

최적설계기법을 이용한 완전도재 가공의치의 연결부 형태 보강

인하대학교 의과대학 치과학교실*, 연세대학교 의공학부**,
한국요업기술원***, 연세대학교 치과대학 보철과****

오남식* · 김한성** · 이명현*** · 이근우****

I. 서 론

최근 치과에서 전부 도재관은 새로운 재료의 개발과 더불어 점차 그 사용이 확대되고 있다. 이러한 전부 도재관(세라믹)은 생체 친화성과 심미성, 화학적 저항성, 치태 침착 감소 등의 여러 장점으로¹⁾ 사용빈도가 증가하는 추세이나 금속도재관에 비해 상대적으로 취성이 높고 낮은 인장 강도와 습윤 환경에서의 붕괴(degradation) 등의 단점을 가진다.²⁾ 그러므로 대부분의 완전 도재관은 낮은 강도로 파절 저항성이 낮아 단일치 수복에는 많이 사용되었으나 부분 고정성 보철물체의 사용은 제한적이었고 더욱이 구치부에서의 사용은 추천되지 않았다.

현재 여러 종류의 전부 도재관이 소개되고 있으나 금속 도재관에 비해 강도가 떨어지며 제작방법의 까다로움과 제작 시 고가의 특수장비를 필요로 하는 경우가 많아서 아직 금속 도재관을 완전히 대체하지는 못하고 있다. 이러한 단점을 개선하기 위하여 완전 도재관의 강도를 증가시키려는 부분에 대한 많은 연구가 진행 중에 있으며 그에 따른 새로운 재료 및 제작 기법들이 계속해서 소개되고 있다.³⁻⁶⁾

최근 작업 모델에 알루미늄을 압접시켜 코어를 제작할 수 있는 sheet 형태의 알루미늄 테이프가 소개되었다.¹⁰⁻¹⁴⁾ 그러나 알루미늄 테이프로 제작된 완전

도재관에 대한 피로시험 및 전산화된 응력 해석은 부족한 상태이며 다른 기존의 제품과 비교하여 국산 후발 주자로서 그에 대한 연구는 아직 부족한 실정이다. 현재 알루미늄 테이프의 제조 및 이를 이용한 완전 도재관의 물리적 특성 및 적합도에 대한 고찰에서 biaxial flexural strength는 400 MPa 정도로 우수하며 계속가공의치에도 적용 가능하다고 보고되고 있다.^{12,13,15)} 적합도 또한 24-70 μ m로 임상적용이 가능하며 심미성 또한 우수한 것으로 평가되고 있다.¹⁰⁾ 그러므로 전치부의 계속가공의치로는 사용 가능하며 소구치부에서의 적용도 고려해 볼만하다.

그러나 전부도재관의 경우 특히 구치부관과 고정성 국소의치에서 임상적 성공을 얻는 것은 금속도재관에 비해 매우 어렵다.¹⁶⁻¹⁸⁾ 그러므로 파절에 대한 정량화된 연구가 필요하나 아직 그에 대한 연구는 많지 않은 상태이다. 특히, 계속가공의치의 경우는 단일치아와는 달리 연결부가 있어 이곳에 대부분의 응력이 집중되는 것으로 보고되고 있다.^{19,20)} 역학적으로 연결부의 체적이 크면 유리하지만 심미성과 연관된 치아의 외형 및 치질 삭제량의 제한으로 연결부의 체적이 제한을 받는다. 따라서 완전 도재관으로 계속가공의치를 제작할 경우 연결부의 형태 및 크기의 설계가 중요한 관심사 중의 하나이다.

본 연구에서는 알루미늄 테이프로 제작된 완전도

*이 논문은 2001년도 한국학술진흥재단의 지원에 의하여 연구 되었음(KRF-2001-003-F0196).

재 가공의치(all ceramic bridge)의 성능에 미치는 연결부의 위치 및 체적(즉 두께 및 높이)의 영향을 분석하고 자동화 해석기법인 최적설계 기법을 이용하여 보다 우수한 연결부의 형태(두께와 높이)를 예측하고자 하였다.

$$D(\rho_i) = \frac{E_0(1-\nu)(1-a_i b_i c_i)^n}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\nu}{1-\nu} & 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\nu}{1-\nu} & \frac{\nu}{1-\nu} & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} \end{bmatrix} \quad (2)$$

II. 실험재료 및 방법

1. 위상최적설계에 대한 기본적인 이론

고정성 가공의치에서 발생하는 응력분포를 개선하여 보다 안전한 연결체를 설계하기 위하여 위상 최적설계 방법을 적용하였다.

위상 최적설계의 기본적인 이론은 최대의 구조 강성(structural rigidity)을 갖도록 재료를 배치하는 것이다. 구조 강성을 확보하기 위하여 각 재료의 배치는 하중 작용 시 변형 에너지 밀도로서 표현된다. 강성 구조를 갖도록 재료의 밀도로서 공간상의 배치를 나타낼 수 있는데 설계 변수로서 구조물의 탄성 계수와 미소 요소의 구조적인 밀도를 사용하여 하중 작용 시 가상의 탄성 계수를 형성하게 된다. 위상 최적설계에서, 요소 i 에 대하여 상대 밀도비 κ_i 를 사용하여 재료의 상대적인 밀도를 $\rho_i = \kappa_i \rho_0$ 로 표현하며, ρ_0 는 기준 설계 영역에서 단일 요소 밀도(element density)이며, 매개 탄성계수(intermediate elastic modulus)는 식 (1)과 같이 나타낼 수 있다.

$$E_i = (\kappa_i)^n E_0 \quad (1)$$

여기서 E_i 는 매개 탄성계수(intermediate elastic modulus), E_0 는 기준 탄성계수(reference elastic modulus), ρ_i 는 요소 i 의 밀도(density), κ_i 는 요소 i 의 상대 밀도비(relative density ratio of element i), n 는 밀도비 지수이다.

상기의 매개 탄성계수는 전체 구조물을 구성하는 미소 요소의 변형에 대한 강성계수로서 적용된다. 요소의 하중에 대한 변형정도를 나타내는 응력과 변형을 관계($\{\sigma\} = [D]\{\epsilon\}$)에서 탄성 상수(elastic constant) $[D]$ 를 이러한 상대 밀도비로써 표현하면 다음과 같다.

3 차원 블록요소에 대하여 탄성 상수는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

여기서 상대 밀도비는 $\kappa = 1 - a b c$ 로 표현할 수 있다. 따라서 하중이 크게 걸리는 요소들에서는 설계변수가 상한에 가까워지고 하중이 거의 걸리지 않는 요소들에서는 하한에 걸리게 된다. 재료의 밀도분포에 따른 강성의 변화는 구조물의 정적 평형방정식과 민감도 해석방정식인

$$[K]\{u\} = \{F\} \quad (3)$$

$$\{F\}^T \frac{\partial \{u\}}{\partial \rho_i} = -\{u\}^T \frac{\partial [K]}{\partial \rho_i} \{u\} = -\{u_i\}^T \frac{\partial [K_i]}{\partial \rho_i} \{u_i\} \quad (4)$$

이다.

2. 고정성가공의치 연결체에 대한 구조해석

2.1 해석모델

고정성 가공의치에서 발생하는 응력분포를 검토하기 위하여 Fig. 1과 같은 가공의치 구조를 최대 0.2 mm 정도의 변 길이를 가지는 3D tetra solid brick element를 사용하여 유한 요소 모델을 구성하였다. 가공의치를 지지하는 지주부는 상아질, 피질골, 해면골 그리고 치주인대로 구성되며, 이 치주구조는 점탄성 거동(viscoelastic behavior)을 한다고 보고되고 있다.²¹⁾ 알루미늄나 테이프로 제작된 가공의치의 알루미늄나 코아 형태가 Fig. 2에 나타나있다. 유한요소 모델을 위한 알루미늄나 코아의 형태는 먼저 알루미늄나 테이프로 코아를 제작한 다음 micro CT(Skyscan-1072, Skyscan Belgium)를 이용하여 영상을 얻은 다음 이를 다시 3차원으로 합성하여 코아에 대한 3차원 영상을 얻었다.

기본 하중으로써 각 치아에 작용하는 하중은 치아가 점탄성 거동이 발생하는 하중(40 N/unit)을 선정하여 교합력을 세 방향으로 작용시켜 각 방향에 대하여 응력분포를 검토하였다.²¹⁾ Fig. 3에 도시한 바와 같이 교합력의 방향은 치아 장축의 수직방향에 대하여 0°, 45°, 60°로 하였다. 그리고 경계조건으로서 치주인대와 치조골로 구성하였다.

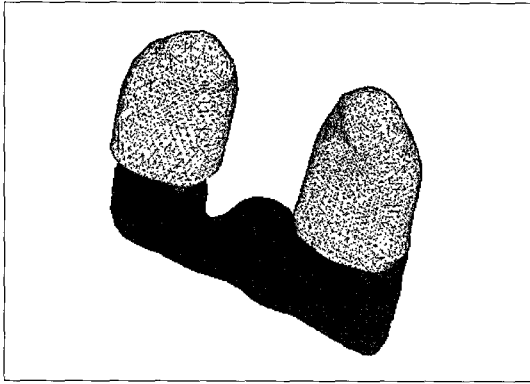


Fig. 1. 3D finite element model of alumina core and abutments

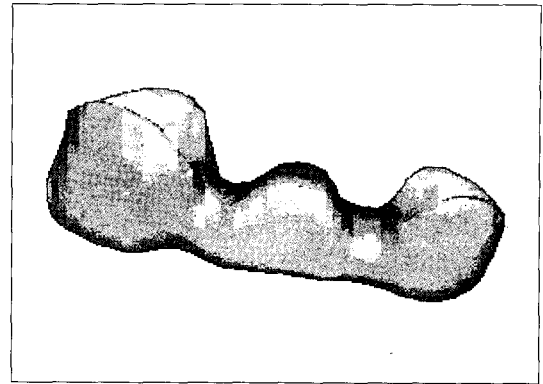


Fig. 2. 3D finite element model of alumina core fabricated from alumina tape

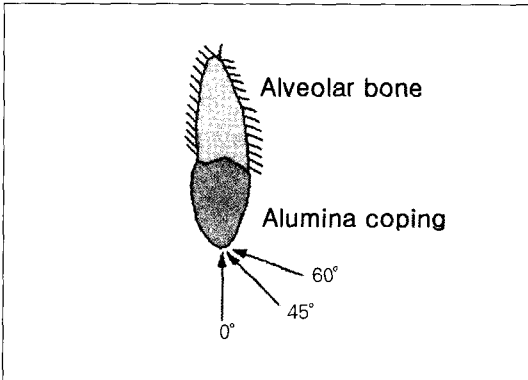


Fig. 3. Loading condition per unit tooth

Table I. Properties of materials for 3D finite model of original tooth with supporting tissue

Material	Elastic modulus (MPa)	Poisson's ratio
Dentine	18,600	0.31
Cortical bone	13,800	0.31
Cancellous bone	345	0.26
Periodontal ligament	50	0.49
In-Ceram (Core)	364,000	0.33

III. 실험 결과

3.1 Supporting tissue 구조를 고려한 응력해석

Fig. 4는 상기의 하중 조건에 대한 가공의치에서 발생하는 응력분포를 나타낸 것이다. 최대응력은 하중 방향이 0°인 경우, 29.4 MPa, 하중방향이 45°인 경우 54.0 MPa, 그리고 하중 방향이 60°인 경우 59.6 MPa를 나타내고 있다. 수직력보다 측방력에서 더 많은 응력이 발생함을 볼 수 있다.

3.2 연결체 보강구조설계를 위한 구조적 위상설계

Fig. 5는 보강구조설계를 위한 위상설계 결과 보강

할 부위에 대한 요소 밀도를 나타낸 것으로 붉은 색일수록 요소 밀도가 조밀함을 나타내고 있다. 결과에서 수직 하중방향에서 수평방향으로 전환됨에 따라 측면부로 붉은 색이 전위됨을 알 수 있다. 이 위상형태로부터 세 하중조건에 대한 공통된 보강 형태는 오목한 부분의 연결부임을 알 수 있다. 즉, Fig. 6. (a)에서는 오목한 부분의 상단이지만 Fig. 6 (b), (c)일 경우에는 측면부분이 된다. 특히 완전히 측면부분이 되면 수직방향의 하중에 대하여 강성이 약해질 수 있음을 알 수 있다.

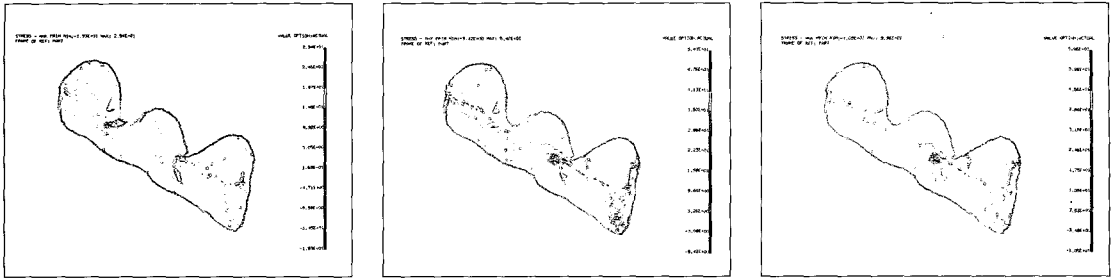
3.3 보강모델에 대한 응력해석

상기의 위상 최적설계로부터 구성될 수 있는 보강 형태는 Fig. 6과 같이 나타낼 수 있다. Fig. 6의 A-A

단면도에 도시한 바와 같이 폭 1.0mm 그리고 높이 0.5 mm 정도의 보강 형태로써 상단과 측면의 corner 부위와 일부 상단부를 보강하여 검토하였다. 이 부분이 심미적으로도 가장 영향이 적으며 교합관계에

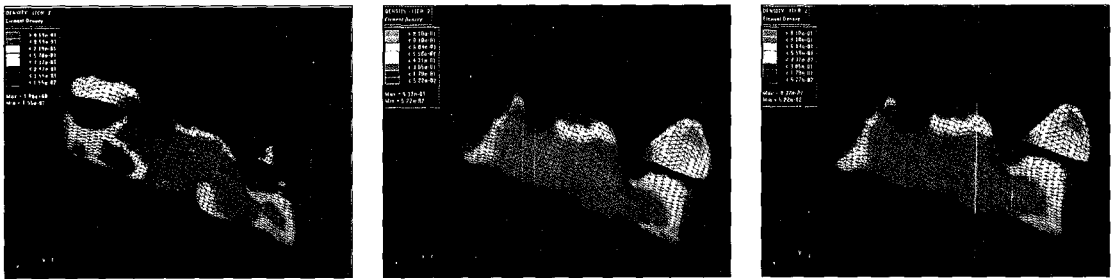
서도 가장 간섭이 적은 부분으로 형태 변형이 비교적 자유로운 부위이다.

이 모델에 대한 응력분포가 Fig. 7에 나타나 있으며, 최대응력은 하중 방향이 0°인 경우 23.3 MPa,



(a) Stress contour under 0° loading (b) Stress contour under 45° loading (c) Stress contour under 60° loading

Fig. 4. Stress contour of alumina core fabricated from alumina tape under loading angles



(a) Topological contour under 0° loading (b) Topological contour under 45° loading (c) Topological contour under 60° loading

Fig. 5. Topological contour of all ceramic bridge under loading angles

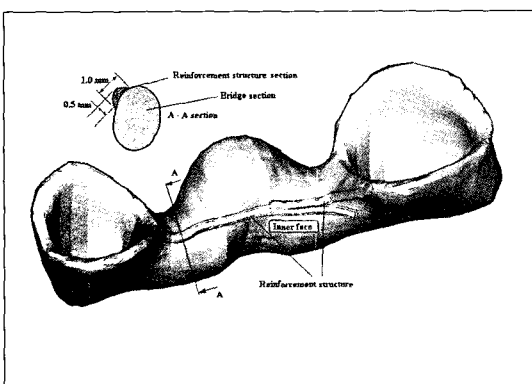


Fig. 6. Three-dimensional finite element model of reinforced all ceramic bridge

Table II. Comparison of Maximum Von Mises Stress Values of each core design according to load directions (MPa).

Load directions	0°	45°	60°
Original Design	29.4	54.0	59.6
Reinforced Design	23.3	41.7	45.6
Improvement	20.7%	22.8%	23.5%

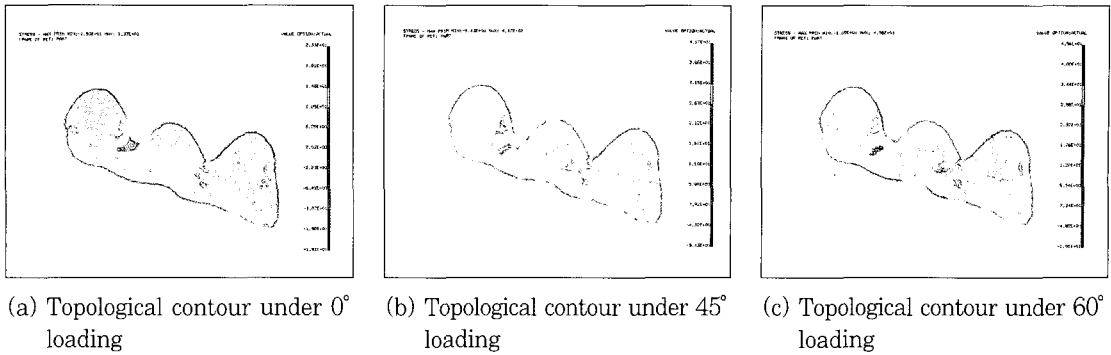


Fig. 7. Topological contour of all ceramic bridge under loading angles

하중방향이 45°인 경우 41.7 MPa, 그리고 하중 방향이 60°인 경우 45.6 MPa로써 평균 21%정도가 향상되었다. 이는 초기 모델에서 집중된 응력을 보강구조로써 집중된 응력을 분산시켜 주었기 때문으로 판단된다.

IV. 총괄 및 고찰

보철물을 제작함에 있어 구조적으로 취약한 부분이 연결부이다. 이 부분은 강도면에서는 두꺼울수록 유리하지만 치은 건강과 치대 관리 및 심미적인 외형 등의 영향으로 연결부 형태 형성에 제약이 받는 곳이다. 강도가 우수한 금속도재가공의치에 비해 상대적으로 강도가 낮은 완전도재가공의치의 경우는 연결부의 용적이 보철물의 파절 저항성에 더욱 중요한 요소가 된다.

완전도재가공의치의 연결체를 설계함에 있어서 안전을 고려한 설계, 즉 구조의 강성 및 강도 설계가 가장 중요하다. 따라서 가공의치의 사용에 따르는 연결체의 파손 또는 파괴에 따른 비용을 감소시켜서 안전성을 확보하고, 제작 방법 및 비용에 관한 제약 조건을 만족하면서 설계 목표로써 구조적인 성능을 달성할 수 있는 방법이 필요하다. 연결체의 설계단계에 따른 최적설계방법을 효율적으로 적용할 필요성이 있다. 연결체를 최적설계하기 위해서는 설계영역(design domain), 설계 제한 조건(design constraints), 하중조건(load conditions), 그리고 설계변수(design parameters)가 정의되어야 한다. 최

적의 연결체의 형상을 설계한다는 것은 주어진 구속 조건 하에서 외력과 모우멘트가 주어질 때, 설계목적(design objective)에 적합한 기능을 적절히 수행할 수 있는 연결체의 형상을 찾는 것이다. 본 연구에서는 연결체의 적절한 형상을 구현하기 위하여 위상최적 설계방법을 사용하였다.

먼저 시행한 삼차원 유한요소법에서도 연결부에 응력이 집중됨을 볼 수 있었으며 구조적 위상설계에서도 비슷한 결과를 보였다. 그리고 수직력 보다는 수평력으로 갈수록 연결부 뿐만 아니라 가공치로까지 응력이 전위되었다. 이 결과로 말미암아 전치부의 고정성 가공의치에서 eccentric movement에 의한 측방력이 가해지는 경우에 연결부 뿐만 아니라 가공치의 형태도 파절 저항성에 중요함을 알 수 있다. 그러므로 기공물 제작과정에서 간과하기 쉬운 가공치의 설면 형성도 연결부 다음으로 중요한 부분으로, 순면 보다는 상대적으로 심미성이 덜 강조되는 부분이므로 교합이 허용하는 범위 내에서 충분한 두께를 부여하는 것이 보철물의 강도에 좋은 결과를 보일 것으로 추정할 수 있다. 실험에서는 폭 1.0mm와 높이가 0.5mm의 형태로 보강하였으나 실제 기공과정에서는 veneering 도재를 위한 공간을 제외한 대부분을 알루미늄이나 코아로 제작하면 보다 더 개선된 강도를 보일 수 있을 것으로 고려된다.

또한 위의 실험 결과에서 제시된 보강부위의 미세 위치변화에 따른 영향을 검토한 결과 제시된 보강부위에 대비 강도가 약 2% 이하의 변화를 나타내므로 실제 연결체 제작시 상당히 많은 위치변동이 아

나라면 연결체의 성능에 큰 문제가 되지 않으리라고 판단된다.

그리고 최대의 구조 강성을 갖도록 재료를 배치하도록 하는 설계 방법인 위상 최적 설계법은 고정성 가공의치에서 발생하는 응력분포를 개선하여 보다 안전한 연결체를 설계할 수 있는 방법을 제시하고 있다. 이는 안전성 확보, 재료비 및 제작비용의 감소, 그리고 경량화 및 인체 및 장착부위에 따른 적합한 형상의 가공의치를 손쉽게 virtual prototype을 만들 수 있게 하므로 유용한 설계 방법이라 할 수 있으며, 다양한 의공학 구조물 설계에 응용될 수 있는 방법이다.

V. 결 론

완전도재 고정성 국소의치의 연결부에 대한 응력을 3차원 유한요소법으로 관찰한 결과 연결부에 응력이 집중되었으며 수직력 보다는 수평력으로 갈수록 연결부에서 가공치 쪽으로 응력 집중이 전위되었다. 또 위상 최적설계 결과 연결부와 가공치 하방으로 응력이 집중되어 강성 구조를 위해서는 설면을 보강한 형태가 제시되었다. 이렇게 설면을 폭 1mm 높이 0.5mm로 보강된 구조를 다시 응력분석한 결과 처음보다 약 20% 이상 향상시켰으며 기존의 알루미늄 나 코아에 비하여 최대의 구조 강성(structural rigidity)을 갖는 적합한 형상의 고정성 가공의치를 위한 알루미늄 나 코아 모델을 구성하였다.

참고문헌

- Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 1996;17:779-782, 784-6.
- Sobrinho LC, Cattell MJ, Glover RH, Knowles JC. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont* 1998; 11(3):255-62.
- Scherrer S, Mojon P, Belser U, Meyer JM. The Vita Hi-Ceram crown system : A clinical and laboratory investigation. *J Dent Res* 1988;(Abstract no. 812), 67:214.
- Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand* 1993;51(1):59-64.
- Levy H. Working with the In-Ceram porcelain system. *Prosthese Dentaire* 1990;1:44- 5.
- Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Scharer P. Heat-pressed ceramics : Technology and strength. *Int J Prosthodont* 1992;5:9.
- Dickinson AJ, Moore BK, Harris RK, Dykema RW. A comparative study of the strength of aluminous porcelain and all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1989; 61(3):297-304.
- Dunn B, Levy MN, Reisbick MH. Improving the fracture resistance of dental ceramic. *J Dent Res* 1977;56(10):1209-13.
- Hondrum SO, O'Brien WJ. The strength of alumina and magnesia core crowns. *Int J Prosthodont* 1988;1(1):67-72.
- Oh NS, Lee KW, Lee MH, et al. Marginal Fit of Glass Infiltrated Alumina Core Fabricated from Alumina Tapes. *J Korean Acad Prosthodont* 1998;36(6):832-45.
- Kim DJ, Lee MH, Kim CE. Fabrication of In-Ceram core by sheet forming process. *Bioceramics* 1997;10:211-4.
- Kim DJ, Lee MH. Mechanical Properties of Tape-Cast Alumina-Glass Dental Composites. *J Am Ceram Soc* 1999;82 (11):3167-72.
- Kim DJ, Lee MH, Lee DY, Han JS. A Comparison of Mechanical Properties of All-Ceramic Alumina Dental Crowns Prepared from Aqueous- and Non-Aqueous-Based Tape Casting. 1999;18(11):314-9.
- Oh NS, Kim ES, Lee KW, et al. A new manufacturing method of all ceramic restoration using alumina tape and pre-

- sentation of clinical cases. *J Korean Acad Prosthodont* 2000;38(6):800-5.
15. Lee Mh, Kim DJ, Lee DY, et al. Mechanical properties of alumina glass dental composites prepared from aqueous based tape casting. *Journal of the Korean Ceramic Society* 1999;36(10):1123-31.
 16. Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1994;7(4):3219-38.
 17. Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini U. Resistance to fracture of metal-ceramic and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1994;7:149-54.
 18. Probst L. Survival rate of In-ceram restorations. *Int J Prosthodont* 1993;6(3):259-63.
 19. Fehling AW. Cast connectors as cores for ceramometal pontics on removable partial dentures and for splinting anterior crowns. *J Prosthet Dent* 1990;63(2):167-71.
 20. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1996;27(10):701-6.
 21. Peter Pospiech PR, Gerhard Goldhofer and Wolfgang Gernet. All Ceramic resin-bonded bridges-A 3-dimensional finite element analysis study. *European Journal of Oral Sciences* 1996;104.

Reprint request to:

Nam-Sik Oh, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Dept. of Dentistry, College of Medicine, Inha University

7-206, 3rd Street Shinheung-dong, Choong-gu, Incheon, 400-711, Korea

onsdo@inha.ac.kr

ABSTRACT

THE OPTIMAL DESIGN OF CONNECTORS IN ALL CERAMIC FIXED PARTIAL DENTURES MANUFACTURED FROM ALUMINA TAPE

Nam-Sik Oh*, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Han-Sung Kim**, Ph.D.,
Myung-Hyun Lee, Ph.D, Keun-Woo Lee****, D.D.S., Ph.D.

*Dept. of Dentistry, College of Medicine, Inha University, Incheon, Korea**

*Dept. of Biomedical Engineering, College of Health Science, Yonsei University, Wonju-City, Korea***

*Korea Institute of Ceramic Engineering and Techonology****

*Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Yonsei University, Seoul, Korea*****

Statements of problem: All ceramic fixed partial denture cores can be made by the slip casting method and the advanced alumina tape method. The fracture resistance of these core connector areas is relatively low.

Purpose: The purpose of this study is to standardize the appropriate volumetric figure and location of the connectors in the alumina core fabricated in alumina tape to be used in fixed partial dentures by way of topology optimization.

Material and method: A maxillary anterior three-unit bridge alumina core with teeth form and surrounding periodontal apparatus model was used to ultimately design the most structurally rigid form of the connector. Loadings from a 0°, 45° and 60° to the axis of each tooth were applied and analyzed with the 3-D finite element analysis method. Using the results from these experiments, the topology optimization was applied and the optimal reinforcement layout of connector was obtained and the detail shape in the fixed partial denture core was designed.

Results: The modified prosthesis with the form of a bulk in the lower lingual surface of the connector in the event, reduced the stress concentration up to 20% in the 3-D FEA.

Conclusion: The formation of a bulk in the lower lingual connector area of an alumina core for a fixed partial denture decreases the stress to a clinically favorable measure but does not harm the esthetic point of view. This result illustrates the possibility of clinical application of the modified form designed by the topology optimization method.

Key words : All ceramic crown, Fixed partial denture, Connector design, Finite element analysis, Topology optimization