

위상최적설계를 통한 가공의치의 해석

이정익*, 고병갑**

Analysis of Partial Denture through Topology Optimization Design

Lee, Jeongick* and Koh, Byung Kab**

ABSTRACT

Recently, the development of new structural model in fixed partial denture system is required to be started from the conceptual design with low cost, high performance and quality. In this point, a FEM based design of partial denture is used to investigate stress distribution on the durable shape. In this paper, the structural performances of partial dentures were analyzed under three biting forces. The periodontal embedding model is introduced on behalf of the detailed supporting tissue, which is composed of dentin, cortical bone, cancellous bone and periodontal ligament. Using topology optimization, the optimal reinforcement layout of connector was obtained and the detail shape in the fixed partial denture was designed.

Key words : partial denture(가공의치), finite element analysis(유한요소 해석), topology optimization(위상 최적설계), design objective(설계목적), design domain(설계영역), design constraint(설계 제한 조건), design parameter(설계인자)

1. 서 론

일반적으로 외상이나 우식증으로 치아를 상실한 경우 이를 회복시켜 주는 방법으로 몇 가지 방법이 있으나 대부분의 경우는 치과 보철물의 강도를 위해 인공 치관 보철 시술식의 약 80% 정도가 하부에 금속을 제작한 후 그 위에 자연치 색상과 유사한 심미적 도재를 용착시키는 전통적인 금속 도재 전장관(Porcelain fused to Metal Crown: PFM)이 임상적 선택이었다. 금속 도재 전장관(PFM)은 저작력(biting force)을 견딜만한 강도를 가지나, 금속과 세라믹층 사이의 물성 차이로 인해 도재의 파괴에 의한 실패 가능성이 존재한다¹⁾. 이러한 이유로 인하여 최근에는 완전 도재관을 사용한다. 완전 도재관으로는 In-Ceram System (Vita zahnfabrik, B d S ckingen, Germany)과 IPS Empress System (Ivoclar, Lichtenstein), Dicor System (Dentsply International, Inc., York, PA., U.S.A.) 등

이 있으며 최근 Procera All Ceram crown system (Nobel Biocare, Goteborg, Sweden)도 새롭게 소개되고 있다. 또한 레진과 세라믹이 혼합된 ccromcer 계열의 Targis-Vectris(Ivoclar-Viva dent, Lichtenstein) 등도 사용²⁾되고 있다.

완전 도재 가공의치의 연결체를 설계함에 있어서 안전을 고려한 설계, 즉 구조의 강성 및 강도 설계가 가장 중요하다. 따라서 가공의치의 사용은 연결체의 파손 또는 파괴에 따른 비용을 감소시켜 안전성을 확보하는데 있다. 연결체의 경량화를 달성을 위해서는 안전성 및 제작 비용에 관한 제약 조건을 만족하면서 동시에 설계 목표로 구조적 성능의 만족이 필요하다. 연결체의 설계단계에 따른 최적설계방법을 효율적으로 적용할 필요성이 있다. 상기의 구조의 강성 및 강도를 평가하기 위하여 3차원 유한요소법을 이용하여 응력분포를 검토할 수 있다. 이 가공의치상에서 응력 분포는 최적의 형상을 구현하는데 이용된다.

치아는 일반적으로 비전문인들에게 생소하고 이해하기 어려운 부분이 있으므로 아래 설명³⁾ 및 Fig. 1을 통하여 이해도를 높이고자 한다.

- 치아의 crown을 덮는 부드러운 하도 코팅이다.

*교신지자, 정회원, 용인송담대학 자동차기계학부
**정회원, 인하공업전문대학 기계시스템공학부 기계과
- 논문투고일: 2006. 01. 09
- 심사완료일: 2006. 08. 01

- 반투명의 흰 색깔을 띤다.
- 신체 중 가장 단단한 섬유질 중 하나이다.
- 민감하지는 않다.

***Dentine:**

- 치아의 crown과 root부 양쪽에 걸쳐진 주 물질이다.
- 색채는 노란색에 흰색을 띤다.
- 매우 민감하다.

***Gums(Gingiva)**

- 치아들과 oral cavity 나머지 부위와 사이에 있는 과도부위이다.

***Gingival Sulcus:**

- 치아를 둘러싸고 있는 부위이다.
- 정상 깊이는 0.5에서 2 mm 정도이다.
- sulcus 상태에서는 쉽게 감염이 시작된다.

***Periodontal Ligament**

- thin fiber에 의해 뼈까지 치아가 붙은 부위이다.
- 치아에 충격 흡수작용을 한다.

***Pulp Chamber(Nerve Cavity)**

- 이 cavity는 blood vessel을 감싸고 있으며 영양분을 치아까지 전달한다. 또한, 신경은 치아를 민감하게 만든다.

- 매우 민감하다.

***Root Canals**

- 턱뼈에서 pulp chamber에 이르는 root를 통해 신경과 blood vessel을 통과하는 small canal이다.

***Pulpal Opening(Apical Foramen)**

- 치아에서 유일하게 수직 opening되는 곳이다.
- 턱뼈와 root canal까지 이 opening을 따라 신경과 blood vessel이 통과한다.

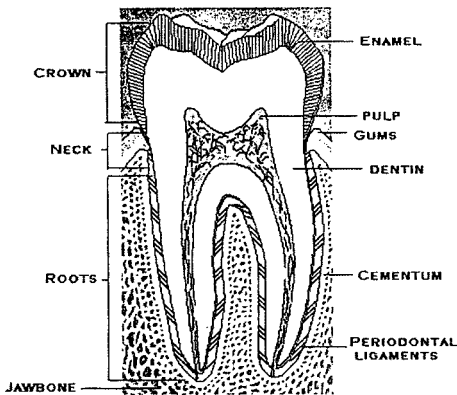


Fig. 1. The explanation and anatomy of a tooth and its supporting tissue (Courtesy by bio-mechanics of IAE).

***Bone:**

- 치아는 턱뼈에 뿌리내려 있다.
- 턱의 일부를 형성하는 뼈이다.

***Cementum:**

- root를 덮는 얇은 층이다.
- ligament가 이 부위에 붙어있다.

본 논문에서 점탄성 거동을 하는 치주구조에 대하여 periodontogram을 이용하여 단일체 periodontal embedding 부위를 적용하여 가공의치에 대하여 응력분포를 검토하는 방법 그리고 경량화와 안전성 확보를 위한 보강부위를 검토하기 위하여 토폴로지 해석 방법을 소개한다.

2. 가공의치의 3차원 유한요소해석

Partial denture에서 발생하는 응력분포를 검토하기 위하여 Fig. 2와 같은 가공의치 구조를 최대 0.2 mm 정도의 변 길이를 가지는 3D tetra solid element를 사용하여 유한 요소 모델을 구성하였다. 가공의치를 지지하는 치주부는 dentin, cortical bone, cancellous bone 그리고 periodontal ligament로 구성되며, 이 치주구조는 점탄성 거동 (viscoelastic behavior)을 한다고 참고문헌^[4]에 보고되고 있다. Fig. 2의 이 모양은 tooth & supporting tissue이며 Fig. 2의 중간불록한 부분은 tooth bridge로 가공의치의 연결부이다^[5]. Fig. 2의 중간에 불록한 부분은 유한요소 해석을 통한 강도해석을 위해 실제 tooth가 이만큼은 떨어져 있지 않으나 tooth bridge를 강조하기 위하여 중간이 불록하게 표현한 것이다.

기본 하중으로써 각 치아에 작용하는 하중은 참고 문헌^[4]에서 제시된 치아가 점탄성 거동이 발생하는 하

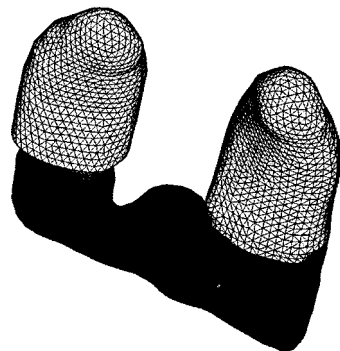


Fig. 2. 3D finite element model of tooth with partial denture.

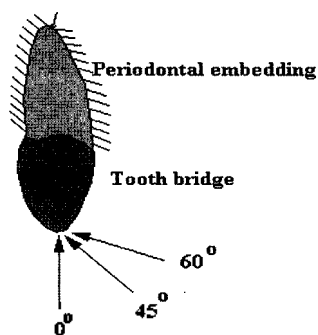


Fig. 3. Loading condition per unit tooth.

중조건(40 N/unit tooth)을 기준으로 선정하였고, 이때 biting force를 세 가지 방향으로 가정하여 각 방향에 대하여 응력분포를 검토하였다. Fig. 3에 도시한 바와 같이 biting force의 방향은 치아의 수직방향에 대하여 0°, 45°, 60° 방향으로 집중하중이 작용한다. 그리고 경계조건으로써 periodontal ligament와 bone으로 구성된 periodontal embedding 부위를 고정(경계조건)하였다.

지지구조물을 가진 치아의 3차원 유한요소 모델의 재질별 탄성계수와 포아송 비는 Table 1에 나타내었다.

Table 1. Properties of materials for 3D finite model of original tooth with supporting tissue^[5]

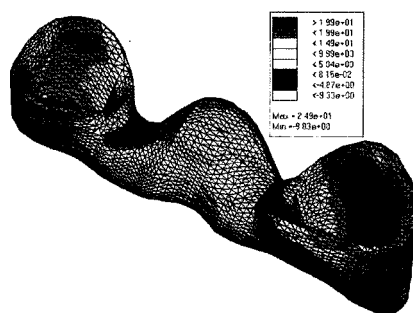
Material	Elastic modulus (MPa)	Poisson's ratio
Dentine	18,600	0.31
Cortical bone	13,800	0.31
Cancellous bone	345	0.26
Periodontal ligament	50	0.49
In-Ceram(Core)	364,000	0.33

2.1 Original Supporting Tissue 구조를 고려한 응력해석

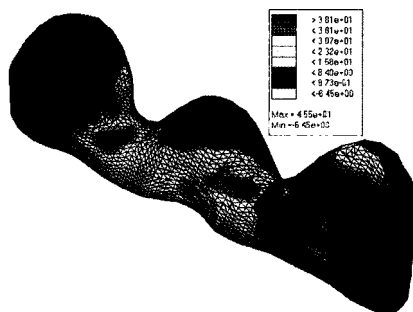
Fig. 4는 상기의 하중 조건에 대한 partial denture에서 발생하는 응력분포를 나타낸 것이다. 최대응력은 하중 방향이 0°인 경우, 24.9 MPa, 하중방향이 45°인 경우 45.5 MPa, 그리고 하중 방향이 60°인 경우 48.0 MPa를 나타내고 있다.

2.2 간이 Supporting Tissue 구조를 고려한 응력 해석

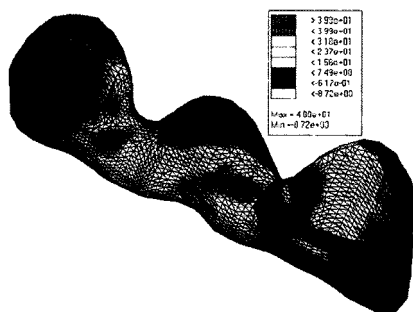
간이 supporting tissue란 periodontal ligament와



(a) Stress contour under 0° loading



(b) Stress contour under 45° loading



(c) Stress contour under 60° loading

Fig. 4. Stress contour of initial partial denture under loading angles.

bone의 점-탄성적인 거동을 하나의 periodontal embedding으로써 나타내는 가상의 치아구조이며, tissue 구조가 사람에 따라 변하기 때문에 실제적으로 partial denture를 사람 별로 고려할 수 없다. Supporting tissue는 턱뼈(jaw bone)내에 cortical bone과 cancellous bone으로 이루어져 있으며, cementum과 periodontal ligaments는 충격완화용으로 치아의 저작력(biting force)를 유지하는 dentine과 jaw bone 사이에 사용된다. 따라서 치아의 구조적인 거동만을 고려하여 Fig. 5와 같은 간이 치주모델을 고려하였으며 거동은 Fig. 6에서와 같이 간이 치아모델의 치아지지부의 거동과

선은 점탄성거동으로 나타날 수 있는 periodontogram을 참고로 하여 구성하였다^[4]. Periodontogram은 앞서 Fig. 1의 jaw bone 아래에 속하는 치아 지지부로 잇몸과 치조골 치주인대 등의 치주를 통틀어 일컫는 말로 그 구조는 periodontal ligament와 alveolar bone으로 되어 있으나 여기서 bone은 구조의 부분일 뿐 뼈를 일컫지는 않는다. Fig. 6은 periodontal embedding의 수평방향에 가해지는 힘의 응력(가로 축)대비 변형력(세로 축)을 보여주는 것이다. 또한, 수직방향 거동은 형상과 밀접한 관련이 있음을 볼 수 있으며, 간이 모델에서 dentin와 유사한 치주모양을 이용하고 일정 비율에 대한 periodontal embedding 형상을 구현함으로써 수평방향으로 100 $\mu\text{m}/2\text{ N}$ 의 비교 데이터를 검

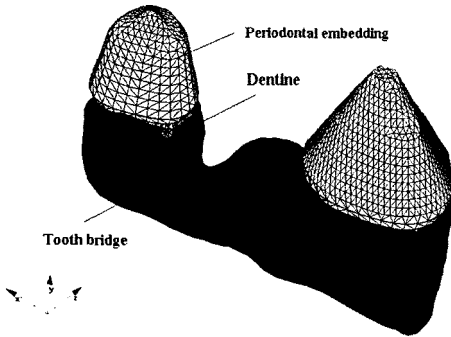


Fig. 5. 3D finite element model of simple partial denture.

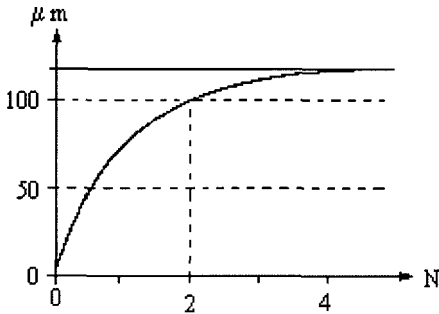


Fig. 6. Periodontogram according to reference^[4] which describes visco-elastic tooth behavior.

Table 2. Properties of materials for 3D finite model of abstraction tooth with supporting tissue

Material	Elastic modulus (MPa)	Poisson's ratio
Dentine	18,600	0.31
Periodontal embedding	15	0.10
In-Ceram(Core)	364,000	0.33

출^[4]할 수 있었다. 사용되는 물성은 Table 2에 나타나 있다. 유한 요소 구조는 요소 수는 46940개이며, 절점 수는 12474개로 이루어져 있다.

Fig. 7은 상기의 하중 조건에 대한 partial denture에서 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. Partial denture의 소재인 In-Ceram의 강도는 400 MPa이다. Fig. 4와 대비하여 간이 모델이 보다 강성이 크게 나타나는 경향이 있으며, 압축 하중조건은 약 20%의 오차를 가지지만 하중 방향변화에 따른 응력분포의 변화 양상은 유

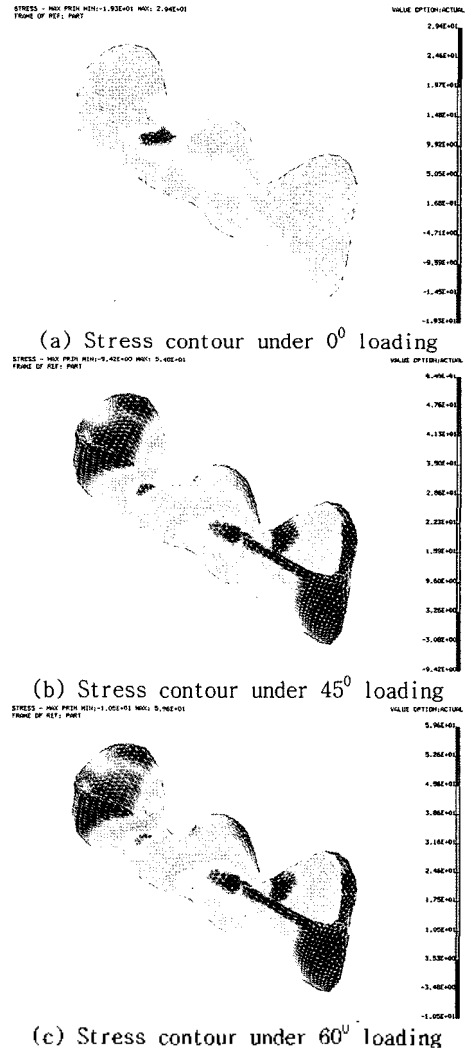


Fig. 7. Stress contour of partial denture under different loading angles.

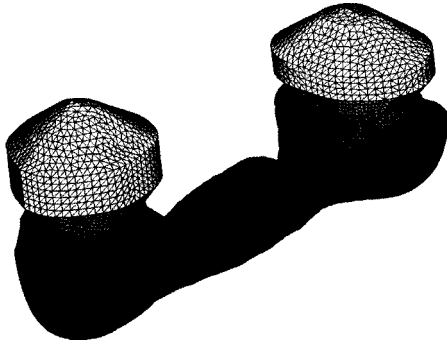
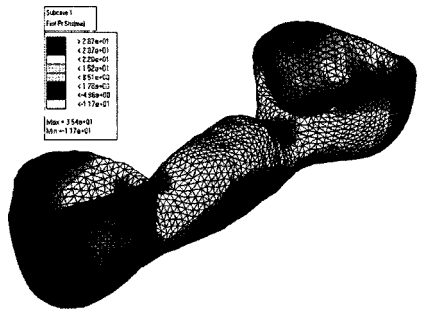
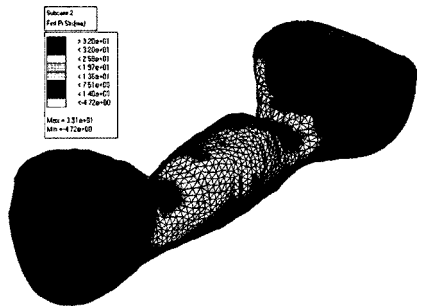


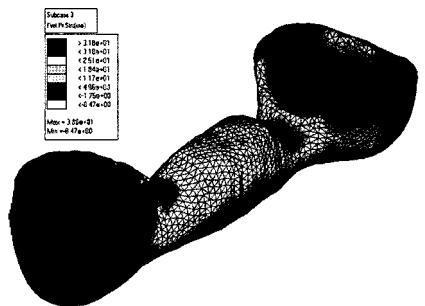
Fig. 8. 3D finite element model of simple partial denture.



(a) Stress contour under 0° loading



(b) Stress contour under 45° loading



(c) Stress contour under 60° loading

Fig. 9. Stress contour of partial denture under different loading angles.

사하게 나타내고 있다. 이러한 오차는 periodontal embedding 부위와 실제 치주부의 기동상의 차이에 의한 것이기 때문에 형상에 따른 dimension에 대한 세밀한 검토가 이루어진다면 상기의 오차는 감소시킬 수 있을 것이다.

2.3 후치 가공의치에 대한 유한요소 해석

전치부에 적용한 간이 치아 모델 기법을 후치부에 적용하였다. Fig. 8은 후치부위이며, Fig. 9는 상기의 하중 조건에 대한 partial denture에서 발생하는 응력 분포를 나타낸 것이다. 최대응력은 하중 방향이 0° 인 경우, 35.4 MPa , 하중방향이 45° 인 경우 38.1 MPa , 그리고 하중 방향이 60° 인 경우 38.6 MPa 을 나타내고 있다.

3. 위상최적설계에 대한 기본적인 이론

Tooth bridge에서 발생하는 응력분포를 개선하여 보다 안전한 연결체를 설계하기 위하여 위상최적설계 방법을 적용하였다.

위상최적설계의 기본적인 이론은 최대의 구조 강성(structural rigidity)을 갖도록 재료를 배치하는 것이다. 구조 강성을 확보하기 위하여 각 재료의 배치는 하중 작용시 변형 에너지 밀도로써 표현되는데, 설계 변수로써 구조물의 탄성 계수와 미소 요소의 구조적인 밀도를 사용해 가상의 탄성 계수를 형성하게 된다. 위상 최적설계에서, 요소 i 에 대하여 상대 밀도비 x_i 를 사용하여 재료의 상대적인 밀도를 $\rho_i = x_i \rho_0$ 로 표현하며, ρ_0 는 기준 설계영역에서 단일 요소 밀도(clement density)이며, 매개 탄성계수(intermediate elastic modulus)는 식 (1)과 같이 나타낼 수 있다.

$$E_i = \rho_i(x_i)^n E_0 \quad (1)$$

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), x_i 는 요소 i 의 상대 밀도비(relative density ratio of element i), n 은 밀도비 지수이다.

상기의 매개 탄성계수는 전체 구조물을 구성하는 미소 요소의 변형에 대한 강성계수로써 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. 3차원 블록요소에 대하여 탄성 상수는 다음과 같

이 나타낼 수 있다.

$$D(\rho) = \frac{E_o(1-\nu)(1-a,b,c)^n}{(1+\nu)(1-2\nu)}$$

$$\begin{bmatrix} 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\nu}{1-\nu} & 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\nu}{1-\nu} & \frac{\nu}{1-\nu} & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} \end{bmatrix} \quad (2)$$

여기서 상대 밀도비는 $x_i = 1 - a,b,c_i$ 로 표현할 수 있다.

a, b, c 는 3차원 블록요소를 구성하는 설계변수들 (design variables)들이다. 따라서 하중이 크게 걸리는 요소들에서는 설계변수가 상한식 (2) 행렬의 좌상단 부분에 가까워지고 하중이 거의 걸리지 않는 요소들에서는 하한식 (2) 행렬의 우하단부분에 걸리게 된다. 재료의 밀도분포에 따른 강성의 변화는 구조물의 정적 평형방정식과 민감도 해석방정식인

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

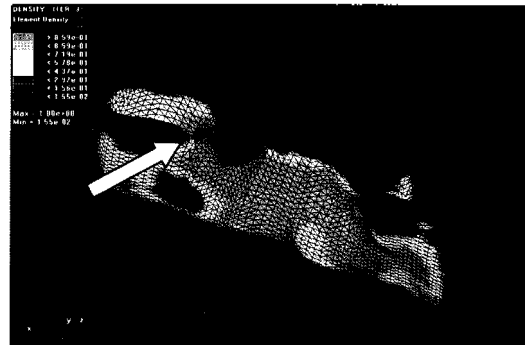
$$\{F\}^T \frac{\partial \{u\}}{\partial \rho_i} = -\{u\}^T \frac{\partial [K]}{\partial \rho_i} \{u\} = -\{u_i\}^T \frac{\partial [k_i]}{\partial \rho_i} \{u_i\} \quad (4)$$

이다. 여기서, (3)은 구조물의 정적 평형 방정식으로 재료의 밀도분포에 따른 강성의 변화를 나타낸 것으로 강성행렬 $[K]$ 의 요소인 $[k_i] = \int_{V_e} [B]^T [D(\rho_i)] [B] dV_e$ 로 표시할 수 있다.

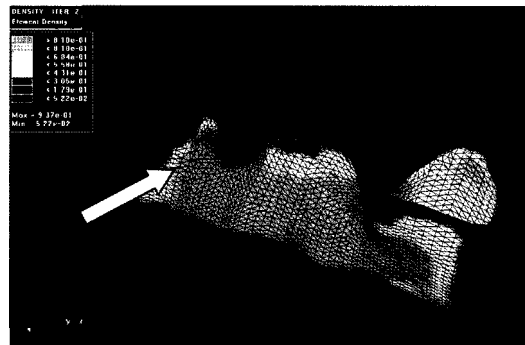
본 연구는 MSC/Nastran과 Altair/OptiStruck Topology Optimization 모듈을 이용해 해석한 것으로 이 모듈은 기본적으로 위의 식 (1)-(4)의 개념이 들어가 있으며 이 위상체적설계의 원리에 의하여 참고문헌¹⁴⁾의 3방향에서의 가공의치가 받는 단순 응력분포를 Fig. 12의 위상체적설계 응력분포로 나타낼 수 있었다. 또한 Fig. 12의 세 방향에서의 tooth bridge의 위상곡선을 기초로 Fig. 11의 3차원 보강된 tooth bridge의 모델이 결정되는 것이다.

3.1 연결체 보강구조설계를 위한 구조적 위상설계
Fig. 10은 Fig. 6의 가공의치에서의 보강할 부위에

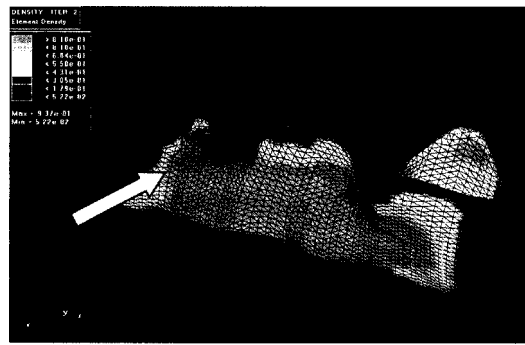
대한 요소 밀도를 나타낸 것으로 화살표 주변 색깔이 진할수록 요소 밀도가 조밀함을 나타내고 있다. 수직 하중방향에서 수평방향으로 전환됨에 따라 측면부분 붉은 색이 전위됨을 알 수 있다. 이 위상형태로부터 세 하중조건에 대한 공통된 보강 형태는 오목한 부분의 corner 부위로 알 수 있다. 즉, Fig. 11-(a)에서는 오목한 부분의 상단이지만 Fig. 11-(b),(c)일 경우에는 측면부분이 된다. 특히 완전측면부분은 수직방향의 하중에 대하여 강성이 약해질 수 있음을 알 수 있다.



(a) Topological contour under 0° loading



(b) Topological contour under 45° loading



(c) Topological contour under 60° loading

Fig. 10. Topological contour of tooth bridge under different loading angles.

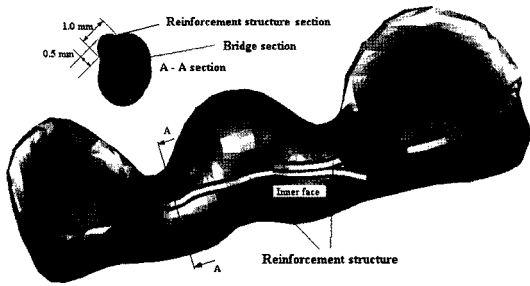


Fig. 11. Three-dimensional model of reinforced tooth bridge.



(a) Topological contour under 0° loading



(b) Topological contour under 45° loading



(c) Topological contour under 60° loading

Fig. 12. Topological contour of tooth bridge under loading angles.

3.2 보강모델에 대한 응력해석

상기의 3.1에 Fig. 10의 3가지 각도 loading 결과를 통한 위상최적설계로부터 구성될 수 있는 보강형태는 Fig. 11과 같이 나타낼 수 있다. Fig. 11의 A-A 단면도에 도시한 바와 같이 폭 1.0 mm 그리고 높이 0.5 mm 정도의 보강 형태로써 상단과 측면의 corner 부위와 일부 상단부를 보강하여 검토하였다.

또한 제시된 보강부위의 미세 위치변화에 따른 영향을 검토한 결과 제시된 보강 부위에 대비 강도가 약 2% 이하의 변화를 나타내므로 실제 연결체의 제작시 상당히 많은 위치변동이 아니라면 연결체의 성능에 큰 문제가 되지 않으리라고 판단된다.

이 모델에 대한 응력분포가 Fig. 12에 나타나 있으며, 최대응력은 하중 방향이 0°인 경우 23.3 MPa, 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.

4. 고 찰

본 논문은 참고문헌⁽⁴⁾에서 제시된 periodontogram을 이용하였다. 복잡한 치주구조를 단일체의 periodontal embedding 부위로 대체시켰다. 3차원 가공의치에 대한 형상을 저작력(biting force)에 따른 응력분포로 예측할 수 있었다. 이는 실제 치주구조를 모델링하였을 때와 가상의 치주구조로써의 periodontal embedding을 이용하였을 때에서 응력분포를 검토하여 가상의 치주구조는 저작각 당 차이는 보이지만 평균 최대응력 21%의 향상을 보이면서 그 효율성이 검토되었다. 또한 최대의 구조 강성을 갖도록 재료를 배치하도록 하는 설계 방법인 위상최적설계를 이용하여 가공의치에서 발생하는 응력분포를 개선하여 보다 안전한 연결체를 설계할 수 있는 방법을 제시하고 있다. 이는 안전성, 재료비 감소, 그리고 경량화 및 사람 및 장착 부위에 따른 적합한 형상의 가공의치를 손쉽게 virtual prototype을 만들 수 있게 함으로써 유용한 설계 방법이라 할 수 있으며, 다양한 의공학 구조물 설계에 응용될 수 있는 방법이다.

5. 결 론

1. 3차원 유한요소법을 이용하여 가공의치 연결체 구조의 강성, 강도 및 응력분포를 검토하였다.
2. 가공의치의 사용에 따르는 연결체의 파손 또는

과괴에 따른 비용을 감소시켜 안전성을 확보하는 tooth bridge 모델을 제시하였다.

3. 치아 빛 치골구조가 사람에 따라 변하기 때문에 실제적으로 tooth bridge를 사람 별로 고려할 수 없으므로 주요 저작 각도에 따른 virtual prototyp으로써 가공의치를 구현할 수 있었다.

4. 위상최적설계를 이용하여 tooth bridge에서 발생하는 응력분포를 약 20% 이상 향상시켰으며 기존의 tooth bridge에 비하여 최대의 구조 강성(structural rigidity)을 갖는 적합한 형상의 tooth bridge 모델을 구성하였다.

참고문헌

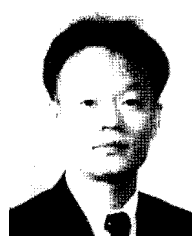
1. Phophi, K., George, P., Stephen, C. B. and David, A. Felton, "Stress Concentration in All-ceramic Posterior Fixed Partial Dentures", *Quintessence International*, Vol. 27, No. 10, 1996.
2. Alfred, W. F., "Cast Connectors as Cores for Ceramometal Pontics on Removable Partial Dentures and for Splinting Anterior Crowns", *American Dental Journal*, Vol. 63, No. 2, 1990.
3. IAE, "Biomechanics: Anatomy of a Tooth and It's Supporting Tissue", 1999.
4. Peter, P., Pcter, R., Gerhard, G. and Wolfgang, G., "All Ceramic Resin-bonded Bridges-A 3-dimensional Finite Element Analysis Study", *European Journal of Oral Sciences*, Vol. 104, 1996.
5. Satish, C., Vijay, K., Robot, C. S. and Senthil, A., "A Three-dimensional Finite Element Model", *Operative Dentistry*, No. 13, pp. 128-137, 1988.
6. Gher, E. Jr, Dunlap, M., Anderson, H. and Kuhl, V., "Clinical Survey of Fractured Teeth", *Journal of the American Dental Association*, Vol. 114, pp. 174-177, 1987.
7. Goel, K., Khera, C., Senthil, G. and Chen, R., "Effect of Cavity Design on Stresses in First Molar", *Journal of Dental Research*, 64 Abstracts of Papers, pp. 350, Abstract 1577, 1985.
8. Gurusami, A., "Stresses in Human Teeth-an Application of the Finite Element Technique", Master's thesis, University of Iowa Graduate College, 1985.
9. Kayser, A., Battistuzzi, P., Snock, P. and Spanauf, A., "The Rationale for the Indication and Design of the MOD Inlay", *Australian Dental Journal*, Vol. 27, pp. 22-26, 1982.
10. Landy, N. and Simonsen, R., "Cusp Fracture Strength in Class 2 Composite Resin Restorations", *Journal of Dental Research*, Vol. 63, Abstract of Papers, pp. 175, Abstract 40, 1984.



이 정 익

1991년 한양대학교 기계공학과 학사
1993년 한양대학교 정밀기계공학과 석사
1999년 한양대학교 정밀기계공학과 박사
1993년~1999년 (주)대우전자 선임연구원
2000년~현재 용인송담대 자동차공학부 교수

관심분야: CAD/CAM/CAE/공장자동화, 생산자동화



고 병 갑

1987년 한양대학교 기계공학과 학사
1989년 한양대학교 기계설계공학과 석사
1995년 한양대학교 기계설계공학과 박사
1996년~1997년 University of Virginia, Research Associate

1998년~현재 인하공업전문대학 기계시스템공학부 기계과 교수
관심분야: CAD/CAM/CAE/공장자동화, FEM/BEM