum principal stress of porcelain laminate veneer under A-load (Model 8, 9, 10, 11).

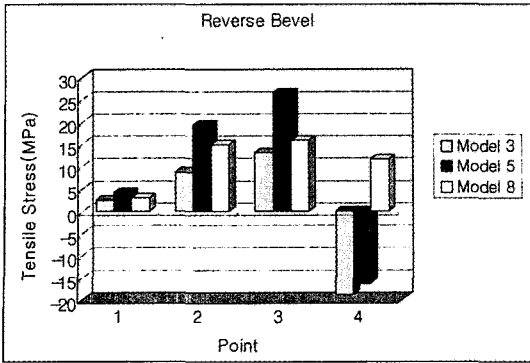


Fig. 11. Maximum principal stress of porcelain laminate veneer under A-load (Model 3, 5, 8).

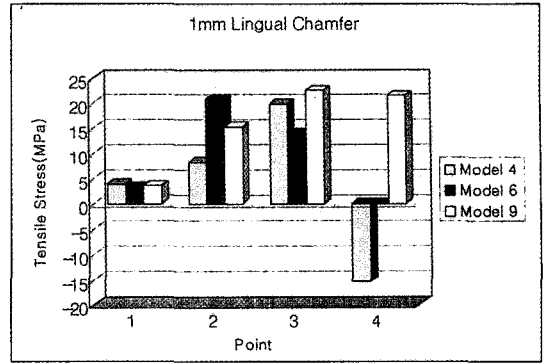


Fig. 12. Maximum principal stress of porcelain laminate veneer under A-load (Model 4, 6, 9).

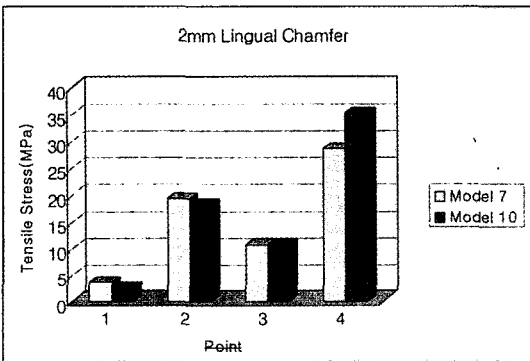


Fig. 13. Maximum principal stress of porcelain laminate veneer under A-load (Model 7, 10).

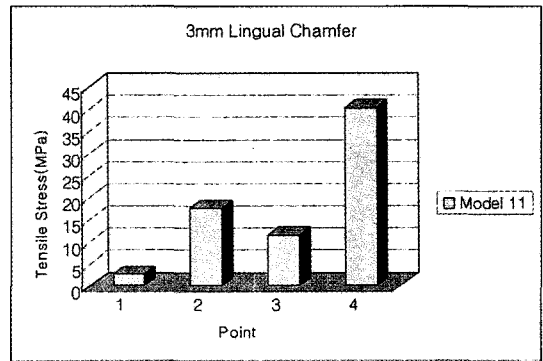


Fig. 14. Maximum principal stress of porcelain laminate veneer under A-load (Model 11).

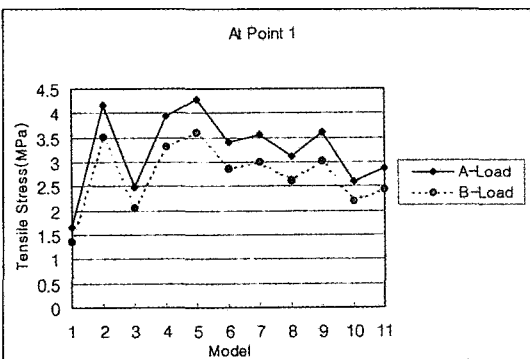


Fig. 15. Maximum principal stress of porcelain laminate veneer at the point 1.

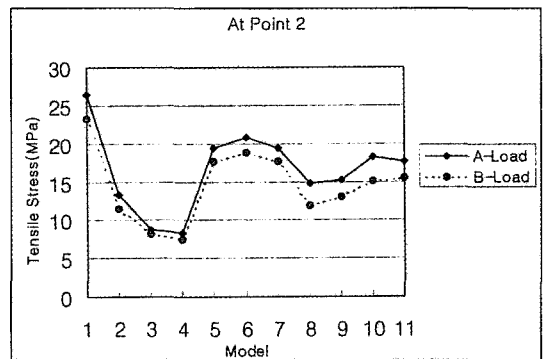


Fig. 16. Maximum principal stress of porcelain laminate veneer at the point 2.

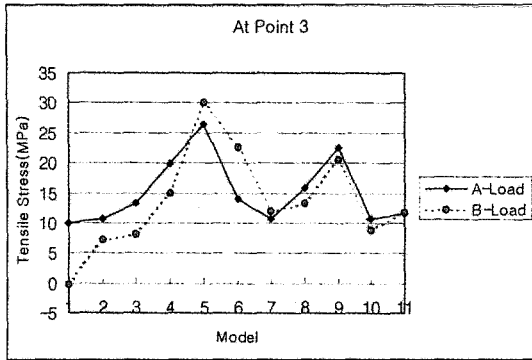


Fig. 17. Maximum principal stress of porcelain laminate veneer at the point 3.

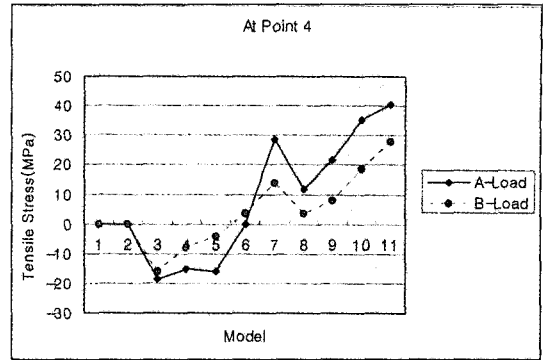


Fig. 18. Maximum principal stress of porcelain laminate veneer at the point 4.

Table 6. Shear stress of resin cement layer under A-load (MPa)

Point Model	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
1	-1.64E+05	1.04E+06	6.75E+05	6.28E+05	4.10E+05	-1.56E+05	-1.81E+05	9.76E+05	-4.60E+05	-3.68E+06	1.95E+05
2	2.20E+06	8.66E+05	3.49E+05	3.01E+05	1.66E+05	-3.96E+05	2.18E+05	3.97E+05	-2.76E+06	-2.06E+06	2.38E+06
3	1.68E+06	1.90E+06	6.07E+05	2.42E+05	1.95E+04	5.69E+04	1.38E+05	-7.07E+05	-4.54E+05	-1.41E+06	-4.45E+06
4	4.04E+05	1.34E+06	-3.63E+03	1.40E+05	-1.25E+05	2.46E+05	-1.20E+05	-2.48E+05	-7.50E+05	-2.83E+06	-2.56E+06
5	8.54E+05	1.98E+06	7.11E+05	3.28E+05	1.43E+05	1.75E+05	4.85E+03	1.98E+05	8.54E+05	0	2.43E+05
6	5.58E+05	1.89E+06	6.30E+05	1.68E+051	2.12E+05	3.35E+04	-2.35E+05	-2.24E+05	-1.64E+04	0	-8.38E+05
7	8.10E+05	1.95E+06	5.56E+05	1.81E+05	2.10E+05	1.14E+05	-2.60E+05	-5.37E+05	6.88E+05	0	-4.01E+05
8	8.55E+05	9.87E+05	4.61E+05	2.62E+05	9.13E+04	-2.83E+04	2.22E+05	-1.02E+05	0	0	-1.71E+06
9	7.72E+05	1.02E+06	4.87E+05	2.10E+05	1.41E+05	4.86E+04	6.62E+05	3.87E+05	0	0	-2.15E+06
10	1.11E+06	8.78E+05	4.09E+05	2.53E+05	1.76E+05	1.02E+05	2.21E+05	3.95E+05	0	0	-1.61E+06
11	6.78E+05	8.88E+05	4.32E+05	.36E+05	1.09E+05	4.80E+04	2.77E+05	8.05E+04	0	0	-8.41E+05

Table 7. Shear stress of resin cement layer under B-load (MPa)

Point Model	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
1	1.17E+06	8.96E+05	5.66E+05	4.94E+05	3.04E+05	-1.16E+05	4.54E+04	9.16E+05	3.79E+05	-3.18E+06	2.73E+06
2	1.90E+06	7.52E+05	2.95E+05	2.25E+05	1.06E+05	-2.97E+05	2.08E+05	5.07E+05	-2.44E+06	-6.61E+05	2.45E+06
3	1.45E+06	1.63E+06	5.06E+05	1.78E+05	-3.13E+04	-1.56E+04	3.09E+05	-3.92E+05	-1.03E+05	-7.71E+05	-4.74E+06
4	3.41E+05	1.16E+06	-2.15E+03	1.11E+05	-1.16E+051	1.53E+05	-8.02E+04	-1.43E+05	-7.39E+05	-2.54E+06	-3.20E+06
5	7.38E+05	1.70E+06	5.78E+05	2.47E+05	8.52E+04	9.27E+04	-9.66E+04	2.28E+05	-1.18E+05	0	2.21E+06
6	4.81E+05	1.62E+06	5.09E+05	1.21E+05	1.12E+05	-3.15E+04	-2.60E+05	-2.60E+05	2.77E+04	0	2.54E+05
7	7.00E+05	1.66E+06	4.53E+05	1.26E+05	1.21E+05	5.14E+04	-2.42E+05	-5.42E+05	6.82E+05	0	-3.80E+05
8	7.33E+05	8.54E+05	3.83E+05	1.85E+05	3.28E+04	-5.22E+04	1.18E+05	-1.00E+05	0	0	-1.85E+06
9	6.45E+05	8.78E+05	4.09E+05	1.50E+05	8.23E+04	8.47E+03	4.23E+05	3.16E+05	0	0	-1.69E+06
10	9.63E+05	7.57E+05	3.49E+05	1.83E+05	9.59E+04	2.44E+04	1.01E+05	2.23E+05	0	0	-1.50E+06
11	5.64E+05	7.70E+05	3.68E+05	1.67E+05	4.93E+04	-9.22E+03	1.52E+05	9.80E+04	0	0	-7.58E+05

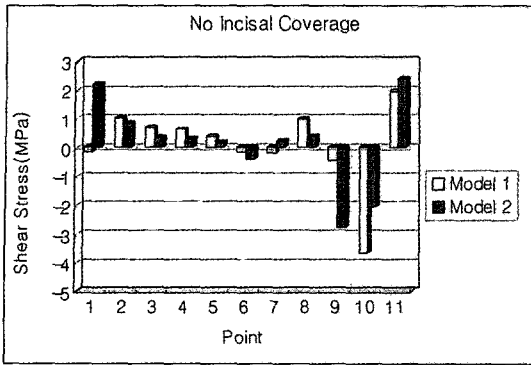


Fig. 19. Shear stress of resin cement layer under A-load (Model 1, 2).

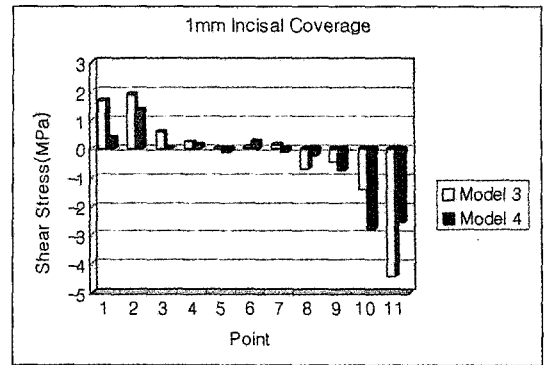


Fig. 20. Shear stress of resin cement layer under A-load (Model 3, 4).

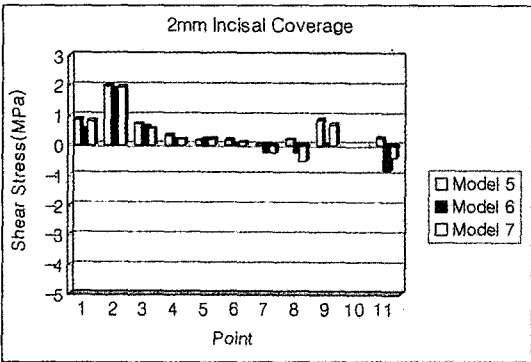


Fig. 21. Shear stress of resin cement layer under A-load (Model 5 - 7).

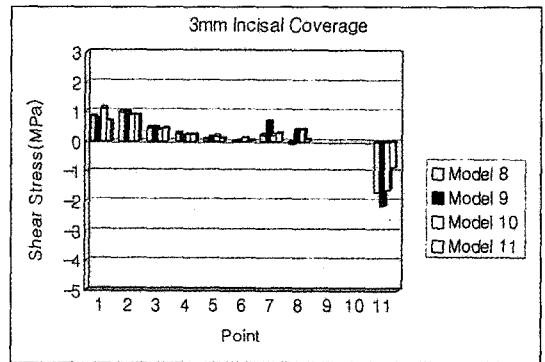


Fig. 22. Shear stress of resin cement layer under A-load (Model 8 - 11).

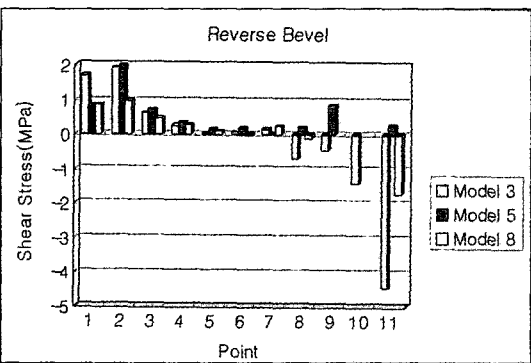


Fig. 23. Shear stress of resin cement layer under A-load (Model 3, 5, 8).

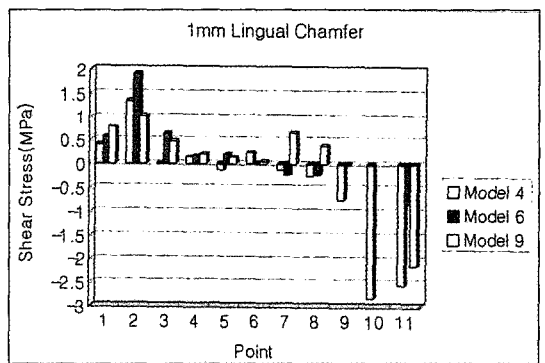


Fig. 24. Shear stress of resin cement layer under A-load (Model 4, 6, 9).

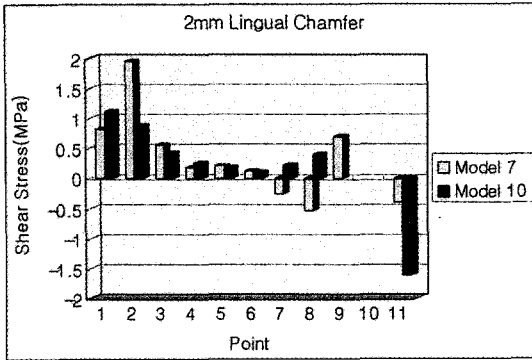


Fig. 25. Shear stress of resin cement layer under A-load (Model 7, 10).

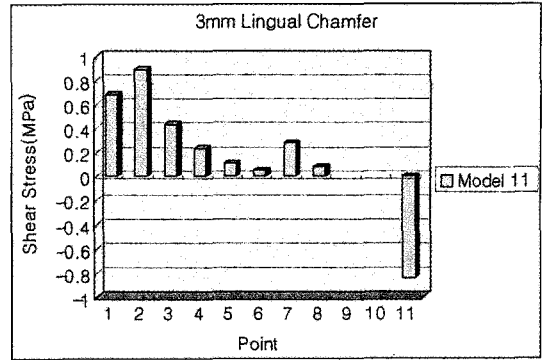


Fig. 26. Shear stress of resin cement layer under A-load (Model 11).

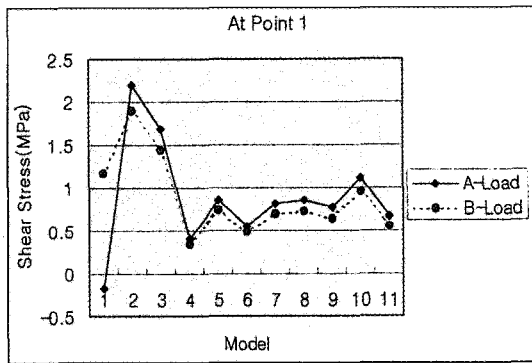


Fig. 27. Shear stress of resin cement layer at the point 1.

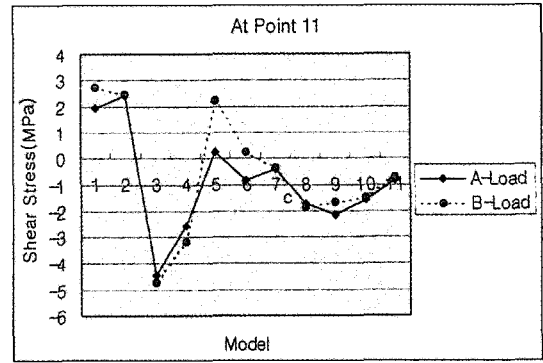


Fig. 28. Shear stress of resin cement layer at the point 11.

하였다(Fig. 19 - 22).

1) 절단피개량에 따른 차이

절단피개량보다 절단변연에서 하중점까지의 거리가 더 큰 영향을 미쳤다(Fig. 19 - 22). 절단변연이 하중점에서 1mm 이내에 있는 Model 2와 3에서 전단응력이 높게 나타났다(Fig. 19, 20).

2) 절단변연형태에 따른 차이

Reverse bevel에 비해 lingual chamfer가, lingual chamfer의 경우에는 설측연장 길이에 비례하여 감소했다(Fig. 23 - 26).

3) 특정부위에서의 정량적 비교

치경부 변연에서는 하중점이 절단변연에 가까울수록(Model 2, 3) 전단응력이 더 컸다(Fig. 27). 절

단부 변연에서도 하중점이 절단변연에 가까울수록(Model 2, 3) 전단응력이 높게 나타났으며, reverse bevel보다 lingual chamfer가, lingual chamfer의 경우에는 설측연장 길이에 비례하여 낮게 나타났다(Fig. 28). 그러나 하중각도의 차이는 레진 시멘트층의 전단응력에 크게 영향을 미치지 않았다(Fig. 27, 28).

V. 총괄 및 고안

도재라미네이트 베니어 시스템에서 가장 약한 부분은 도재 부분으로서 이는 이론적으로 레진 시멘트와 도재라미네이트 베니어가 constant strain system으로 작용하므로 하중은 탄성계수가 더 큰 도재라미네이트 베니어로 전달되기 때문이다⁶⁵⁾. 도재의 이론적 강도는 silicone-oxygen 결합을 파괴하는데 필요한

힘으로 18GPa⁶⁶⁾이나 실제 강도는 이보다 1/10-1/1,000 정도로 약하다⁶⁷⁾.

따라서 도재라미네이트 베니어의 강도를 향상시키기 위해 다양한 시도가 있었다^{7,24,25,27,67)}.

그러나 깨지기 쉬운 재료를 포함하는 모든 시스템에서처럼 도재 수복물의 강도를 고려할 때 치아 형성의 효과를 무시하는 것은 불가능하다.

도재라미네이트 베니어가 개발되던 초기에는 치아 형성이 없이 합착되었지만 그 후 치은 변연에서의 과형성을 조절하기 위해 0.5 - 0.7mm의 순면 삭제가 제안되었다. 그러나 절단 삭제는 금기시 되었는데 이는 절단면에서 가능한 한 범랑질을 보존하여 더 좋은 접착을 얻기 위해서였다.

그러나 1987년 Highton²⁸⁾은 상악 전치의 도재라미네이트 베니어를 위한 치아형성 설계에 관한 광탄성 연구에서 순면 뿐 아니라 절단을 0.5mm 삭제(실험에서 적용한 유일한 절단 피개량)한 유형에서 응력이 가장 널리 분산되었음을 보여 주었는데, 이는 절단의 피개와 치경부 삭제가 저항표면적을 증가시켜 도재라미네이트 베니어에서의 응력집중을 감소시키고, 절단의 피개가 수직부하에 저항하는 광범위한 수직 지지를 제공하기 때문이라고 주장하였다. Calamia²⁹⁾도 이를 받아들여 0.5mm의 절단피개를 추천하였다.

반면 Rufenacht²⁹⁾, Crispin²⁴⁾, Lang과 Starr²⁷⁾, Fradeani와 Barducci²⁵⁾, 마루야마³⁰⁾, Garber²⁶⁾, Quinn²⁸⁾은 환자 고유의 전방우도를 확보하고 도재라미네이트 베니어 자체에 큰 힘이 가해지는 것을 피할 수 있다는 면에서 가능한 한 절단을 삭제하지 않는 것이 유리하나, 만약 순면 삭제 후 절단면의 협설폭이 1mm 이하이거나 치아를 원래 길이 이상으로 연장시킬 필요가 있거나 심미적인 목적으로 절단을 피개해야 될 경우에는 균열 전파에 의한 기능적 파절에 저항할 수 있을 만큼 충분한 두께인 0.75 - 1.5mm(평균 1mm)가 추천된다고 하였다. 이는 금속-도재관에서는 도재의 응집강도를 위해 2mm 두께의 도재를 축성해야 하나 도재라미네이트 베니어의 경우에는 도재의 치아에 대한 결합이 금속에 대한 결합보다 강도가 낮아 더 많은 치질의 지지가 필요하기 때문이라고 하였다⁶⁸⁾.

그러나 파절이나 마모와 같이 더 연장된 절단피개를 필요로 하는 임상적 경우에도 높은 성공률을 보이

자³¹⁻³³⁾ 치아 형성에 대한 초기의 개념들이 바뀌어 가고 있다. Harster와 Martinez³³⁾는 더 확장된 절단피개와 명백한 치경부 변연이 있는 경우에는, 도재가 절단에서의 절단 작용시 발생하는 전단력에 더 잘 저항할 수 있는 압축상태하에 놓인다고 하였다.

비피개, 1mm, 2mm, 3mm 피개량을 부여한 본 연구에서 응력분포에 대한 절단피개량의 영향은 미미하였다.

Hopkins⁶⁹⁾는 치아에 부착시키지 않은 여러 가지 두께의 도재 시편의 파절강도를 비교한 결과 도재의 두께가 증가 할 수록 파절강도가 증가된다고 하였으나, 도재가 일단 치질에 부착되면 도재의 두께는 파절강도에 대한 중요한 의미를 더 적게 가지는 것으로 보인다^{68,70)}.

또 Pettrow⁷¹⁾는 전치부에서 도재관을 위한 지대치 형성의 이상적인 길이는 치관 길이의 2/3로서, 이보다 더 길면 도재관의 절단면이 얇아서 약해지므로 도재가 산산조각으로 부서지기 쉬우며 더 짧으면 형성된 지대치 절단의 지렛대 작용이 강화되어 교합력에 대해 대각선 방향에 있는 치경부에서 반달 또는 초승달 모양의 파절이 일어난다고 하였다. 그러나 이러한 고려들은 인산 아연, 카복실레이트, 글래스 아이오노머 시멘트 등 치질이나 도재관에 결합되지 않는 재료로 합착할 때의, 전통적인 유지형태를 사용하는 수복 개념을 위한 기술적 요구조건에 기초를 두고 있다.

본 연구는 Wall⁶⁸⁾의 연구결과와 일치하는데, 그는 0, 0.5, 1.0, 2.0mm로 절단 삭제된 하악 전치에 합착된 도재라미네이트 베니어의 파절강도를 비교했을 때 통계적으로 유의한 차가 없다고 하였다. Burke⁷⁰⁾의 연구에서 dentin-bonded crown이 소구치에 사용되었을 때도 교합면 삭제량 2mm와 3 mm간에 파절강도에서 유의한 차이가 없는 것으로 보고되었다.

반면 Hui³⁴⁾의 연구결과와는 상반되는데 그는 절단변연으로 window, overlapped incisal edge, feathered edge의 3가지 다른 설계를 가진 도재라미네이트 베니어의 파절강도를 비교한 결과 window가 가장 컸고(1191.95N), 다음이 feathered edge(788.06N), overlapped edge(689.27N)의 순이었으며 광탄성 응력분석에서도 같은 순의 응력분포를 보였다고 하였다. 따라서 강도가 중요한 선결

요건인 경우 가장 보존적인 유형이 추천된다고 하였다. 그러나 그의 연구에서는 하층을 절단의 중앙에서 치축에 평행하게 가하였는데 이때는 인장응력의 대부분이 절단에 집중하므로⁵⁰⁾ 절단이 치질에 의해 잘 보호된 순으로 유리한 파절강도 및 응력분포양상을 나타내었으리라고 사료된다. 또 상악 전치에서는 기능운동시 치축에 평행하게 교합력이 가해지는 경우는 매우 드물다.

본 연구에서 도재라미네이트 베니어의 인장응력 분포에 대한 절단변연형태의 영향은 매우 컸다.

절단 비피개형의 경우 절단변연의 형태로는 window, feathered edge, incisal bevel등이 있다. window형은 초기에 선호되었는데 절단부의 범랑질이 남아 있으므로 정상적인 기능동안에 발생하는 응력이 도재라미네이트 베니어에 직접 전달되지 않고 잔존 치질을 통해 전달되므로 유리하다는 주장이 있는 반면³⁴⁾, 베니어 보호를 위해 남겨진 범랑질 변연의 약화를 가져온다는 상반된 주장도 있다¹¹⁾. feathered edge는 순면 삭제 후에도 범랑질 두께의 1/2~1/3이 남아있는 경우에만 가능한데 기존의 절단형태를 유지하기 위한 기준을 제공하고 최소한의 심미적인 변화로 임시 수복물의 필요성을 감소시키나²⁴⁾ 도재라미네이트 베니어의 변연을 약하고 거칠게 한다¹¹⁾.

Rufenacht²⁹⁾는 절단변연은 marginal peel에 대해 보호될 수 있는 방법으로 마치는 것이 필요하다고 하였는데, marginal peel이란 접착레진이 cohesive failure가 일어날 때까지 점차적으로 피로해지는 현상으로 결국 합착된 베니어의 절단부 파절을 초래하게 된다. 따라서 절단 형성시 저항형태를 부여하는 것이 필요한데, 절단을 피개하지 않는 경우에는 치아의 절단면으로부터 지지를 제공하기 위해 incisal bevel로 마쳐야 한다고 하였다. 이는 순면 삭제후 절단면의 폭이 1mm 이상일 때 순면절단 능각에서 30도의 bevel을 주어 절단면 상에서 절단변연을 마치는 것이다.

본 연구에서 feathered edge(Model 1)는 절단 1/4에서 높은 응력집중을 보였으나, incisal bevel(Model 2)은 절단 1/4에서의 응력집중이 현저하게 감소하면서 전 영역에 걸쳐 고른 응력분포를 보였다(Fig. 7, 16).

절단 피개형의 경우에는 치아에 발생하는 순면 방

향으로의 수평력에 대한 저항형태가 필요한데 절단 삭제시 30~40° 설측으로 경사지게하는 reverse bevel과 절단 삭제후 설측으로 연장하여 lingual chamfer를 형성하는 방법이 있다.

Garber²⁶⁾는 lingual chamfer를 추천하였는데 이런 설면으로의 연장이 하악의 전방운동 초기에 일어나는 도재라미네이트 베니어의 이동 방향에 대해 직각으로 레진 결합을 형성함으로써, 연장된 도재 절단에 회전력이 발생하여 지대치의 순면절단경계에 상당하는 부위에서 도재라미네이트 베니어가 파절되는 것을 방지할 수 있다고 하였다.

Chpindel과 Cristou³⁶⁾도 lingual chamfer를 추천했는데 전방운동을 하는 동안 하악전치가 설측연장 부위에 대해 압축을 하면서 접촉할 것이기 때문에 결합이 전단변형되지 않을 것이라고 하였다.

반면 Rufenacht²⁹⁾는 reverse bevel을 추천하였는데, lingual chamfer에 대해서는 아무런 장점이 없으며 오히려 보다 수직적 삼입로가 되게 하고, 설측변연을 뜨게 하며, 장착시 얇은 인접면 wing이 파절될 가능성이 많고, 장착시나 기능시 설측연장 부위가 파절되기 쉽다고 하였다.

한편 Belser등³⁵⁾은 치간피개가 없는 경우에는 lingual chamfer가 좋으나 치간피개가 있는 경우에는 치질의 자연적 탄성 때문에 도재라미네이트 베니어의 절단과 설측연장간에 응력집중 부위가 형성되므로 reverse bevel이 더 좋다고 하였다.

본 연구에서 절단피개량이 1mm일 때는 reverse bevel(Model 3)과 1mm 설측연장한 lingual chamfer(Model 4)간에 큰 차이가 없었고, 2mm일 때는 1mm 설측연장한 lingual chamfer(Model 6)가, 3mm일 때는 reverse bevel(Model 8)이 가장 분산된 응력분포양상을 보였다(Fig. 8 - 10). 절단피개량이 1mm일 때(Model 3, 4)와 절단피개량이 2mm이면서 절단변연형태가 reverse bevel인 경우(Model 5)에는 절단변연이 하중점(절단에서 치경측으로 0.5mm)에서 가까웠으므로 설측변연에서 압축응력이 크게 나타났다(Fig. 8, 9). 그러나 18.6 MPa 이내로서 도재의 압축강도(340 Mpa)⁶²⁾는 인장강도(34~69 MPa)⁶²⁾에 비해 약 5~10배 정도 더 강하므로 큰 문제가 되지는 않으리라 사료된다.

Belser등³⁵⁾은 심한 치관 파절의 경우 결합표면적을 증가시키기 위해 lingual chamfer의 설측연장 길이를

증가시키는 것이 필요할 지 모른다고 하였으나 본 연구의 결과에 의하면 바람직하지 않은 것으로 나타났다. reverse bevel보다 lingual chamfer에서, 또 lingual chamfer의 경우에는 설측연장 길이에 비례하여 절단부의 인장응력은 감소하였으나 상대적으로 설측 변연부의 인장응력은 증가하였기 때문이다. 특히, 3mm 절단피개시 2mm와 3mm 설측연장한 경우 (Model 10, 11)에는 설측변연에서의 인장응력이 각각 35.2, 40.4 MPa로 도재의 인장강도(34~69 MPa)⁶²⁾를 고려할 때 파절 가능성이 매우 높은 것으로 나타났다(Fig. 13, 14).

따라서 절단 비피개형인 경우에는 incisal bevel이, 피개형인 경우에는 reverse bevel이나 1mm 이내로 짧게 설측연장한 lingual chamfer가 유리하다고 사료된다.

도재라미네이트 베니어에서 압축응력은 하중점 직하방에 집중되었는데 이는 다른 연구들의 결과와 일치한다^{22,34,52,72)}.

한편 인장응력은 절단 1/4부위, 절단, 그리고 설측 변연에 집중되었다.

도재라미네이트 베니어에서 인장응력의 분포양상은 하중의 위치와 각도에 따라 상당히 다르게 나타난다. Hieda 등⁵⁰⁾은 3가지의 절단형성 유형을 가지는 모형(type I: 절단 비피개, type II: 절단 0.5mm 피개, 0.5mm 설측연장의 lingual chamfer, type III: 절단 0.5mm 피개, 1.0mm 설측연장의 lingual chamfer)에서 5가지의 위치 (A: 절단, B: 절단에서 치경측으로 1mm 하방, C: 평균적 피개 위치, D: 설면 중앙, E: 기저 결절부)로 하중을 가했을 때의 인장응력 분포를 2차원 유효요소법으로 분석하였는데 이때 하중각도는 A 하중만 치축에 평행하며 나머지는 치축에 대해 45°의 경사를 가지고 있었다. 분석 결과 A 하중에서는 도재라미네이트 베니어의 절단에 응력의 대부분이 집중되었고, B 하중에서는 치경부와 지대치 절단 높이에 상당하는 위치, 도재라미네이트 베니어의 절단에 비교적 균등한 크기로 응력이 분포하였다. C 하중에서는 도재라미네이트 베니어의 절단에서 지대치의 절단높이 사이에, D 하중에서는 지대치의 절단 1/3에, E 하중에서는 도재라미네이트 베니어의 절단 1/3을 제외한 모든 부위에 응력이 발생하였는데 치경부에서 가장 큰 값을 나타내었다. 그러나 지대치 형성 유형에 따른 차이는 하중 A, B

에서만 현저하게 나타났고, C, D, E에서는 최대응력 발생위치, 크기 모두 유형에 따른 차이가 발견되지 않았다. 상악 전치부에서 하중 A와 같이 치축에 평행하게 하중이 가해지는 경우는 매우 드물므로 지대치 형성 유형에 따른 차이를 관찰하는데 적당한 하중조건은 B라고 여겨진다. 본 연구에서는 도재와 치질의 경계를 피하기 위하여 약간 더 상방 조정하여 절단에서 치경측으로 0.5mm 하방인 지점을 설정하였고 125°와 132°의 경사각을 부여하였다. 본 연구에서도 Hieda 등⁵⁰⁾의 연구와 비슷한 응력분포를 보였으나, 단 치경부에서의 인장응력은 미미했고 유형별 차이도 없었다. 따라서 도재라미네이트 베니어의 응력 분포에 치경부 변연 형태가 미치는 영향은 크지 않을 것으로 사료되며 이는 Troedson과 Derand⁷²⁾의 연구에 의해 입증되었다.

도재라미네이트 베니어의 성공은 정확한 교합의 분석에 의한 적절한 환자의 선택과 적용에 의해 크게 좌우된다. 본 연구에서는 한국인 정상교합자와 하악 전돌증 환자의 평균 절치간 각도인 125°⁵⁴⁾와 132°⁵⁵⁾의 2가지 하중각도에서 응력을 분석하였는데, 125° (load A)의 경우가 132° (load B)의 경우에 비해 도재라미네이트 베니어에서의 인장응력이 컸으며 치아 지지량 변화에 따른 차이도 더 크게 나타났다. 이는 힘의 수평적 요소가 증가 할 수록 도재에 발생하는 인장응력이 커지는 것으로 나타난 선행들의 연구결과^{22,34,62,72)}와 일치하는 것으로 하중점의 위치가 지지부위로 부터 더 멀어지기 때문이다. 따라서 하중각도뿐만 아니라 상악 전돌증 환자가 가장 불리하고 다음이 정상교합자이며, 하악 전돌증 환자가 가장 유리할 것이다.

그러나 중심교합시 하악 전치의 접촉 위치가 또한 중요한 고려사항이 되어야 한다. Dykema 등⁷³⁾은 수직피개가 아주 작은 경우에는 도재에 인장응력이 발생하게 되므로 불리하고, 과도한 경우에는 전단응력이 발생되어 불리하다고 하였다. 따라서 도재라미네이트 베니어는 절단교합, 과개교합, 긴밀교합이 있거나 이상습관이 있는 경우에는 피해야 하며 시술 직후에는 전방운동과 측방운동시 특정한 부위에 응력이 집중되지 않도록 조정해야 한다.

본 연구에서 레진 시멘트층의 전단응력에 대한 절단피개량의 영향은 미미했으나 절단변연형태의 영향은 컸다. 레진 시멘트층의 전단응력은 reverse

bevel에 비해 lingual chamfer에서 감소했으며, lingual chamfer의 경우 전단응력의 변화는 설측연장 길이에 비례하여 나타났다. 그러나 레진 시멘트층의 전단응력은 최대가 4.74 MPa로 레진의 전단강도(48~79 MPa)⁵⁰, 법랑질-레진간의 결합강도(8~10 MPa)⁹, 도재-레진 시멘트간의 결합강도(11.5~17 MPa)⁹보다 모두 작았으므로, 도재라미네이트 베니어 설측변연에서의 인장응력을 증가시키면서까지 설측연장 길이를 증가시킬 필요는 없다고 사료된다.

본 연구에서는 치경부와 절단부 변연 모두에서, 절단변연이 하중점에서 1mm 이내에 있는 Model 2와 3의 전단응력이 크게 나타났다(Fig. 19, 20, 27, 28).

Harster와 Martinez³³)는 도재라미네이트 베니어로 절단을 피개할 때 설측변연은 교합시 하악 전치의 접촉점과 일치해서는 안되며 반드시 더 짧거나 길어야 된다고 하였고, El-Sherif와 Jacobi⁶)도 중심교합시 접촉점이 자연치에 있어야 수복물에 대한 응력집중과 대합치의 마모가 감소하므로 절단피개 도재라미네이트 베니어의 설측변연은 중심접촉 부위보다 최소한 1mm 상방에 있는 것이 좋으며, 대합치가 절단 가까이에서 접촉하는 교합을 가지고 있는 환자의 경우에는 중심접촉 부위보다 1mm 하방에 위치시켜야 한다고 하였다.

도재와 치아 사이에 완전한 결합이 일어난 것으로 가정한 본 연구의 결과에 의하면 어떠한 치아 형성 유형이라도 도재의 탈락 가능성에서는 벗어나 있었지만 레진 시멘트층의 전단응력은 중앙부에서 치경부와 절단부 변연쪽으로 갈수록 증가했다. 완전결합이 이루어지지 않은 경우의 연구로 Troedson과 Derand⁷²)는 이차원적 광탄성 실험을 통해 치아와 도재라미네이트 베니어간의 결합차이가 응력분포에 주는 영향을 조사하였는데 중간 1/3만 결합된 경우가 양 끝 1/3만 결합된 경우보다 더 큰 응력의 집중을 나타내었다. 또 Hieda⁵⁰)은 레진 시멘트층에 발생하는 기포의 존재가 수복물에 미치는 영향을 연구하였는데 분산기포보다는 집중기포가 레진 시멘트층의 전단응력에 대한 영향이 더 컸으며, 집중기포의 경우 기포올보다는 기포의 위치에 의해 더 크게 좌우되었는데 특히 치경부에서의 기포가 중요했다.

그러나 Wat⁷⁴)은 도재라미네이트 베니어를 위한

지대치 형성시 상아질이 노출되는 95~100%가 치아의 치경부 1/3에서였다고 보고하였고, Ferrari⁷⁵)은 전치부 순면의 법랑질 두께를 측정해 본 결과 치경부 1/3에서의 법랑질 두께는 중절치와 측절치에서 각각 평균 0.4mm와 0.3mm로서 치경부 변연에서 상아질의 노출 없이 0.5mm를 형성할 수 있는 가능성에 대해 의문을 제기했다. 따라서 도재라미네이트 베니어의 합착시 상아질 결합체의 사용은 필수적이며, 법랑질과의 결합에 버금갈 수 있는 결합강도를 가진 상아질 결합체의 개발이 요구되는 바이다.

도재라미네이트 베니어의 설계에 관한 연구로는 파절강도 측정^{68,76,77}), 광탄성 연구^{25,34,72}), 유한요소분석⁵⁰⁻⁵³) 등이 있었다.

생체의 파절강도 연구는 완벽한 모형을 준비할 수 없는 난점이 있다. 자연치는 이방성(anisotropy)이고 크기, 모양, 법랑질의 질과 두께, 나이와 같은 많은 변수를 가지므로 모형을 표준화하기 어렵다⁶⁸). 대신 사용되는 금속이나 레진의 경우에는 탄성계수에서 자연치와 많은 차이가 있으며 접촉계면의 결합정도가 실제와 다르다. 결과의 해석에도 상당한 취약점을 갖는데, 실제의 상황에 존재하는 조건을 인지했으나 그것을 실험조건에 포함시키지 않는 것이 실험 결과에 어떤 영향을 미치는 지에 대한 의문이 남고, 실험자가 미처 고려하지 못한 변수 요인의 존재도 배제할 수 없다.

광탄성법은 한 가지 재료로 구성된 경우에는 손쉽게 확실하게 응력의 분포를 가시화할 수 있지만, 여러 가지 재료로 구성된 경우에는 각각 다른 재료의 물성치를 묘사할 수 있는 광탄성 재료가 풍부하지 못하여 해석상의 정확도 및 신뢰도가 떨어진다.

유한 요소법은 불규칙하고 복잡한 기하학적 형태를 재현할 수 있고, 각 재료의 물성치로 이루어지는 특성을 포함할 수 있는 장점을 가진다. 또한 여러 가지 상황에서 다양한 하중으로 인해 야기되는 치아 내외부의 응력량과 분포를 정량적으로 연구할 수 있게 해 줌으로써 주어진 상황에서의 파절 가능성에 대해 예견할 수 있게 해준다⁴⁹).

그러나 유한요소법에서 어떤 구조물의 수학적 모형을 제작하기 위해서는 몇 가지 가정에 의해 물리적 체계를 단순화하는 것이 필요하므로, 이러한 가정들은 결과를 분석할 때 다시 고려되어야 한다. 본 연구에서는 도재와 치아 사이에 완전한 결합이 일어

난 것으로 가정하였고, 임계적인 크기의 구조적 흠도 없는 것으로 하였으므로 가장 이상적인 경우에 해당된다. 본 연구에서 lingual chamfer가 2mm이상 연장된 경우를 제외하고는 도재라미네이트 베니어 내의 인장응력은 25 Mpa 이내로서 도재의 인장강도(34~69 Mpa)이내에 있었으나, 도재의 경우 기공상의 변수를 고려해야 하고, 도재와 치아간의 결합이 완전결합이 아니며, 도재의 강도는 정적 피로에 의해 점차 약해져서 피로강도는 초기강도의 60%에 불과하다는 점^{78,79)}을 고려해 볼 때 완전히 안전한 수준은 아니었다. 따라서 앞으로도 상아질과의 결합, 도재의 강도 면에서의 더 많은 연구와 개발이 요구된다.

본 연구 결과에 의하면 절단피개량의 영향은 미미한 반면 절단변연형태와 하중각도는 도재라미네이트 베니어의 성공에 영향을 미칠 수 있음을 시사하고 있다. 도재라미네이트 베니어의 예후에 대한 더 정확한 예측을 위해서는 표면의 흠, 현실화된 계면 조건, 동적 하중조건이 반영되는 연구가 필요하며 하악전치와 같이 완전히 다른 하중을 받는 다른 위치의 치아에 대한 연구도 병행되어야 할 것으로 사료된다.

V. 결 론

저자는 도재라미네이트 베니어에서 절단피개량과 절단변연형태에 따른 응력분포의 변화를 알아보기 위하여, 절단피개량이 0, 1, 2, 3mm이고, 절단변연형태가 feathered edge, incisal bevel, reverse bevel 및 설측연장 정도가 상이한 lingual chamfer인 도재라미네이트 베니어에 대한 삼차원 유한요소모형을 설계한 후, 절단에서 치경측으로 0.5mm 위치에 300N의 하중을 125°와 132°의 두 가지 각도로 가했을 때 도재라미네이트 베니어 내에 발생하는 인장 및 압축응력과 레진 시멘트층에서 발생하는 전단응력의 크기와 분포를 삼차원 유한요소법으로 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 도재라미네이트 베니어의 인장응력 분포에는 절단피개량보다 절단변연형태가 더 큰 영향을 미쳤다.
2. 절단 비피개형인 경우 incisal bevel이 feathered

edge보다 균일한 인장응력 분포를 보였고, 절단 피개형인 경우 reverse bevel이나 1mm의 설측연장을 가지는 lingual chamfer가 2mm와 3mm의 설측연장을 가지는 lingual chamfer보다 균일한 인장응력 분포를 보였다.

3. Lingual chamfer 설측연장 길이의 증가는 길이에 비례하여 도재라미네이트 베니어 절단부의 인장응력은 감소시켰으나, 설측변연부의 인장응력은 크게 증가시켰다.
4. 도재라미네이트 베니어 내의 인장응력은 132°에 비해 125°의 하중하에서 더 증가했으며, 치아지 지랑 변화에 따른 차이도 더욱 크게 나타났다.
5. 레진 시멘트층의 전단응력은 절단피개량보다 절단변연형태와 절단변연에서 하중점까지의 거리가 더 큰 영향을 미쳤다. 그러나 하중각도의 차이는 레진 시멘트층의 전단응력에 크게 영향을 미치지 않았다.

참 고 문 헌

1. Milosevic, A. : The use of porcelain veneers to restore palatal tooth loss. Restor. Dent., 15-18, 1990.
2. Rawlinson, A. and Winstanley, R. : The management of severe dental erosion using porcelain occlusal veneers and an anterior overdenture. Restor. Dent., 4:10-16, 1988.
3. Walls, A.W.G. : The use of adhesively retained all-porcelain veneers during the management of fractured and worn anterior teeth. Part I. Clinical technique. Br. Dent. J., 178:333-336, 1995.
4. Burke, F.J.T. and Watts, D.C. : Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. Quintessence Int., 25:335-340, 1994.
5. Crispin, B.J. : The full veneer as an alternative to the full crown. Current Opinion in Cosmetic Dent. 4:6-10, 1997.
6. El-Sherif, M. and Jacobi, R. : The ceramic reverse three-quarter crown for anterior teeth : Preparation design. J. Prosthet.

- Dent., 61:4-6, 1989.
7. Jensen, M.E., Sheth, J.J. and Tolliver, D. : Etched-porcelain resin-bonded full-veneer crowns : In vitro fracture resistance. *Compend. Contin. Educ. Dent.*, X:336-346, 1989.
 8. Rouse, J.R. : Full veneer versus traditional veneer preparation : A discussion of interproximal extension. *J. Prosthet. Dent.*, 78:545-549, 1997.
 9. Calamia, J.R. : Clinical evaluation of etched porcelain veneers. *Am. J. Dent.*, 2:9-15, 1989.
 10. Christensen, G.J. and Christensen, R.P. : Clinical observations of porcelain veneers : A three-year report. *J. Esthet. Dent.*, 3:174-179, 1991.
 11. Clyde, J.S. and Gilmoure, A. : Porcelain veneers : A preliminary review. *Br. Dent. J.*, 164:9-14, 1988.
 12. Dunne, S.M. and Millar, J. : A longitudinal study of the clinical performance of porcelain veneers. *Br. Dent. J.*, 175:317-321, 1993.
 13. Griswold, W., Gunderson, R., Strassler, A., Thompson, V. : One to two year clinical evaluation of porcelain veneers [abstract 960]. *J. Dent. Res.*, 70:386, 1991.
 14. Jäger, K., Stern, M., Wirz, J. : Laminates-rief für die praxis? *Quintessenz*, 46: 1221-1230, 1995.
 15. Jordan, R.E., Suzuki, M., Senda, A. : Four-year recall evaluation of labial porcelain veneer restorations [abstract 544]. *J. Dent. Res.*, 68:249, 1989.
 16. Nordbq, H., Rygh-Thoresen, N., Henaug, T. : Clinical performance of porcelain laminate veneers without incisal overlapping : 3-year results. *J. Dent.*, 22:342-345, 1994.
 17. Peumans, M., Meerbeek, B.V., Lambrechts, P., Vuylsteke-Wauters, M., Vanherle, G. : Five-year clinical performance of porcelain veneers. *Quintessence Int.*, 29:211-221, 1998.
 18. Rucker, M.L., Richter, W., MacEntee, M., Richardson, A. : Porcelain and resin veneers clinically evaluated : 2-year results. *J. Am. Dent. Assoc.*, 121:594-596, 1990.
 19. Strassler, H.E. and Nathanson, D. : Clinical evaluation of etched porcelain veneers over period of 18 to 42 months. *J. Esthet. Dent.*, 1:21-28, 1989.
 20. Strassler, H.E. and Weiner, S. : Seven to ten year clinical evaluation of etched porcelain veneers [abstract 1316]. *J. Dent. Res.*, 74:176, 1995.
 21. Walls, A.W.G. : The use of adhesively retained all-porcelain veneers during the management of fractured and worn anterior teeth. Part II. Clinical results after 5 years follow-up. *Br. Dent. J.*, 178:337-339, 1995.
 22. Highton, R., Caputo, A.A. and Matyas, J. : A photoelastic study of stresses on porcelain laminate preparations. *J. Prosthet. Dent.*, 58:157-161, 1987.
 23. Calamia, J.R. : Etched porcelain veneers : The current state of the art. *Quintessence Int.*, 1:5-11, 1985.
 24. Crispin, B.J. : Contemporary esthetic dentistry : Practice fundamentals Co., LTD., 248-260, 1994.
 25. Fradeani, M., Barducci, G. : Versatility of IPS Empress restorations. Part II : Veneers, inlays, and onlays. *J. Esthet. Dent.*, 8:170-176, 1996.
 26. Garber, D. : Porcelain laminate veneers : Ten years later . Part I : Tooth Preparation. *J. Esthet. Dent.*, 5(2):58-61, 1993
 27. Lang, S.A. and Starr, C.B. : Castable glass ceramics for veneer restorations. *J. Prosthet. Dent.*, 67:590-594, 1992.
 28. Quinn, F., McConnell, R.J., Byrne, D. : Porcelain laminates : A review. *Br. Dent.*

- J., 161:61-65, 1986.
29. Rufenacht, C.R. : Fundamentals of Esthetics, Quintessence Publishing Co., Inc. : 334-357, 1990.
 30. 丸山剛郎, 中村陸志, 日野年燈 : Porcelain laminate veneer의 임상, 지성출판사. 23-24, 56-64, 1992.
 31. Andreason, F.M., Daugaard-Jensen, J., Munksgaard, E.C. : Reinforcement of bonded crown fractured incisors with porcelain veneers. Endod. Dent. Traumatol., Apr:7(2): 78-83, 1991.
 32. Andreasen, F.M., Flugge, E., Daugaard-Jensen, J., Munksgaard, E.C. : Treatment of crown fractured incisors with laminate veneer restorations. An experimental study. Endod. Dent. Traumatol., Feb:8(1):30-35, 1992.
 33. Harster, P. and Martinez, J. : Lingually-reverted laminate veneers : Clinical procedure and case presentation. Pract. Perio. Aesthet. Dent., 5(7):57-64, 1996.
 34. Hui, K.K.K., Williams, B., Davis, E.H., Holt, R.D. : A comparative assessment of the strength of porcelain veneers for incisor teeth dependent on their design characteristics. Br. Dent. J., 171:51-55, 1991.
 35. Belser, U.C., Magne, P., Magne, M. : Ceramic laminate veneers : Continuous evolution of indications. J. Esthet. Dent., 9(4):197-207, 1997.
 36. Chpindel, P. and Cristou, M. : Tooth preparation and fabrication of porcelain veneers using a double-layer technique. Pract. Perio. Aesthet. Dent. 6(7):19-30, 1994.
 37. Browning, J.D., Meador, L.W., Eick, J.D. : Movement of three removable partial denture clasp assemblies under occlusal loading. J. Prosthet. Dent., 55:69-74, 1986.
 38. Clayton, J.A., Jaslow, C. : A measurement of clasp forces on teeth with different clasp design on abutment tooth movement. J. Prosthet. Dent., 25:21, 1971.
 39. De'rand, T. : Effect of variation in the shape of the core on stresses in a loaded model of a porcelain crown. Odont. Rev., 25:11, 1974.
 40. Huelke, D.F. and Patrick, L.M. : Mechanics in the production of mandibular fractures : strain gauge measurements of impacts to the chin. J. Dent. Res., 43:437-446, 1964.
 41. Ryden, H. : The laser beams for measuring tooth mobility and tooth movement. J. Periodontol., 45:283-287, 1979.
 42. Young, T.M., Altschuler, B.R. : Laser holography in dentistry. J. Prosthet. Dent., 38: 216, 1977.
 43. Sutherland J.K., Holland, G.A., Sluder, T.B., White, J.J. : A photoelastic analysis of the stress distribution in bone supporting fixed partial dentures of rigid and nonrigid design. J. Prosthet. Dent., 44:616, 1980.
 44. Walton, C.B., Levin, M.M. : A preliminary report of photoelastic tests of strain patterns within jacket crowns. J. Am. Dent. Assoc., 50:44-48, 1955.
 45. 조광현, 최부병, 박남수 : 중간 지대치가 포함된 고정가공의치의 지대치 주위조직에서 발생하는 응력에 관한 광탄성학적 연구. 대한치과보철학회지, 22:55-69, 1987.
 46. 고은숙, 이선형, 양재호, 정현영 : 전부 도재관을 위한 지대치의 마무리선 형태와 절단연삭 제랑 및 교합력 작용점에 따른 응력 분포에 관한 삼차원 유한요소법적 연구. 대한치과보철학회지, 35(4):742-761, 1997.
 47. 박창근, 이선형, 정현영, 양재호 : 최대교합 및 기능교합시 하악 구치부 연장가공의치에 발생하는 응력에 대한 삼차원 유한요소법적 연구. 대한치과보철학회지, 32:484-500, 1994.
 48. 최수영, 이선형, 양재호, 정현영 : 포스트 길이가 치근내 응력분산에 미치는 영향에 관한 삼차원 유한요소법적 연구. 대한치과보철학회지, 33:177-197, 1995.
 49. 임상진, 광병만, 이주성 : 유한요소법 입문. 서

- 을, 동명사, 1985.
50. Hieda, H., Okimoto, K., Ieiri, K., Hirayasu, R. : Stress analysis of porcelain laminate veneers. *J. Jpn. Prosthodont. Soc.*, 32:1100-1109, 1988.
 51. Omura, Y., Oono, K., Uehara, K., Mizukawa, K., Murata, Y., Toyoshima, N. : Studies on stress analysis of laminate veneers. *Nichidai Koko Kagaku*, Sep.:16(3):354-360, 1990.
 52. Oono, K., Omura, Y., Uehara, K., Teramura, T., Nemoto, H., Murata, Y., Iwai, H. : Stress analysis of porcelain laminate veneers (1). *Nichidai Koko Kagaku Jun.*:16(2): 294-301, 1990.
 53. 松浦智二ほか : 라미네이트 veneer 도재의 물성. *치과 저널*, 31(3):253-260, 1990.
 54. 박경덕 : 정상교합자의 3가지 안면골 성장양상에 관한 5년적 연구. *대치교정지*, 25: 273-286, 1995.
 55. 김기수 : 하악 전돌증에 관한 방사선 두부계측학적 연구. *대치교정지*, 9(1):374-387, 1979.
 56. Wheeler, R.C. : An atlas of tooth forms. 4th ed., W.B., Saunders Co., London, 1969.
 57. Hojjatie, B. and Anusavice, K.J. : Three-dimensional finite element analysis of glass-ceramic dental crowns. *J. Biomechanics*, 23(11):1157-1166, 1990.
 58. De'rand, T. : Stress analysis of cemented or resin-bonded loaded porcelain inlays. *Dent. Mater.*, 7:21-24, 1991.
 59. Peyton, F.A., Mahler, D.B., Hershenov, B. : Physical properties of dentin. *J. Dent. Res.*, 31:369-370, 1952.
 60. Rubin, C., Krishnamurthy, N., Capilouto, E., Yi, H. : Stress analysis of the human tooth using a three dimensional finite element model. *J. Dent. Res.*, 62:82-86, 1983.
 61. Seghi, R.R., Denry, I.L., Rosenstiel, S.F. : Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J. Dent. Prosthet.*, 74:145-150, 1995.
 62. Anusavice, K.J., Hojjatie, B. : Influence of incisal length of ceramic and loading orientation on stress distribution in ceramic crowns. *J. Dent. Res.*, 67:1371-1375, 1988.
 63. Ramford, S. and Ash, M.M. : Occlusion. Third ed., W.B., Saunders Co., 1983.
 64. Ringquist, M. : Isometric bite force and its relationship to dimensions of the facial skeleton. *Acta. Odonto. Scand.*, 31:35, 1973.
 65. McLean, J.W. : Ceramics in clinical dentistry. *Br. Dent. J.*, 164:187-194, 1988.
 66. Eagan, R.J. and Swearengen, J.C. : Effect of composition on the mechanical properties of aluminosilicate and borosilicate glasses. *J. Amer. Ceram. Soc.*, 61:28, 1978.
 67. Jones, D.W. : The strength and strength-ening mechanisms of dental ceramics. In : McLean, J.W., ed. *Dental ceramics. Proceedings of the first international symposium on ceramics*. Chicago : Quintessence Publishing Co., 83-141, 1983.
 68. Wall, J.G., Reisbick, M.H., Johnston, W.M. : Incisal-edge strength of porcelain laminate veneers restoring mandibular incisors. *Int. J. Prosthodont.*, 5:441-446, 1992.
 69. Hopkins, K. : An investigation into the role of porcelain thickness in determining the load-carrying capacity of porcelain laminates. *Br. Dent. J.*, 167:201-204, 1989.
 70. Burke, F.J.T. : Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns : The effect of increased tooth preparation. *Quintessence Int.*, 27:115-121, 1996.
 71. Pettrow, J.N. : Practical factors in building and firing characteristics of dental porcelain. *J. Prosthet. Dent.*, 11:334-344, 1961.

72. Troedson, M. and Derand, T. : Photoelastic experiments on facings laminated to teeth. *Acta. Odontol. Scand.*, 53:270-274, 1995.
73. Dykema, R.W., Goodacre, C.J., Phillips, R.W. : *Johnston's modern practice in fixed prosthodontics*. 4th ed. WB Saunders Co., 1986.
74. Wat, P.Y.P., Cheung, G.S.P., Kei, L.H. : An improved preparation for indirect porcelain veneers. *Dent. Update.*, 20:72-76, 1993.
75. Ferrari, M., Patroni, S., Balleri, P. : Measurement of enamel thickness in relation to reduction for etched laminate veneers. *Int. J. Periodont. Rest. Dent.*, 23:407-413, 1992.
76. 공정욱 : 도재 라미네이트의 절단면 피복 두께가 파절강도에 미치는 영향. *경북치대논문집*, 12(2):1-7, 1995.
77. 박종한, 조광현 : Porcelain laminate veneer 절연 피복시 설측 연장 길이에 따른 파절강도의 연구. *대한치과보철학회지*, 34(4):746-753, 1996.
78. Schwickerath, H.C. : Einzelkronen aus glaskeramik. *Philipp. J.*, 4:336, 1987.
79. Schwickerath, H.C. : Volkeramische brocken-ger sie aus kern-oder hartkernmassen. *Dental-Labor.*, 36:1081, 1988.

Explanation of figures

- Fig. 29. Three dimensional finite element model (Model 5).
- Fig. 30. Maximum principal stress of Model 1 under A-load.
- Fig. 31. Maximum principal stress of Model 2 under A-load.
- Fig. 32. Minimum principal stress of Model 3 under A-load.
- Fig. 33. Minimum principal stress of Model 4 under A-load.
- Fig. 34. Minimum principal stress of Model 5 under B-load.
- Fig. 35. Minimum principal stress of Model 6 under B-load.
- Fig. 36. Minimum principal stress of Model 7 under B-load.
- Fig. 37. Minimum principal stress of Model 8 under A-load.
- Fig. 38. Minimum principal stress of Model 9 under A-load.
- Fig. 39. Minimum principal stress of Model 10 under A-load.
- Fig. 40. Minimum principal stress of Model 11 under A-load.

사진부도 ①

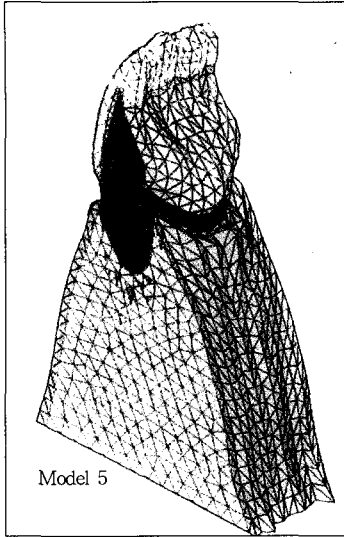


Fig. 29

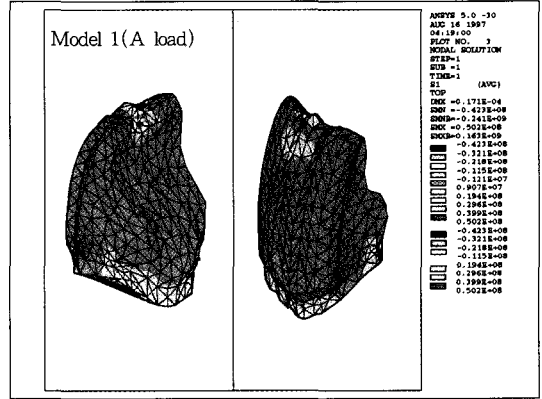


Fig. 30

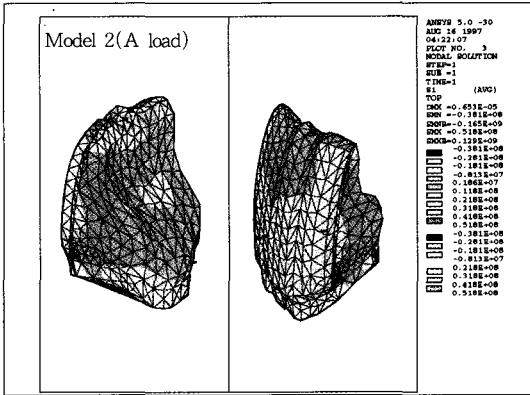


Fig. 31

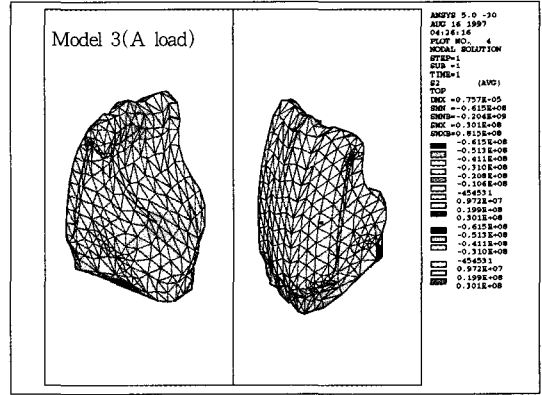


Fig. 32

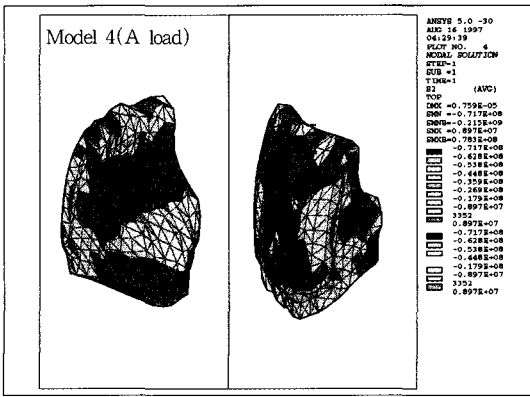


Fig. 33

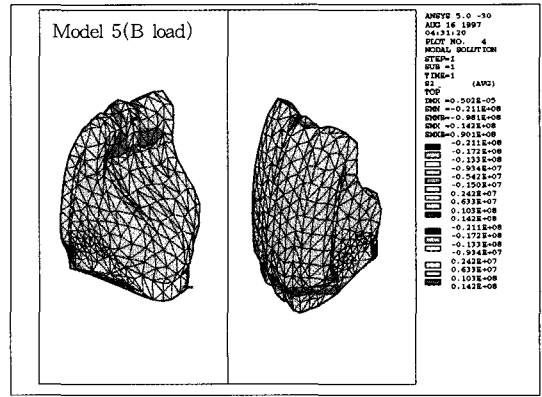


Fig. 34

사진부도 ②

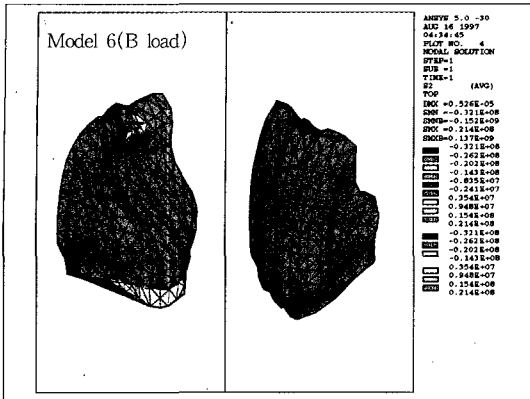


Fig. 35

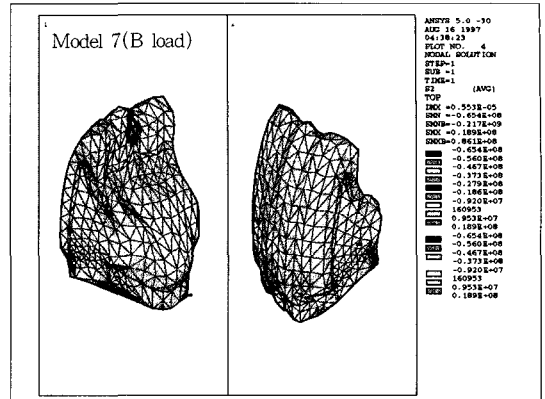


Fig. 36

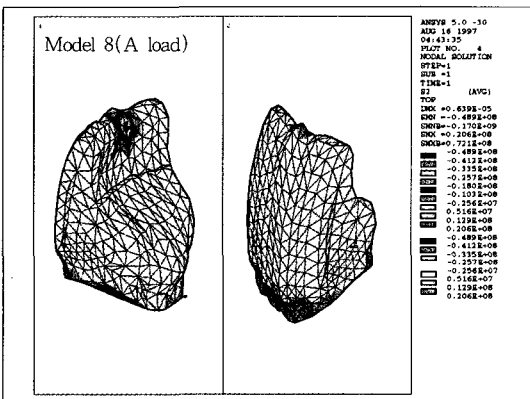


Fig. 37

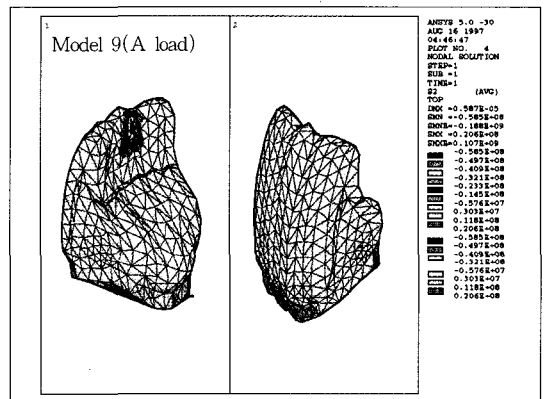


Fig. 38

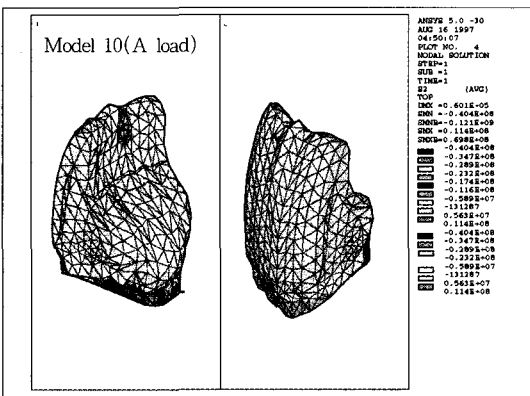


Fig. 39

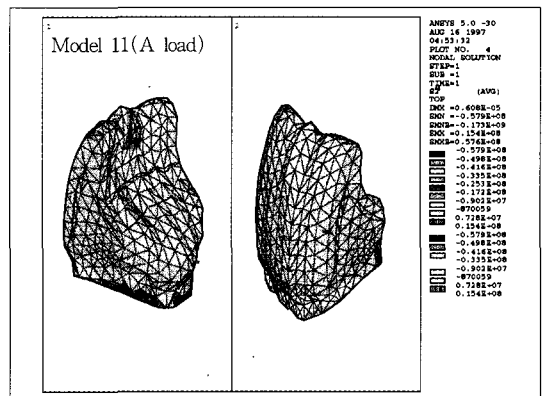


Fig. 40

ABSTRACT

THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION IN PORCELAIN LAMINATE VENEERS WITH VARIOUS AMOUNTS OF INCISAL COVERAGE AND TYPES OF INCISAL FINISH LINE UNDER TWO LOADING CONDITIONS

Kyung-Hee Ryoo, Sun-Hyung Lee, Jae-Ho Yang, Hun-Young Chung

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University

The success of porcelain laminate veneer depends on the bond strength between tooth structure and ceramic restoration and the design of tooth preparation. In particular, incisal coverage and incisal finish line are the two most important factors in long-term fracture resistance. Although the majority of clinicians are practicing incisal coverage and there are various opinions on the geometrical ratio between the clinical crown length of the remaining tooth structure and the length of incisal extension in porcelain laminate veneer and the optimal incisal finish lines, scientific evidence still leaves much to be desired.

The purpose of this study was to determine the effects of the amounts of incisal coverage and the types of incisal finish line on the stress distribution in maxillary anterior porcelain laminate veneers under two different loading conditions.

Three-dimensional finite element models of a maxillary anterior porcelain veneer with different amounts of incisal coverage : 0, 1, 2, and 3mm and different incisal finish lines : feathered edge, incisal bevel, reverse bevel and lingual chamfer with various amounts of lingual extension were developed. 300N force was applied at the point 0.5mm cervical of the linguoincisor edge in two loading conditions : A) 125 degrees, B) 132 degrees. Tensile and compressive stress in ceramic and shear stress in the resin cement layer were analyzed using three-dimensional finite element method.

The results were as follows:

1. The types of incisal finish line had more influence on the stress distribution in porcelain laminate veneer than the amounts of incisal coverage.
2. In case of no incisal coverage, incisal beveled laminate exhibited more evenly distributed tensile stress than feathered edged laminate. And in case of incisal coverage, reverse beveled laminate and lingual chamfered laminate with 1mm lingual extension exhibited more evenly distributed tensile stress than lingual chamfered laminates with 2mm and 3mm lingual extension.

3. As long as the lingual chamfer goes, less tensile stress was found at the incisal edge, while much more tensile stress was found at the lingual margin area in proportion to the length of lingual extension.
4. Under 125 degree load, tensile stress in porcelain laminate veneer had increased compared with that under 132 degree load and the difference exhibited by the change of the amount of tooth support was larger.
5. The types of incisal finish line and the distance from the incisal finish line to the loading point had more influence on the shear stress distribution in the resin cement layer than the amounts of incisal coverage. In contrast loading condition had little influence.

Key words : Porcelain laminate veneer, Amount of incisal coverage, Type of incisal finish line, Loading condition, Three-dimensional finite element method