

Pontic Design에 따른 임시가공의치의 파절강도에 관한 연구

원광대학교 치과대학 보철학교실

오상천 · 진태호 · 동진근

목 차

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

I. 서 론

보철 치료를 위하여 삭제된 치아는 화학적, 생물학적 자극으로부터 보호되고, 저작 발음 심미성 등 치아 고유의 기능회복을 위하여 적절한 임시 수복이 있어야 한다. 임시 수복물이 갖추어야 할 조건은 양호한 치경부 적합, 적절한 외형과 심미성, 삭제 첨가에 의한 용이한 수정, 치주조직에 대한 무해성, 낮은 열전도율, 청결 용이성 그리고 저작에 견디는 강도 등이다²⁰. 이러한 요구조건들은 레진의 물리적 성질인 경화수축, 마모저항력, 색안정성, 강도에 따라 좌우된다¹⁷.

자가 중합 아크릴 레진은 심미적이고 다루기 쉬운 임시 수복물 제작을 위하여 흔히 사용되나 저작 강도가 약하다는 단점이 있다¹⁷. 특히 결손부가 큰 경우, 연결부의 파절 가능성이 높아지고, 이러한 문제점을 해결해 주기 위해서는 연결부의 보강이나 pontic의 하부구조 형태를 바꾸어 주어야 한다^{2,7,32}.

Pontic design에 따른 가공의치 강도에 관하여 많은 선학들의 연구가 있었는데, 1951년 Markley²⁰는 고정성 가공의치의 설계시 좀더 편안하고 심미성이 뛰어난 보철물 제작에 관심을 갖기 시작하였으며, 1970년 El-Ebrashi¹⁰는 치과 보철물의

구조적 설계에 따른 stress를 분석하였고, 1970년 Hood¹⁵은 3가지 pontic design의 stress와 deflection에 관하여 연구하였다.

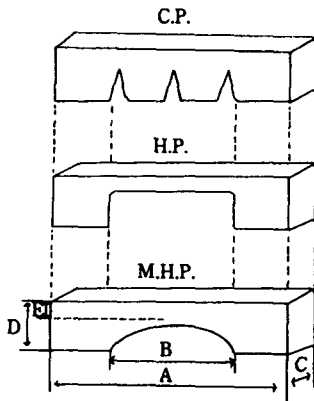
레진의 강도에 관하여 1987년 Geauff와 Pryor¹²는 고정식 보철물을 위한 provisional resin의 fracture toughness를 측정하였으며, 1990년 Koumjian와 Nimmmon¹⁷은 각 resin의 파절강도와 repair한 후의 파절강도를 연구하였다.

저자는 pontic design에 따른 임시가공의치의 강도를 연구하기 위하여 임상에서 흔히 사용되는 3가지 형태, 즉 conventional pontic, hygienic pontic, modified hygienic pontic 등을 갖춘 4-unit 임시가공의치를 자가중합 아크릴 레진으로 제작하여 파절강도를 시험하였고, 이를 유산요소법에 의한 응력분석을 시행한 결과, 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구재료 및 방법

1. 시편제작

구치부 4-unit 임시가공의치를 가정하여 세 종류의 pontic - conventional pontic, hygienic pontic, modified hygienic pontic - 을 단순 형상화시켜 자가중합 아크릴 레진(Jet Tooth Shade Acrylic, Lang. Dental M. F. G. Co., U. S. A.)을 이용하여 각각 15개씩의 시편을 제작하였다(Fig. 1). 일정한 규격의 시편제작과 제작의 편의를 위하여 각 pontic 형태의 주모형을 제작하고 공업용 실리콘(Sin-Etusu silicone, Sin-Etsu Chemical Co., Japan)을 이용하여 주형을 얻은 후, drop-on technique을 사용하여 기포가 생기지 않도록 주의하면서 주형 내로 주입하였고, 경화시 발생하는 열로 인한 기포를 줄이고 강도를 높이기 위해 20psi 압력하의



C.P.: conventional pontic
 H.P.: hygienic pontic
 M.H.P.: modified hygienic pontic

A: 38 B: 20 C: 4 D: 8.5 E: 3 (mm)

Fig. 1. Dimension of specimen in each pontic design.

pressure spot에 넣어 경화시켰다. 경화된 시편을 주형에서 제거한 후 sandpaper disk와 금속연마기(METASERV, Buehler, Co., England)로 연마하였다. 시편은 길이 38mm, 두께 8.5mm, 폭 4mm, connector의 두께 3mm가 되도록 vernier caliper(MITU-TOYO Co., Japan)를 이용하여 표준화하였다.

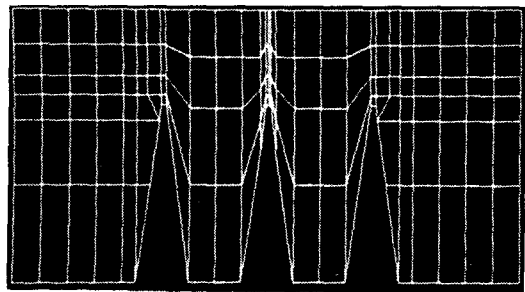
2. 파절강도 측정

굽힘파절 강도의 측정을 위하여 만능시험기(Instron, Model 4201, U. S. A.)에 굽힘 시험용 장치를 부착시킨 후, 준비된 시편의 양 지점 간의 거리가 30mm가 되도록 하고, 시편의 중심선을 압축용 장치와 일치시킨 상태에서 시편에 수직으로 압축하중을 부과하였다. 압축 하중은 용량 50kg의 load cell을 이용하여 crosshead speed, 2mm/min에서 부과하였으며, console상에 기록된 파절되는 순간의 하중을 기록하였다.

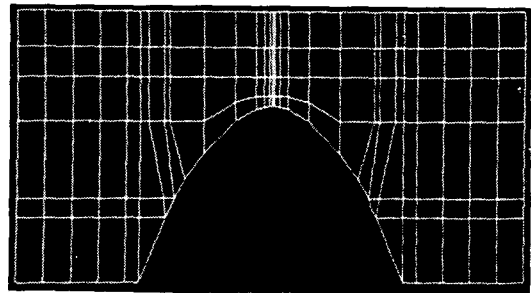
3. 유한요소법에 의한 응력분석

본 연구에서는 레진으로 제작된 임시가공의치의 굽힘파절강도와 응력분포 특성을 파악하기 위하여 유한요소법에 의한 응력분석을 시행하였다. 유한요소 모형은 굽힘시험에서의 동일한 치수와 형상을 갖도록 설계하였으며, 하중은 중앙부에 수직으로 1kg을 부과하였다. 재료의 역학적 성질을 표시하는

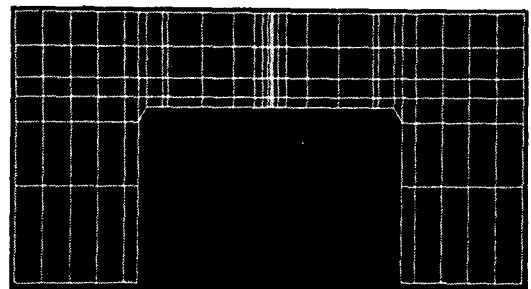
탄성계수(Young's modulus, E)는 $238.63\text{mm}^2/\text{mm}^2$ 이고 Poisson의 비(ν)는 0.35이다²⁹⁾. 모든 요소(element)를 4개의 절점(Node)을 갖는 사각형 요소로 분할하였고, conventional pontic design은 136개의 사각형 요소와 173개의 절점, hygienic pontic design은 132개의 사각형 요소와 169개의 절점, 그리고 modified hygienic pontic design은 138개의 사각형 요소와 175개의 절점을 갖도록 하였으며, 응력의 집중이 예상되는 중앙부위는 요소를 세분화하였다(Fig. 2).



conventional pontic



modified hygienic pontic



hygienic pontic

Fig. 2. Two Dimensional finite element model of each specimen.

유한요소 해석을 위하여 사용한 computer의 기종은 HP 3000/P50(Hewlette Packard Co., 32 bit 64Mb)이었고, 유한요소 program은 Owen이 개발한 단성 program을 변형시킨 것으로 각 요소의 절점에 고유번호를 부여하였으며 절점의 좌표, 재료의 물성치, 하중, 경계조건을 입력시켜 주응력치를 얻었다. Computer의 출력결과를 도시하기 위해서 graphic terminal(Cyber P10 W/S, 4Mb)을 이용하였으며, 주응력 분포를 화면에 표시한 후 카메라로 촬영하였다.

III. 연구성적

1. 굽힘파절강도

평균 굽힘파절강도는 conventional pontic이 $6.96 \pm 0.84\text{kg}$, hygienic pontic이 $9.78 \pm 0.70\text{kg}$ 그리고 modified hygienic pontic이 $10.17 \pm 1.01\text{kg}$ 이었고, 통계학적 유의성을 검정하기 위해서 일원 배치법에 의한 분산분석을 시행한 결과 매우 유의한 차이를 보였으며($P < 0.01$), 각 군을 Duncan's multiple range test program을 이용하여 그 각각의 유의성을 검정한 결과 hygienic pontic과 modified hygienic pontic 사이에는 유의한 차이를 보이지 않았으나, conventional pontic design과 hygienic pontic design 및 modified hygienic pontic design 사이에는 매우 유의한 차이가 있었다($P < 0.01$), (Table 1, Fig. 3).

2. 주응력의 분포

3점 굽힘시험에 대한 주응력의 분포는 편의상 좌우가 대칭이므로 좌측 반쪽만을 표시하였다. 주

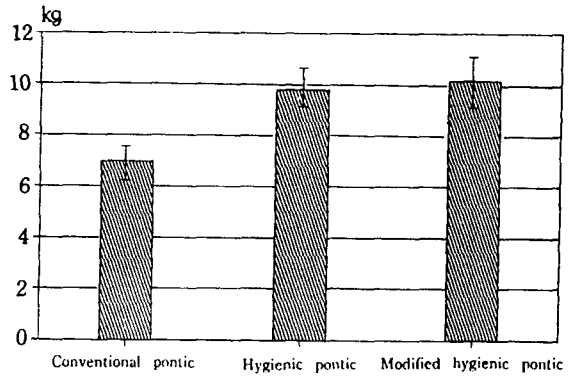


Fig. 3. Histogram of flexure strength of each pontic design.

응력 성분은 응력의 크기에 따라 3등분 하였고, 인장과 압축을 구분하여 총 6가지색으로 구분하여 표시하였다. 주응력의 분포는 하중이 작용하는 중앙부에 크게 집중하였고, 외력이 작용하는 중앙단 상부에는 큰 압축 응력이, 하부에는 큰 인장응력이 발생하였으며, 그 크기는 conventional pontic에서 현저하게 증가되었다. Conventional pontic에서 400kg/cm^2 이상의 큰 응력이 집중하였으나 hygienic과 modified hygienic pontic design에서 300kg/cm^2 이하의 작은 응력이 분산된 양상을 보였다(Fig. 4). 굽힘시험에 의한 파절은 중앙부 하중점 하방의 큰 인장응력에 의해서 파절이 일어나므로 중앙부 하단의 하중점에 인접한 3개의 점을 취하여 각각의 주응력을 살펴본 결과 hygienic pontic과 modified hygienic pontic에서는 세점 모두 300kg/cm^2 이하의 비교적 낮은 응력이 고루 분산된 양상이었으나, conventional pontic에서는 중앙에 인접한 두점이 155

Table 1. Statistical analysis (ANOVAs and Ducans' multiple range tests) of flexure strength

Type	Mean	S.D.	ANOVA	Duncan's ranges
C.P.	6.96	0.84	***	
H.P.	9.78	0.70		
M.H.P.	10.17	1.01		

*** : $P < 0.01$

C.P. : conventional pontic

H.P. : hygienic pontic

M.H.P. : modified hygienic pontic

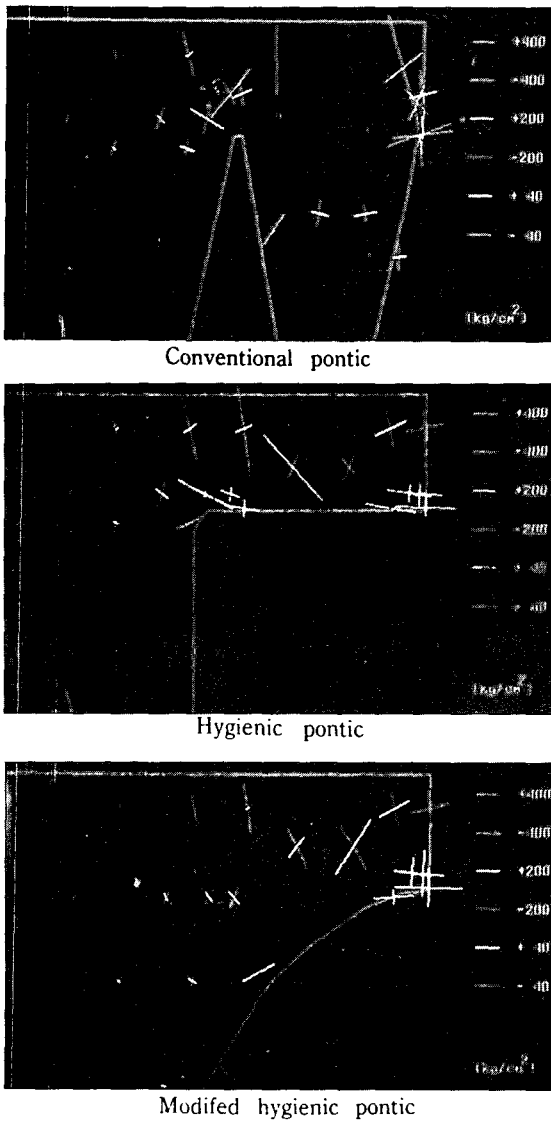


Fig. 4. Principal stress distribution of each pontic design by the finite element method.

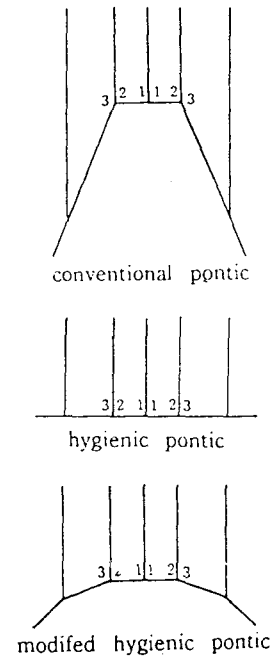


Fig. 5. Magnified figures of the middle portion in each group.

kg/cm²에서 500kg/cm² 이상의 큰 응력으로 급격히 증가하여 중앙단에 집중된 양상을 보였다(Table 2, Fig. 5).

IV. 총괄 및 고찰

형성된 치아는 외부의 자극으로부터 보호해 주어야 한다. 그러나 많은 경우에서 지대치를 노출시키거나 적절치 못한 임시가공의치로 대처하고 있다. 특히 결손부가 큰 구치부 임시가공의치일 경우 연결부의 빈번한 파절은 환자나 치과의사 모두에게 귀찮고 번거로운 일이 되고 있다. 임시

Table 2. Maximum stress at the inferior 3-point of middle portion in each group

	conventional pontic	hygienic pontic	modified hygienic pontic
σ max	1	515.87	263.96
	2	559.66	263.78
	3	155.46	259.78

*σ max : Maximum principle stress

(kg/cm²)

가공의치는 치아보호 뿐만 아니라 provisional restoration으로써 치주치료나 근관치료의 예후를 평가하고 치료 방침을 설정하는데 많은 정보를 제공하는 입상에서 빠뜨릴 수 없는 중요한 과정이다.

고정성 보철물 제작을 위해서 형성된 치아 수복을 위한 임시가공의치의 재료로써 가장 많이 사용되는 것이 자가 중합 아크릴 레진이다¹⁷⁾. 이 재료는 임시치관, 임시가공의치 뿐만 아니라 inlay, onlay 등의 임시 수복에도 폭넓게 응용되고 있다.

임시가공의치가 결손 부위가 클 경우 레진의 강도는 임시가공의치 제작에 중요한 요인이 되고 하부구조의 설계와 밀접한 관계를 갖는다²⁴⁾. 따라서 임상 치과 보철영역의 임시가공의치 제작에 있어 지대치의 교합면 형태나 pontic의 형태 그리고 joint 부위의 형태는 생물학적, 기계적, 공학적 견지에서 중요한 의미를 갖는다³²⁾. 일반적으로 물체에 가해진 외력은 물체의 형태나 물체를 지지하고 있는 방법 여하에 따라서 부하된 외력의 방향에 의해 분산되는 내부 변형력을 유발시킨다. 부하된 외력의 정도가 클수록, 재질의 두께가 얇을수록⁴⁾ 그리고 응력을 집중시키는 V자 형태를 띠는 물체의 변형과 파절을 초래할 가능성은 크다. 보철 수복재료의 영구변형 및 파절을 방지할 수 있는 치질식재 형태는 임상적으로 제한을 받게 되므로 적절한 크기를 유지하며 변형력에 의한 파절을 방지할 수 있도록 pontic 부위의 크기와 모양을 적절히 설계할 때 이상적이다.

1951년 Markley²⁰⁾는 고정성 가공의치의 design과 broken-stress principle의 연구를 통하여 치아상실시 좀더 구조적으로 편안하고 심미성이 뛰어난 보철물을 연구하기 시작하였고, 1954년 Brumfield⁴⁾는 가공의치가 하중을 받을 때 저항할 수 있는 외력은 재료의 두께가 가장 중요한 요소라고 이론적으로 규명하였다. 1965년에는 Craig와 Peyton⁵⁾이 최초로 Brittle Coating Technique를 이용한 가공의치에 가해지는 stress를 측정 보고하였으며, 1970년 El-Ebrashi¹⁰⁾는 치과 보철물의 구조적 설계에 따른 응력을 분석하여 가공의치에 multiple contact load를 가하면 대칭적으로 굴곡되지 않고 압축과 인장된 부위가 교대로 나타남을 밝혔으며, 같은 해에 Tilliton²⁷⁾은 금합금과 크롬합금을 사용한 가공의치의 stress 분산양상을 strain gauge를 사용하여 연

구하였다.

그리고 1972년 Hood¹⁵⁾은 3가지 다른 pontic design의 stress와 deflection의 연구를 통해서 3-unit일 경우 modified pontic이 hygienic pontic에 비해 solder joint에서 가장 적은 응력이 존재하는 것으로 보고했다.

국내에서도 조 등³²⁾이 가공의치에 작용하는 stress에 관한 것을 광탄성학적으로 분석을 통하여 fixed joint가 구치부 가공의치의 여러 부위 중 가장 약한 부위였으며, 그 형태가 U자 형태에서 V자 형태를 띠는수록 2배 이상의 많은 응력이 집중되도록 보고하였다. 그 후 1985년 Donovan⁹⁾은 4가지 다른 방법으로 경화시킨 acrylic resin의 물리적 성질을 비교했고, 1987년에 Gegauff와 Pryor¹²⁾ 그리고 1990년에 Koumjian과 Nimmo¹⁷⁾이 임시가공의치 제작에 쓰이는 레진의 fracture toughness와 fracture resistance를 연구 보고했다. 그러나 이는 모두 재료 자체에 관한 것이었고, 레진으로 제작되는 보철물의 구조적 형태를 응용한 연구는 아니었다.

따라서 저자는 자가 중합 아크릴 레진을 이용하여 입상에서 흔히 사용되는 conventional pontic, hygienic pontic 그리고 modified hygienic pontic 등을 갖춘 4-unit의 임시가공의치의 형태를 단순 형상화하여 이를 만능시험기로 굽힘파절강도를 측정하였으며, 그의 해석을 위해서 유한요소법에 의한 응력분석을 시행하였다.

응력 및 변위를 측정하기 위해서는 Strian Gauge^{18,22)}, 광탄성법, Holograph법 등이 이용되고 있으며, 최근에는 고성능 컴퓨터의 개발과 더불어 구조물 해석법을 일반화한 수치해석법인 유한요소법이 생체역학 및 치의학 분야에 도입되고 있고 그간 국내에서도 광탄성법을 이용한 응력 및 변위에 관한 연구^{30,31)}와 유한요소법을 이용한 연구^{33,34)}가 진행되었다.

본 실험에서 conventional pontic의 굽힘파절강도가 hygienic pontic 그리고 modified hygienic pontic에 비해 매우 낮은 것으로 나타났으며, 특히 conventional pontic과 modified hygienic pontic의 차는 거의 두배에 가까와 1970년 El-Ebrashi¹⁰⁾과 조 등³²⁾에 의해서 연구된 연결부에서 V자 형태가 U자 형태보다 두배 많은 응력이 집중되었다는 결과와 일치함을 보여주었다.

본 실험에서는 cement에 의해서 장착된 양 지대치가 치주인대에 싸여 있는 상태를 고려하지 않았으나 이 점에 대해서는 차후에 연구되어야 할 과제라고 본다.

또한 본 연구에서 만능시험기를 통한 결과와 유한요소법의 결과가 hygienic pontic과 modified hygienic pontic 사이에서 약간의 상이한 차이를 보였으나, 이는 modified hygienic pontic의 중앙 하부를 좀더 세밀한 element로 분할하여 원형에 가깝도록 하였다면 이러한 차이는 없었으리라고 사료된다.

따라서 1972년 Peral²¹⁾과 Hirshberg¹⁴⁾에 의해서 3-unit에서 modified pontic이 강화된 solder joint, 보철물의 minimal flexure, 청결의 용이성, 증가된 pontic 하부조직의 마시지효과 등의 면에서 우수하였다는 결과와 본 연구결과를 종합해 볼 때, 자가중합 아크릴 레진으로 제작되는 큰 결손부(4-unit 이상)를 갖는 임시가공의치 제작시, 보철물의 flexure와 청결의 용이성, 하부조직과의 관계 그리고 주위 협점막과의 관계가 원만하다면, conventional pontic보다 hygienic pontic이 그리고 그보다 modified hygienic pontic이 큰 결손부를 갖는 임시가공의치 pontic 제작에 있어 더욱더 유리할 것으로 사료되는 바이다.

V. 결 론

한정된 구강내 공간에서 특히 4-unit처럼 결손부가 클 경우, 동일한 재료와 동일한 방법으로 경화시키는 조건에서 좀더 flexure strength가 강한 pontic의 하부구조를 찾기 위해 임상에서 사용되는 3가지 형태, 즉 conventional pontic, hygienic pontic 그리고 modified hygienic pontic 등을 갖춘 4-unit 임시가공의치를 단순 형상화하여 자가중합 아크릴 레진으로 제작한 시편을 만능시험기로 그의 굽힘 파절강도를 시험하였고, 이를 유한요소법에 의한 응력분석을 시행해 본 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Hygienic pontic과 modified hygienic pontic의 파절강도는 각각 9.78kg과 10.17kg으로 conventional pontic 파절강도인 6.96kg 보다 높게 나타났다.
2. 유한요소법에 의한 주응력은 하중이 작용하는

중앙부에 크게 집중되어 분포되었고, 특히 conventional pontic에서 그의 주응력은 더욱 크게 나타났다.

REFERENCES

1. Adams, W. K. : A temporary fixed partial denture, J Prosthet Dent., 24 : 571-72, 1970.
2. Anthony, G. G., and Harold G. P. : Fracture toughness of provisional resins for fixed prosthodontics, J Prosthet Dent., 58 : 23-29, 1987.
3. Barnett, R. L. : Survey of optimum structural design, Experimental mechanics, J Prosthet Dent., 6 : 19A-26A, 1966.
4. Brumfield, R. C. : Load capacities of posterior dental bridges, J Prosthet Dent., 4 : 530-47, 1954.
5. Craig, R. G., and Peyton, F. A. : Measurement of stresses in Fixed - bridge restorations using a brittle - coating technique, J Dent Res., 55 : 756-62, 1965.
6. Craig, R. G., El - Ebrashi, M. K., and peyton, F. A. : Experimental stress analysis of dental restoration : Two dimensional photoelastic stress analysis of crowns, J Prosthet Dent., 17 : 292-302, 1967.
7. Crispin, B. J. : Tissue response to posterior denture base - type pontics, J Prosthet Dent., 42 : 257-61, 1979.
8. Dennis, Y. B., Mullick, S. S., and Johansen, R. E. : Provisional fixed partial denture using the new visible light curing resin system, Clin Prev Dent., 10 : 10-3, 1988.
9. Donovan, T. E., Hurst, R. G., and Campagni, W. V. : Physical properties of acrylic resin polymerized by four different techniques, J Prosthet Dent., 54 : 522-4, 1985.
10. El - Ebrashi, M. K., Craig, R. G., and Peyton, F. A. : Experimental stress analysis of dental restoration. Part VII. Structural desingn and stress analysis of fixed Partial dentures, J Prosthet Dent., 23 : 177-86, 1970.
11. Federick, D. R. : The provisional fixed partial de-

- nature, J Prosthet Dent., 34 : 520-6, 1975.
12. Gegauff, A. G., and Pryor, H. G. : Fracture toughness of provisional resin for fixed prosthetics, J Prosthet Dent., 58-23-29, 1987.
 13. Harmon, C. B. : Pontic design, J Prosthet Dent., 8 : 496, 1985.
 14. Hirshberg, S. M. : The relationship of oral hygiene to embrasure and pontic design : A preliminary study, J Prosthet Dent., 27 : 26, 1972.
 15. Hood, J. A. A., Farah, J. W., and Craig, R. G. : Stress and deflection of three different pontic designs, J Prosthet Dent., 27 : 26, 1972.
 16. Kaiser, D. A. : Accurate acrylic resin temporary restorations, J Prosthet Dent., 39 : 158-61, 1978.
 17. Koumjian, J. H., and Nimmo, A. : Evaluation of fracture resistance of resin used for provisional restorations, J Prosthet Dent., 64 : 654-57, 1990.
 18. Lawson, W. A. : The validity of a method used for measuring masticatory forces, J Prosthet Dent., 10 : 99-111, 1960.
 19. Leff, A. : An improved temporary acrylic fixed bridge, J Prosthet Dent., 3 : 245-249, 1953.
 20. Markley, M. R. : Broken - stress principle and design in fixed prosthesis, J. Prosthet Dent., 1 : 416-23, 1951.
 21. Perel, M. L. : A modified sanitary pontic, J Prosthet Dent., 28 : 599-92, 1972.
 22. Regli, C. P., and Kydd, W. L. : A preliminary study of the lateral deformation of metal dentures in relation to plastic base dentures, J Prosthet Dent., 3 : 226-30, 1953.
 23. Shillingburg, H. T., Hobo, S., and Whitsett, L. D. : Fundamentals of fixed prosthodontics, 2 : 161, 1981.
 24. Smyd, E. S. M. : Mechanics of the dental Structures : Guide to teaching dental engineering at undergraduate level, J Prosthet Dent., 2 : 668-92, 1952.
 25. Sotrea, A. J. : A direct technique for fabricating acrylic resin temporary crowns using the Omnivac, J Prosthet Dent., 29 : 57-80, 1973.
 26. Talkov, L. : Temporary acrylic fixed bridgework and splints, J Prosthet Dent., 2 : 693-702, 1952.
 27. Tillitson, E. W., Craig, R. G., and Farah, J. W. : Experimental stress analysis of dental restoration. Part VIII. Surface strains on golds and chromium fixed partial dentures, J Prosthet Dent., 24 : 174-80, 1970.
 28. Tylman, S. D. : Relationship of structural design of dental bridges to their supporting tissue, Int Dent J., 13 : 303-17, 1963.
 29. William, J. O. : Dental materials - properties and selection. Quintessence Pub. Co., Inc. 1989.
 30. 윤성일, 장익태 : 치관보철물에 작용하는 stress에 관한 광탄성학적 분석, 대한치과의사협회지, 17 : 47-51, 1979.
 31. 조광현, 최부병, 박남수 : 중간 지대치가 포함된 고정성 가공의치의 지대치 주위 조직에서 발생하는 응력에 관한 광탄성학적 연구, 대한치과보철학회지, 25 : 55-67, 1987.
 32. 조원행, 장익태 : 가공의치에 작용하는 stress에 관한 광탄성학적 분석, 대한치과보철학회지, 18 : 15-33, 1980.
 33. 최수호, 정재현 : 골내 임플란트를 이용한 고정성 국소의치 하에서 변위 및 응력에 관한 유한요소법적 분석, 대한치과보철학회지, 29 : 233-247, 1991.
 34. 하주태, 최부병 : 유한요소법에 의한 cantilever bridge의 지대치 및 지지조직의 역학적 응력에 관한 연구, 경희치대논문집, 5 : 153-167, 1983.

—Abstract—

FLEXURE STRENGTH OF ACRYLIC RESIN TEMPORARY BRIDGE BY PONTIC DESIGN

Sang - Chun Oh, D. D. S., Tai - Ho Jin, D. D. S., Ph. D.,
Jin - Keun Dong, D. D. S., Ph. D.

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Wonkwang University

The purpose of this study was to evaluate the flexure strength of posterior 4 - unit acrylic resin bridge with different pontic designs : 1) Conventional pontic, 2) Hygienic pontic, and 3) Modified hygienic pontic. All specimens were made of self-curing acrylic resin for provisional restorations. Self-curing acrylic resin was filled in a silicone mold by the drop-on technique ; and was polymerized in a pressure spot under 20 psi pressure. The test specimens which were simply shaped posterior 4-unit bridge were 38mm long, 4mm wide, and 8.5mm thick (connector : 3mm thick). Each specimen was subjected to an increasing load of Instron machine with its tip centered on the specimen at 90-degree angle, and the machine was operated with its load cell of 50kg and its crosshead speed, 2mm/minute ; and then the load values at the moment of the fracture of them were recorded. This study was also performed to analyze their stress distributions by the finite element method.

The obtained results were as follows :

1. Flexure strength of the hygienic pontic(9.78kg) and the modified hygienic pontic(10.17kg) was higher than that of conventional pontic(6.96kg). But no significant difference was found between the hygienic pontic and the modified hygienic pontic. The above statistic values were appraised by ANOVA and Duncan's multiple range test.
2. Stress was concentrated on the middle portion in every group ; and the stress of conventional pontic was found the greatest of all pontic designs.