임플란트 지지 캔틸레버 고정성 보철물 장착시 과두와 하악골의 응력 분포에 관한 3차원 유한요소법적 연구

경희대학교 치과대학 치과보철학교실

김 연 수·이 성 복

A Study on the Stress Distribution of Condylar Region and Edentulous Mandible with Implant-Supported Cantilever Fixed Prostheses by using 3-Dimensional Finite Element Method.

Kim Yeon-Soo, D.M.D., M.S.D., Lee Sung-Bok, D.M.D., M.S.D., Ph.D.

Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Graduate School, Kyung Hee University

The purpose of this study was to analyze the stress distribution of condylar regions and edentulous mandible with implant-supported cantilever prostheses on the certain conditions, such as amount of load, location of load, direction of load, fixation or non-fixation on the condylar regions.

Three dimensional finite element analysis was used for this study. FEM model was created by using commercial software, ANSYS(Swanson, Inc., U.S.A.). Fixed model which was fixed on the condylar regions was modeled with 74323 elements and 15387 nodes and spring model which was sprung on the condylar regions was modeled with 75020 elements and 15887 nodes. Six Brånemark implants with 3.75 mm diameter and 13 mm length were incorporated in the models. The placement was 4.4 mm from the midline for the first implant; the other two in each quardrant were 6.5 mm apart. The stress distribution on each model through the designed mandible was evaluated under 500N vertical load, 250N horizontal load linguobuccally, buccal 20 degree 250N oblique load and buccal 45 degree 250N oblique load . The load points were at 0 mm, 10 mm, 20 mm along the cantilever prostheses from the center of the distal fixture.

The results were as follows;

1. The stress distribution of condylar regions between two models showed conspicuous differences. Fixed model showed conspicuous stress concentration on the condylar regions than spring model under vertical load only. On the other hand, spring model showed conspicuous stress concentration on the condylar regions than fixed model under 250N horizontal load linguobuccally, buccal 20 degree 250N oblique load and buccal 45 degree 250N oblique load.
2. Fixed model showed stress concentration on the posterior and mesial side of working and balancing condylar necks but spring model showed stress concentration on the posterior and mesial side of working condylar neck and the posterior and lateral side of balancing condylar neck under vertical load.

3. Fixed model showed stress concentration on the posterior and lateral side of working condylar neck and the anterior and mesial side of balancing condylar neck but spring model showed stress concentration on the anterior sides of working and balancing condylar necks under horizontal load linguobuccally.
4. Fixed model showed stress concentration on the posterior side of working condylar neck and the posterior and lateral side of balancing condylar neck but spring model showed stress concentration on the anterior side of working condylar neck and the anterior and lateral side of balancing condylar neck under buccal 20 degree oblique load.
5. Fixed model showed stress concentration on the anterior and lateral side of working condylar neck and the posterior and mesial side of balancing condylar neck but spring model showed stress concentration on the anterior side of working condylar neck and the anterior and lateral side of balancing condylar neck under buccal 45 degree oblique load..
6. The stress distribution of bone around implants between two models revealed difference slightly. In general, magnitude of Von Mises stress was the greatest at the bone around the most distal implant and the progressive decrease more and more mesially. Under vertical load, the stress values were similar between implant neck and superstructure vertically, besides the greatest on the distal side horizontally.
7. Under horizontal load linguobuccally, buccal 20 degree oblique load and buccal 45 degree oblique load, the stress values were the greatest on the implant neck vertically, and great on the labial and lingual sides horizontally.

After all, it was considered that spring model was an indispensable condition for the comprehension of the stress distributions of condylar regions.

Key words : cantilever, three dimensional finite element analysis, condyle, implant, fixed model, spring model

임플란트 지지 캔틸레버 고정성 보철물 장착시 과두와 하악골의 응력 분포에 관한 3차원 유한요소법적 연구

경희대학교 치과대학 치과보철학교실

김 연 수·이 성 복

Ⅰ. 서 론

치아 결손에 의해 상실된 구강 기능을 회복하기 위해서 고정성 국소의치, 가철성 국소의치, 총의치 등의 여러 가지 전통적인 보철 수복 방법이 사용되어 왔다. 이러한 전통적인 방법에 의한 보철 수복이 불가능하거나, 가능한 경우에도 가철성 보철물을 기피하려는 환자들의 요구 때문에 치과 임플란트의 필요성은 점차 증가되고 있다[1].

스웨덴의 Brånemark가 생체와 금속간의 직접적인 결합 현상을 발견하고 골 유착이란 개념에 대해 보고한 후 장기간의 기초 및 임상 시험을 통하여 1980년대 이후 치근형 골 유착성 임플란트가 치과 수복 분야에 널리 이용되고 있다[2-5]. 골 유착성 임플란트 보철물이 구강내에서 장기간 성공적으로 유지되어 정상적인 기능을 하기 위해서는 임플란트 재료 자

체의 생체 적합성, 골 조직의 양과 질, 외과 술식 및 상부 보철물의 설계 등 여러 요소가 중요하지만 특히 골 유착성 임플란트 보철물은 생체 기능성의 측면에서 구강이라는 특수한 환경에서 저작시 발생하는 교합력에 대해 적절히 지지할 수 있도록 생체 역학적으로 설계되어야 한다[6,7]. 따라서 저작시 발생하는 하중으로 인한 응력 집중에 의해 임플란트 또는 상부 구조물 및 주변 골 조직에 미치는 유해한 영향을 분석하여 이를 최소화할 수 있는 방법을 개발하고자 하는 것이 오늘날 국 내외적인 추세이다[8-10].

이와 더불어, 기능 운동시 관절에 가해지는 힘의 양상을 파악하고자 하는 노력이 진행되어 왔다. 즉, 악관절이 기능 운동시 응력을 받는가에 대해 많은 논의가 있었는데 저작시 교합력을 통해 분산되고, 악관절 조직은 힘을 감당하기에 부적당하다는 주장에 근거하여 Roberts와 Tattersall[11], Roberts[12]는 악관절이 응력을 받지 않는다고 주장하였고, 반면 악관절은 일생에 걸쳐 넓은 골 조직의 재형성이 이루어지고 이 과정이 치열의 변화와 밀접히 연관되어 있는 사실을 들어 Hylander[13,14]와 Roydhouse[15]는 악관절이 응력을 받는다고 하였다.

또 다른 논의로는 편측 저작시 어느 과두가 더 큰 응력을 받느냐에 관한 것인데, Page[16], Hekneby[17]는 작업측 과두가 더 큰 응력을 받는다고 했고, 양측 근육 힘의 비와 과두 응력의 비교 연구를 통해 Hylander[13,14], Roydhouse[15], Smith[18]는 균형측 과두가 더 큰 응력을 받는다고 했다. 이러한 논의가 계속되고 있는 이유는 악관절 기능 장애를 일으키는 요인은 다양하며 환자에서 관절에 작용하는 힘의 분포나 크기를 정확하게 측정하기가 어렵기 때문이다. 이러한 악관절의 응력을 이해하는 것은 악관절 기능 장애의 치료뿐만 아니라 인공 관절을 설계하는 데도 많은 도움을 줄 것이다.

저작 기능시 과두와 임플란트 및 주변 골 조직에 대한 응력 해석은 직접 구강내에서 실행하는 것이 가장 정확하나 실질적으로 실행 및 측정이 어렵기 때문에 간접적인 해석 방법[19,20]이 널리 이용되고 있다. 이러한 간접적인 해석 방법 중에서, 최근 고성능 컴퓨터의 발달과 함께 미세 부위까지 응력 해석이 가능한 유한요소법을 이용한 연구[21-24]가 보고되고 있다. 그러나, 유한요소법의 경우에는 해석 대상의 구조를 도형 상에서 유한 개의 요소로 분할하기 때문에 요소를 분할하는 크기 및 방법에 따라 해석의 오차 값이 달라지고 특히 경계 조건을 어떻게 설정하느냐에 따라 해석의 결과가 매우 달라질 수 있다는 단점이 있다. 국 내외에서 보고되고 있는 많은 연구에서도 초기의 해석 모델의 설정에 어려움과 이로 인한 결과의 한계성에 대해 지적하고 있다[25-28]. 즉, 인체의 하악골로부터 직접적으로 모델링을 수행하는데 따르는 어려움으로 인해, 컴퓨터 단층 촬영을 이용하여 하악골을 모델링한 경우가 많다. 최근에는 점차 많은 연구들이 가급적 많은 변수를 삽입함으로써 구강내 상태에 근접하려는 노력들이 진행중이며, 저작근의 작용을 적용시킨 모델을 이용한 실험들이 이루어지고 있다[29-31]. 그러나, 측두하악관절 부위의 가동성 요소를 표현한 경우는 극히 미미한 실정이다.

따라서, 본 연구에서는 사체의 하악골을 이용하여 하악골을 모델링하고, 저작근의 작용을 고려하였으며, 측두하악관절 부위에 인장 및 압축, 비틀림을 허락하는 스프링 요소(spring element)를 사용하여 가동성을 부여한 경우와 측두하악관절 부위에 가동성을 부여하지 않은 경우로 나누어, 다양한 하중하에 임플란트 지지 캔틸레버 고정성 보철물을 하악에 장착시 과두와 임플란트 주변골의 응력 분포를 비교 분석함으로써 측두하악관절 부위가 응력 분포에 어떠한 영향을 미치는 지 알아보고자 하는 데 그 목적이 있다.

Ⅱ. 연구재료 및 방법

1. 하악골의 모델링

하악골내 상태를 보다 구체적으로 재현하기 위해 사체의 하악골을 레진으로 포매한 후 경조직 절단기를 이용하여 두께 1 mm의 절편을 제작하였다(Fig. 1). 본 연구에 사용된 사체의 하악골은 유치악 상태였으며, 임플란트 수명을 위해 최소 1 mm 두께의 피질골이 필요하다는 보고[32]를 참고하여 상부는 두께 1 mm 이상의 피질골을 가진 평평한 형태로 설정하였으며, 다른 부위는 사도(tracing)를 이용하여 구현하였다. 얻어진 사도를 일반 스캐너장비를 이용하여 컴퓨터로 옮긴 다음 CAD프로그램인

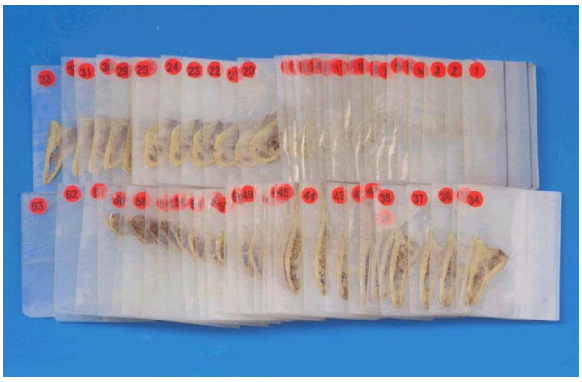

Fig. 1. Sectioned human mandible

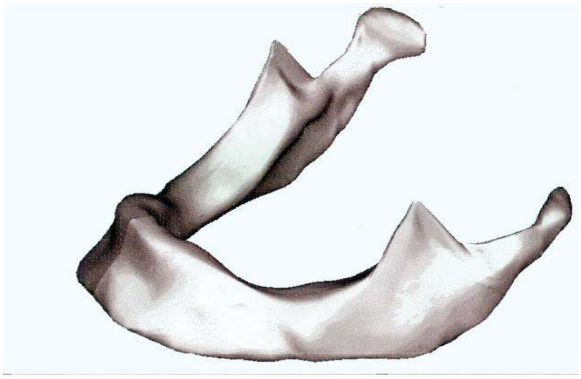

Fig. 2. Surface model of human mandible

MDT(Mechanical Desk Top, Auto desk Inc., U.S.A.)을 사용하여 절단 간격으로 배열한 후 와이어 프레임(wire frame)상태의 기본 3차원 형태를 얻었으며 이를 기초로 3차원 표면 하악골(surface mandible) 모델을 완성하였다(Fig. 2).

2. 임플란트와 상부 구조의 모델링

임플란트 고정체는 직경 3.75 mm, 길이 13 mm인 나사형 Brånemark implant(Nobel Biocare AB, Gothenburg, Sweden)를 사용하였다. 이를 버어니어 켈리퍼스로 실측하여 고정체의 축방향 단면 치수를 얻었고 MDT 프로그램을 이용하여 3차원 고정체 모형을 완성하였다.

상부 구조는 전치부와 구치부에서 실제 발거된 치아와 시술된 보철물을 참조하여 1 mm 간격씩 단면 부위를 모눈종이에 도시하여 높이 8mm의 기본 상부 구조를 얻었으며, 이를 CAD화하여 임플란트 지지 캔틸레버 고정성 보철물 형태로 모델링 하였다.

3. 측두하악관절과 근육 부위의 모델링

과두는 하악골 모델링 부위에서 표현하였으며 측두골은 해석상, 과두를 둘러싸고 있는 일부 부위만을 기존의 물성치를 이용하여 모델링하였다. 과두와 측두골 사이의 관절 원판은 간격 요소(gap element)와 기능이 비슷하면서 보다 해석결과가 안정적인 2개의 절점(node)을 가지는 스프링 요소(spring element)를 사용하는 것이 효율적인 것으로 판단되어 이를 사용하였다[33,34].

근육부위는 Nelson[35], Starmans 등[36]의 연구에 근거하여 편측 구치 저작시 관여하는 저작근의 힘, 방향, 부착부위를 평행한 다수의 근 긴장 벡터들로 나타내었고, 관절 원판에 부착되는 외측 익돌근 상두는 기능의 불확실성과 연구의 복잡함 때문에 생략하였다(Fig. 3). 근육 힘의 양은 (Xmi · K) · EMGmi= Mir 로 표시되었는데, Xmi는 근육의 단면적, K는 골격근의 상수(N/㎠), EMGmi 는 최대 반응에 대한 근육 수축의 scaled values, Mir은 근육 힘의 양이고, 여기서 Xmi · K 는 근육에 대한 weighting factor이고, EMGmi 값은 scaling factor로서 양자의 곱으로 표시되었다(Table. 1)[35,36].

4. 해석 모델

모든 재료는 등방성, 균질성, 선형 탄성체로 모델링 하였으며, 재료 성질은 다음과 같다(Table. 2).

본 실험에 사용된 경계 조건은 하악골의 과두 부위의 자유도(degree of freedom)를 구속하는 경우(fixed model)와 실제 과두 부위의 가동성을 고려하여 스프링으로 측두골과 연결하여 모든 방향의 변위를 허용하는 경우(spring model)로 나누어 해석하였다. 그리고 저작시 양측 과두가 측두골 관절와의 중심에 위치한다는 전제 조건을 설정하였다.

요소와 절점수는 측두하악관절 부위가 구속된 구속형 모델의 경우, 74323개의 요소와 15387개의 절점이 사용되었으며, 측두하악관절 부위에 가동성을 허용한 스프링 모델의 경우에는 75020개의 요소와 15887개의 절점이 사용되었다.

Table 1. Muscle load sets for a unilateral molar clenching task.

Muscle group	Muscle group weight(N)	Scaling Factors		Unit vector coordinates-R		
		R/WS	L/BS	X	Y	Z
Superficial masseter	190.40	0.72	0.60	-0.207	+0.885	+0.419
Deep masseter	81.60	0.72	0.60	-0.546	+0.758	-0.358
Medial pterygoid	174.80	0.84	0.60	+0.486	+0.791	+0.372
Anterior temporalis	158.00	0.73	0.58	-0.149	+0.988	+0.044
Middle temporalis	95.60	0.66	0.67	-0.221	+0.837	-0.500
Posterior temporalis	75.60	0.59	0.39	-0.208	+0.474	-0.855
Lateral pterygoid	66.90	0.30	0.65	+0.630	-0.174	+0.757

① R: Right, L: Left, WS: Working Side, BS: Balancing Side

② The X,Y,Z coordinates are the three dimensional coordinates of unit vectors representing muscle direction. all coordinates are referenced to a global Carthesian coordinates system , where the XY plane is the frontal plane in which the mandible was originally imaged, XZ represent the orientation of the occlusal plane, and YZ plane lies orthogonally to both XY and XZ.

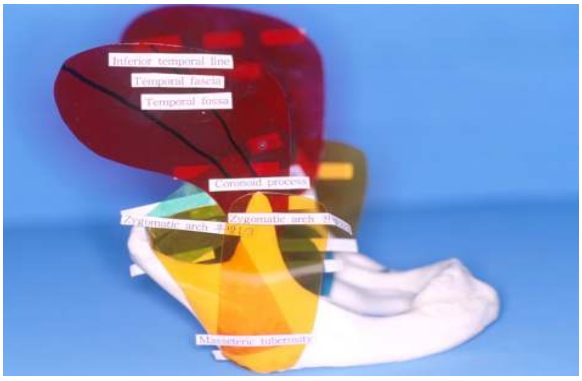

Fig. 3. Muscle attached model

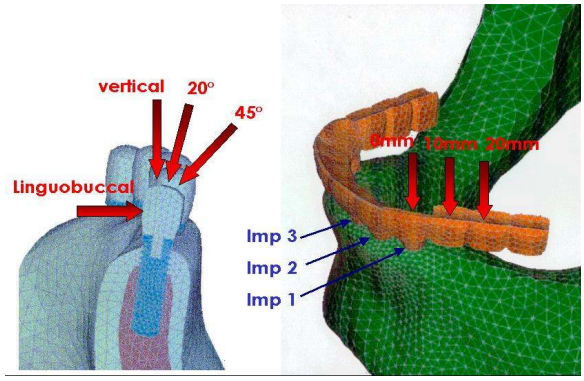

Fig. 4. Load conditions.

Table 2. Material Properties

Material	Young's Modulus(MPa)	Poisson's Ratio(v)
Type Ⅲ gold alloy	90,000	0.33
Cortical bone	14,000	0.30
Cancellous bone	1,500	0.30
Titanium	110,000	0.33

임플란트는 정중선으로 부터 4.4 mm 떨어진 위치에 첫 임플란트를 식립했고, 다른 2개는 6.5 mm 이상의 위치에서는 응력이 거의 영향을 미치지 않는다는 보고[37]를 참고하여 각각 6.5 mm 간격으로 편측 3개씩 총 6개를 식립하여 최후방 임플란트를 임플란트1, 근심쪽으로 이동하면서 각각 임플란트 2, 임플란트3으로 하였다(Fig. 4). 응력 분포를 비교 분석하고자, 각각의 임플란트별로 보철물의 최상부로부터 임플란트의 최하부점까지의 거리를 수직적으로 12개의 위치로 나누었으며, 각 위치당 수평적으로 4개의 위치(협측, 설측, 근심, 원심)로 나누어 총 48개의 위치에서 응력을 측정하였고, 이를 상부구조, 임플란트 경부, 임플란트 고정체의 3부위로 분류하여 관찰을 하였다.

하중 조건은 정하중을 캔틸레버를 따라 최후방 임플란트의 교두(cusp) 부위(0 mm)에 하중점을 정하였고, 이로부터 원심 10 mm, 20 mm 위치에서 각각 협측교두 중심에 하중점을 정하였다. 하중 방향은 1)장축방향으로 수직 500N 하중을 가한 경우, 2) 설협 방향으로 90도 수평 250N 하중을 가한 경우, 3)치아 장축으로부터 협측 20도 경사 250N 하중을 가한 경우, 4)치아 장축으로부터 협측 45도 경사 250N 하중을 가한 경우로 하였다(Fig. 4).

모든 임플란트는 100% 골 유착되었으며 그 위에 상부 구조가 부착된 것으로 간주했다. 본 실험의 유한요소 모형의 해석은 ANSYS(version 5.3, Swanson Analysis System Incorporation, U.S.A.)유한요소 프로그램을 이용하여 Enterprise 3500 Workstation(Sun Microsystems, Inc., U.S.A.)상에서 수치계산(solution)과 후처리(post-processing) 과정을 수행하였다.

Ⅲ. 연구 성적

각 하중 조건하의 응력 분포를 과두 부위와 임플란트 주변골 부위로 나누어 해석하였다.

1. 과두 부위의 응력 분포 비교

압축력을 나타내는 최소 주응력을 각각 과두와 과두경부에 따라 비교하였다.

(1) 장축 방향으로 수직 500N 하중을 가한 경우

구속형 모델에서, 0 mm 하중 위치시 작업측에서 최소 주응력은 과두 후방측(-26.4 N/㎟)과 과두경부 후내측(-248.4 N/㎟)에 집중되었고, 균형측에서도 과두 후방측(-21.4 N/㎟)과 과두경부 후내측(-239.5 N/㎟)에 집중되었다. 이러한 경향은 후방 10 mm, 20 mm 위치에서 하중을 가한 경우에서도 유사한 응력 분포를 보였으며, 최소 주응력량은 과두경부에서는 감소하는 경향을 보였으나 과두에서는 일정한 양상이 없었다(Fig.7,8).

스프링 모델에서, 0 mm 하중 위치시 작업측에서 최소 주응력은 과두 후내측 (-61.8 N/㎟)과 과두경부 후내측(-102.2 N/㎟)에 집중되었고, 균형측에서는 과두 후외측(-66.8 N/㎟)과 과두경부 후외측(-95.6 N/㎟)에 집중되었다. 이러한 경향은 후방 10 mm 위치에서 하중을 가한 경우에서는 유사한 응력 분포를 보였으나, 후방 20 mm 위치에서 하중을 가한 경우에서는 작업측에서 최소 주응력은 과두 전방측과 과두경부 후내측 에 집중되었고, 균형측에서는 과두 외측과 과두경부 후외측에 집중되었다. 최소 주응력량은 과두와 과두경부 모두에서 감소하는 경향을 보였다(Fig.5-8).

상기 결과에서, 수직 하중시 2개의 모델간에 응력 분포와 응력량에 있어 차이를 보였다(Plate 1-6).

(2) 설협 방향으로 90도 수평 250N 하중을 가한 경우

구속형 모델에서, 0 mm 하중 위치시 작업측에서 최소 주응력은 과두 후외측(-8.7 N/㎟)과 과두경부 후외측(-8.2 N/㎟)에 집중되었고, 균형측에서는 과두 후내측(-2.1 N/㎟)과 과두경부 전내측(-13.4 N/㎟)에 집중되었다. 이러한 경향은 후방 10 mm, 20 mm 위치에서 하중을 가한 경우에서도 유사한 응력 분포를 보였으나 작업측 과두경부의 응력 분포는 후외측에서 전외측으로 이동되었다. 최소 주응력량은 과두경부에서는 증가하는 경향을 보였으나 과두에서는 일정한 양상이 없었다(Fig.7,8).

스프링 모델에서, 0 mm 하중 위치시 작업측에서 최소 주응력은 과두 중앙측 (-67.2 N/㎟)과 과두경부 전중앙측(-211.0 N/㎟)에 집중되었고, 균형측에서도 과두 중앙측 (-63.3 N/㎟)과 과두경부 전중앙측(-196.6 N/㎟)에 집중되었다. 이러한 경향은 후방 10 mm, 20 mm 위치에서 하중을 가한 경우에서도 유사한 응력 분포를 보였다. 최소 주응력량은 과두와 과두경부 모두에서 증가하는 경향을 보였다(Fig.5-8).

상기 결과에서, 설협 방향으로 90도 수평 하중을 가한 경우 2개의 모델간에 응력 분포와 응력량에 있어 차이를 보였다(Plate 7-12).

(3) 치아 장축으로부터 협측 20도 경사 250N 하중을 가한 경우

구속형 모델에서, 0 mm 하중 위치시 작업측에서 최소 주응력은 과두 후방측(-27.1 N/㎟)과 과두경부 후중앙측(-87.9 N/㎟)에 집중되었고, 균형측에서는 과두 후방측(-10.2 N/㎟)과 과두경부 후외측(-85.5 N/㎟)에 집중되었다. 이러한 경향은 후방 10 mm, 20

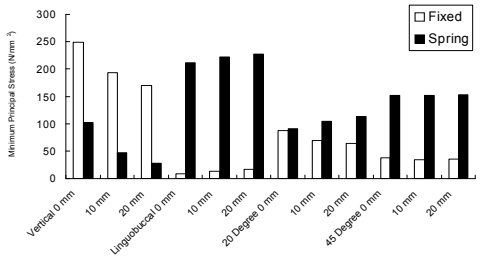

Fig. 5. Minimum principal stresses in the working condylar neck on fixed and spring model (N/mm^2)

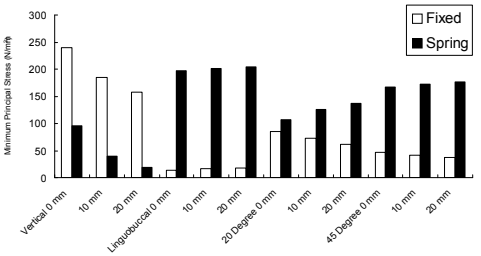

Fig. 6. Minimum principal stresses in the balancing condylar neck on fixed and spring model(N/mm2)

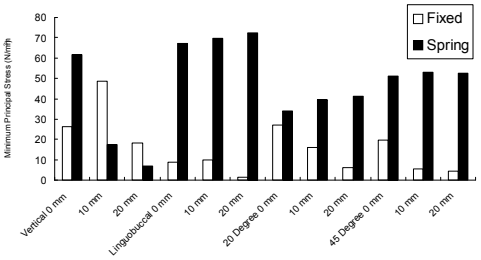

Fig. 7. Minimum principal stresses in the working condylar head on fixed and spring model(N/mm2)

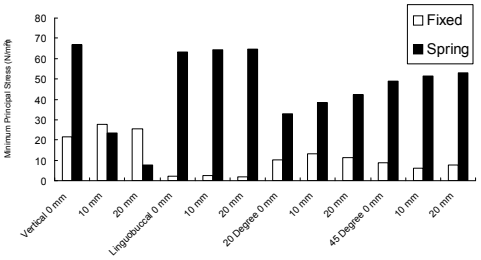

Fig. 8. Minimum principal stresses in the balancing condylar head on fixed and spring model(N/mm2)

mm 위치에서 하중을 가한 경우 과두에서는 유사한 응력 분포를 보였으나 작업측 과두경부의 응력 분포는 후중앙측에서 후내측방향으로 이동되었고, 균형측 과두경부의 응력 분포는 후외측에서 후내측방향으로 이동되었다. 최소 주응력량은 과두경부와 작업측 과두에서는 감소하는 경향을 보였으나 균형측 과두에서는 일정한 양상이 없었다(Fig.8).

스프링 모델에서, 0 mm 하중 위치시 작업측에서 최소 주응력은 과두 중앙측 (-34.1 N/㎟)과 과두경부 전중앙측(-91.2 N/㎟)에 집중되었고, 균형측에서는 과두 중앙측 (-32.9 N/㎟)과 과두경부 전외측 (-107.3 N/㎟) 에 집중되었다. 이러한 경향은 후방 10 mm, 20 mm 위치에서 하중을 가한 경우에서도 유사한 응력 분포를 보였다. 최소 주응력량은 작업측과 균형측에서 증가하는 경향을 보였다(Fig.5-8).

상기 결과에서, 치아 장축으로부터 협측 20도 경사 하중을 가한 경우 2개의 모델간에 응력 분포와 응력량에 있어 차이를 보였다(Plate 13-18).

(4) 치아 장축으로부터 협측 45도 경사 250N 하중을 가한 경우

구속형 모델에서, 0 mm 하중 위치시 작업측에서 최소 주응력은 과두 후방측(-19.9 N/㎟)과 과두경부 전외측(-37.2 N/㎟)에 집중되었고, 균형측에서는 과두 후방측(-8.9 N/㎟)과 과두경부 후내측(-46.2 N/㎟)에 집중되었다. 이러한 경향은 후방 10 mm, 20 mm 위치에서 하중을 가한 경우 유사한 응력 분포를 보였으나 작업측 과두경부의 응력 분포는 전외측에서 후내측으로 이동되었다. 최소 주응력량은 작업측 과두와 균형측 과두경부에서는 감소하는 경향을 보였으나 균형측 과두에서는 일정한 양상이 없었다 (Fig.8).

스프링 모델에서, 0 mm 하중 위치시 작업측에서 최소 주응력은 과두 중앙측(-51.3 N/㎟)과 과두경부 전중앙측(-151.9 N/㎟)에 집중되었고, 균형측에서는 과두 중앙측(-49.1 N/㎟)과 과두경부 전외측(-167.3 N/㎟)에 집중되었다. 이러한 경향은 후방 10 mm, 20 mm 위치에서 하중을 가한 경우에서도 유사한 응력 분포를 보였다. 최소 주응력량은 증가하는 경향을 보였으나 차이는 미미했다 (Fig.5-8).

상기 결과에서, 치아 장축으로부터 협측 45도 경사 하중을 가한 경우 2개의 모델간에 응력 분포와 응력량에 있어 차이를 보였다(Plate 19-24).

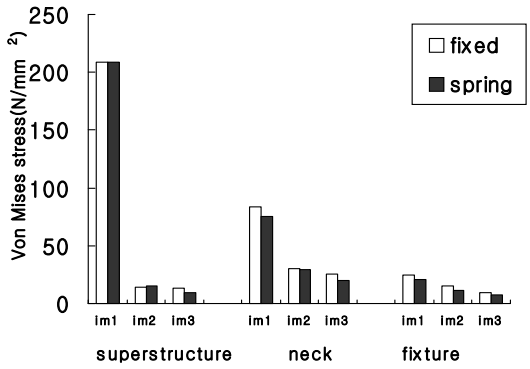

Fig. 9. Von Mises stress under 500 N vertical load at 0 mm along the cantilever prosthesis. (im ; implant)

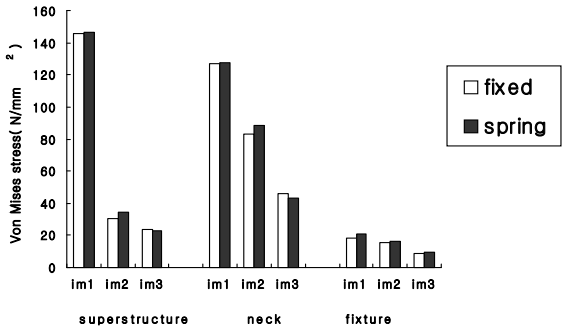

Fig. 12. Von Mises stress under 250 N linguo-buccal load at mm along the cantilever prosthesis.(im ; implant)

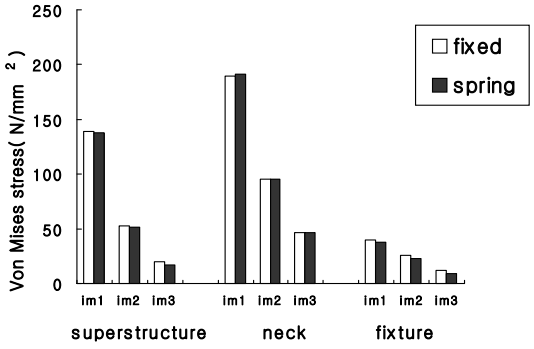

Fig. 10. Von Mises stress under 500 N vertical load at 10 mmalong the cantilever prosthesis.(im ; implant)

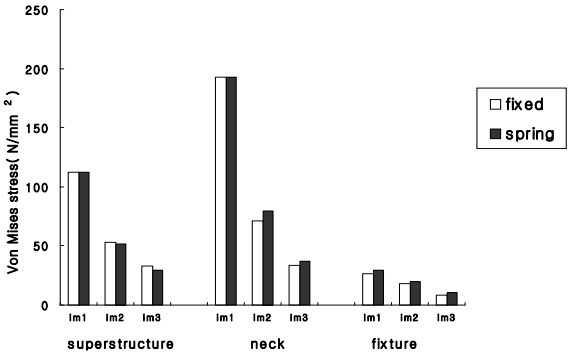

Fig. 13. Von Mises stress under 250 N linguo-buccal load at 10mm along the cantilever prosthesis.(im ; implant)

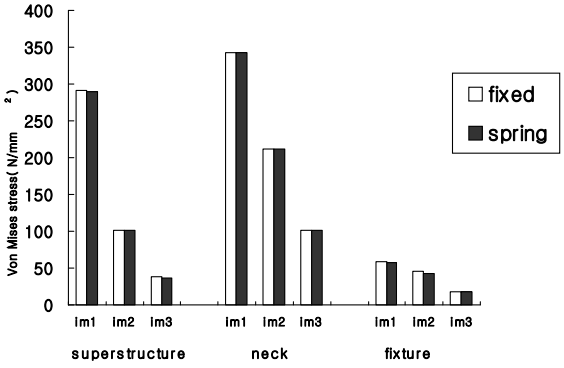

Fig. 11. Von Mises stress under 500 N vertical load at 20 mm along the cantilever prosthesis.(im ; implant)

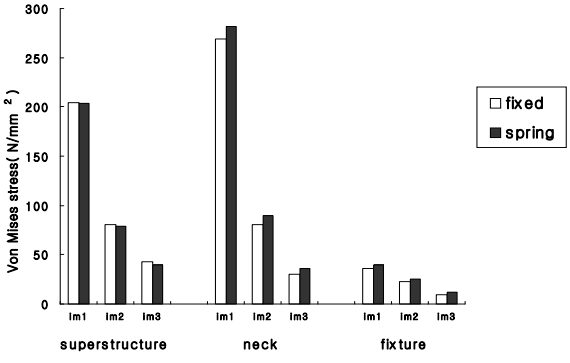

Fig. 14. Von Mises stress under 250 N linguo-buccal load at 20mm along the cantilever prosthesis.(im ; implant)

2. 임플란트 주변골의 응력 분포 비교

영구 변형 여부를 판정할 때 사용하는 등가응력(von Mises stress)을 각각의 하중 조건에 따라 비교하였다.

(1) 장축 방향으로 수직 500N 하중을 가한 경우

구속형 모델 과 스프링 모델에서의 결과를 비교할 때 응력 분포 양상은 유사하게 나타났으며, 다만 응력량에서 근소한 차이를 보였다(Fig.9-11, Plate 1-6).

0 mm 하중 위치시 응력 분포 양상은 임플란트1에서 수직적으로는 보철물 상부에서 응력 집중이 최대로 나타났으며, 그 다음 임플란트 경부에서 응력 집중이 발생하였고, 수평적으로는 순면쪽에 응력 집중이 발생하였다. 임플란트2와 3에서 수직적으로는 임플란트 경부에서 응력 집중이 최대로 나타났으며, 그 다음 보철물 상부에서 응력 집중이 발생하였고, 수평적으로는 임플란트2에서 4개의 면에서 큰 차이는 없었으나, 임플란트3에서 설면쪽에 응력 집중 현상이 발생하였다. 등가응력은 임플란트1의 보철물 상부(208.5 N/㎟)에서 가장 응력량이 컸으며, 임플란트2(30.34 N/㎟), 임플란트3(25.42 N/㎟)으로 갈수록 응력량은 현저히 감소했다.

후방 10 mm, 20 mm 하중 위치시 응력 분포 양상은 임플란트1, 2, 3에서 수직적으로는 임플란트 경부에서 응력 집중이 최대로 나타났으며, 그 다음 보철물 상부에서 응력 집중이 발생하였고 수평적으로는 원심면쪽에 응력 집중이 발생하였다(Fig. 10, 11). 등가응력은 임플란트1의 임플란트 경부(342.3 N/㎟)에서 가장 응력량이 컸으며, 임플란트2(212.2 N/㎟), 임플란트3(101.1 N/㎟)으로 갈수록 응력량은 현저히 감소했다.

(2) 설협 방향으로 90도 수평 250N 하중을 가한 경우

구속형 모델과 스프링 모델에서의 결과를 비교할 때 응력 분포 양상은 유사하게 나타났으며, 다만 응력량에서 근소한 차이를 보였다(Fig.12-14, Plate 7-12).

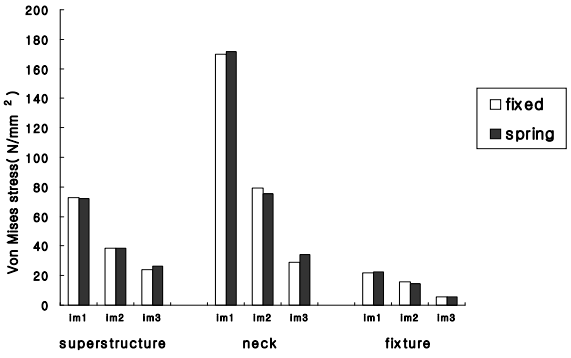

Fig. 16. Von Mises stress under 250 N buccal 20 degree load at 10mm along the cantilever prosthesis.(im ; implant)

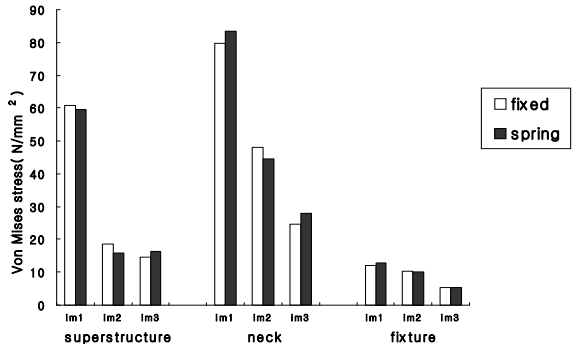

Fig. 15. Von Mises stress under 250 N buccal 20 degree load at 0 mm along the cantilever prosthesis(im ; implant)

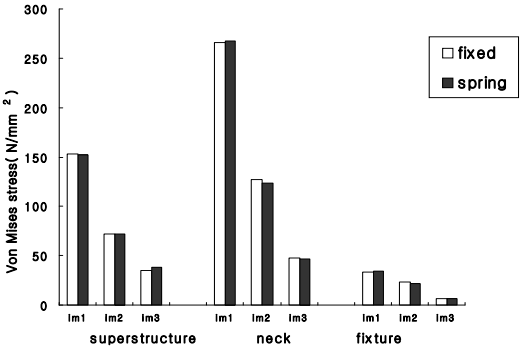

Fig. 17. Von Mises stress under 250 N buccal 20 degree load at 20 mm along the cantilever prosthesis.(im ; implant)

0 mm 하중 위치시 응력 분포 양상은 임플란트1

에서 수직적으로는 보철물 상부에서 응력 집중이 최대로 나타났으며, 그 다음 임플란트 경부에서 응력 집중이 발생하였고, 수평적으로는 순, 설면쪽에 응력 집중이 발생하였다. 임플란트2와 3에서는 수직적으로는 임플란트 경부에서 응력 집중이 최대로 나타났으며, 그 다음 보철물 상부에서 응력 집중이 발생하였고, 수평적으로 순,설면쪽에 응력 집중현상이 발생하였다. 등가응력은 임플란트1의 보철물 상부 (146.21 N/㎟)에서 가장 응력량이 컸으며, 임플란트2(88.50 N/㎟), 임플란트3(43.52 N/㎟)으로 갈수록 응력량은 현저히 감소했다.

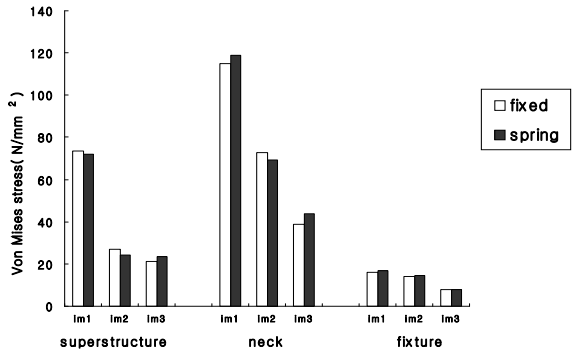

Fig. 18. Von Mises stress under 250 N buccal 45 degree load at 0 mm along the cantilever prosthesis.(im ; implant)

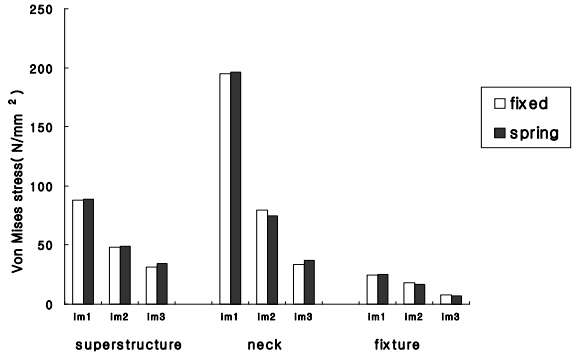

Fig. 19. Von Mises stress under 250 N buccal 45 degree load at 10 mm along the cantilever prosthesis.(im ; implant)

후방 10 mm, 20 mm 하중 위치시 응력 분포 양상은 임플란트1, 2, 3에서 수직적으로는 임플란트 경부에서 응력 집중이 최대로 나타났으며, 그 다음 보철물 상부에서 응력 집중이 발생하였고 수평적으로는 순, 설, 원심면쪽에 응력 집중이 발생하였다(Fig.13, 14). 등가응력은 임플란트1의 임플란트 경부(281.5 N/㎟)에서 가장 응력량이 컸으며, 임플란트2(90.00 N/㎟), 임플란트3(43.12 N/㎟)으로 갈수록 응력량은 현저히 감소했다.

(3) 치아 장축으로부터 협측 20도 경사 250N 하중을 가한 경우

구속형 모델 과 스프링 모델에서의 결과를 비교할 때 응력 분포 양상은 유사하게 나타났으며, 다만 응력량에서 근소한 차이를 보였다(Fig.15-17, Plate 13-18).

0 mm, 10 mm, 20 mm 하중 위치시 응력 분포 양상은 임플란트1, 2, 3에서 수직적으로는 임플란트 경부에서 응력 집중이 최대로 나타났으며, 그 다음 보철물 상부에서 응력 집중이 발생하였고, 수평적으로 순, 설면쪽에 응력 집중 현상이 발생하였다. 등가응력은 임플란트1의 임플란트 경부(267.64 N/㎟)에서 가장 응력량이 컸으며, 임플란트2(123.68 N/㎟), 임플란트3(47.27 N/㎟)으로 갈수록 응력량은 현저히 감소했다.

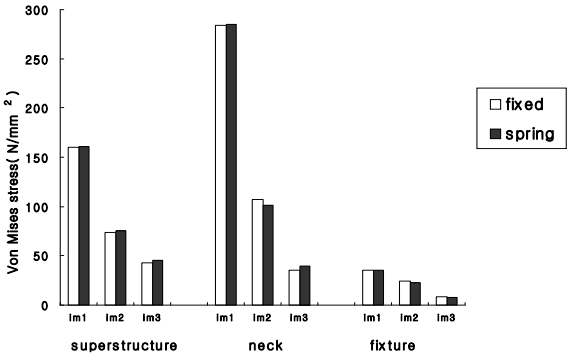

Fig. 20. Von Mises stress under 250 N buccal 45 degree load at 20 mm along the cantilever prosthesis.(im ; implant)

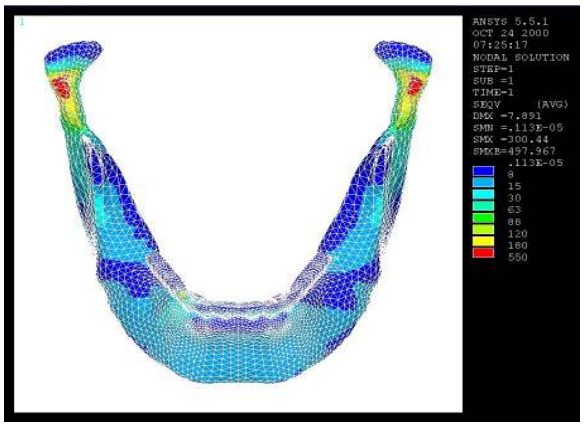

Plate 1. The stress distribution under 500N vertical load at 0mm along the cantilever prosthesis in fix model.

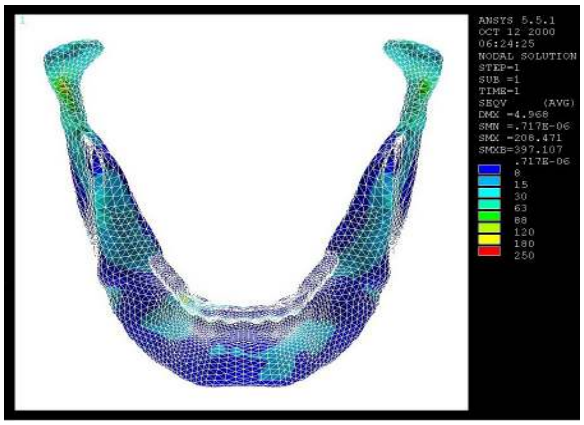

Plate 2. The stress distribution under 500N vertical load at 0mm along the cantilever prosthesis in spring model.

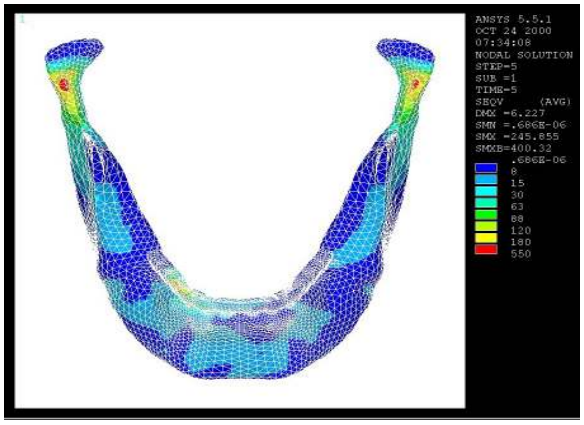

Plate 3. The stress distribution under 500N vertical load at 10mm along the cantilever prosthesis in fix model.

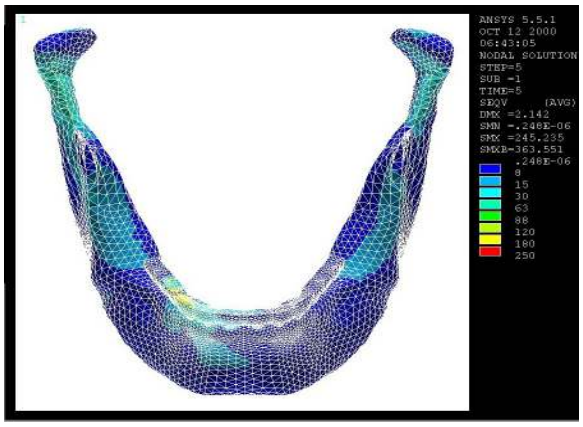

Plate 4. The stress distribution under 500N vertical load at 10mm along the cantilever prosthesis in spring model.

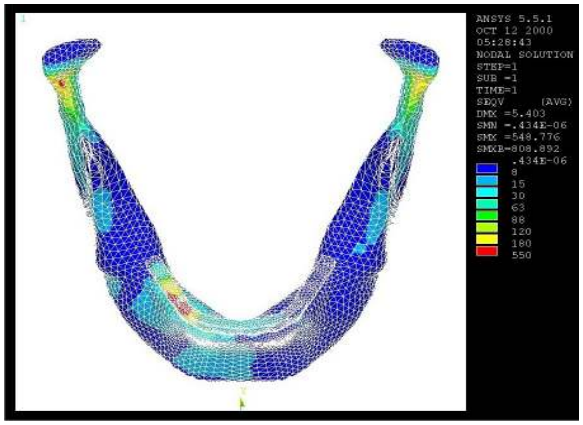

Plate 5. The stress distribution under 500N vertical load at 20mm along the cantilever prosthesis in fix model.

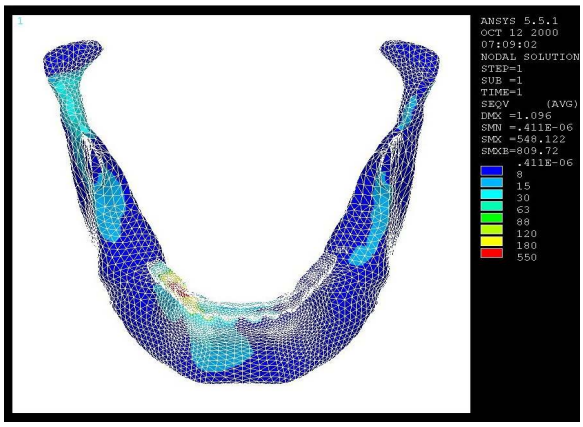

Plate 6. The stress distribution under 500N vertical load at 20mm along the cantilever prosthesis in spring model.

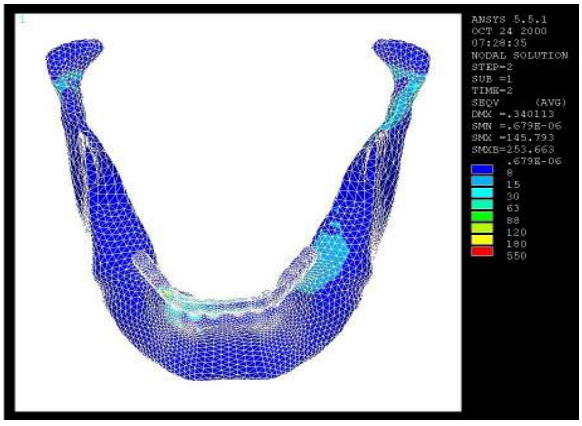

Plate 7. The stress distribution under 250N linguobuccal load at 0mm along the cantilever prosthesis in fix model.

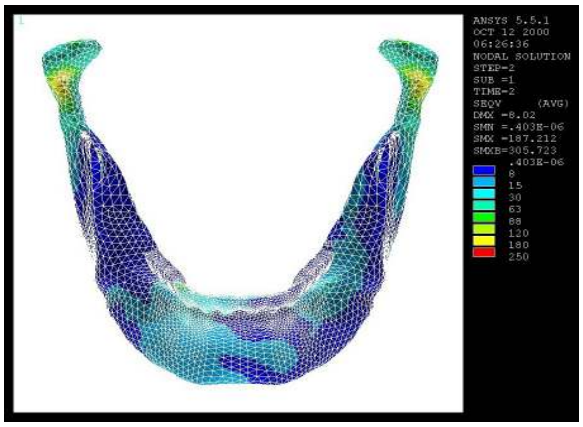

Plate 8. The stress distribution under 250N linguobuccal load at 0mm along the cantilever prosthesis in spring model.

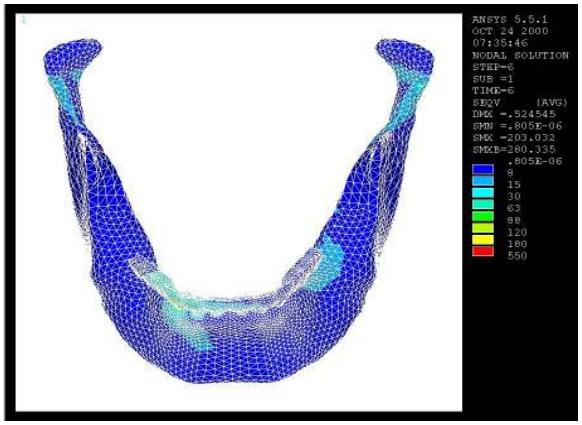

Plate 9. The stress distribution under 250N linguobuccal load at 10mm along the cantilever prosthesis in fix model.

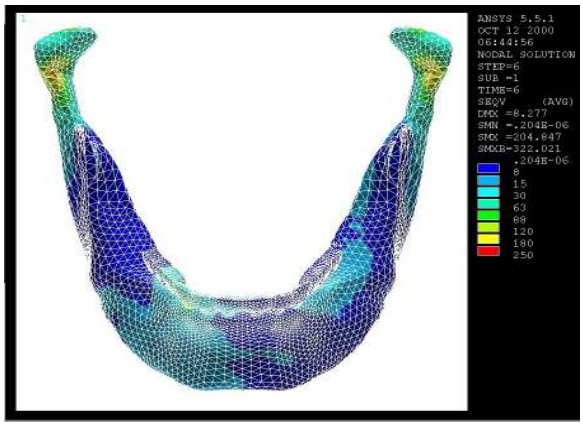

Plate 10. The stress distribution under 250N linguobuccal load at 10mm along the cantilever prosthesis in spring model.

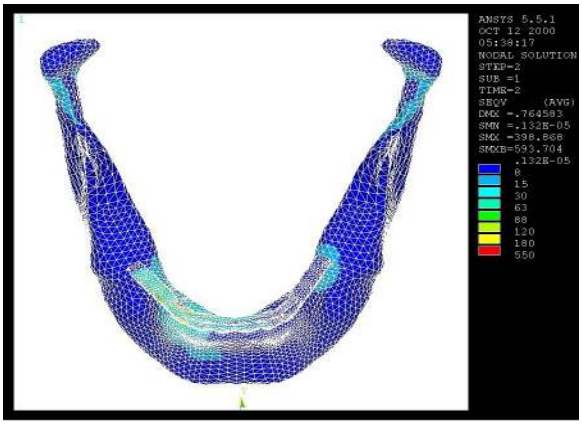

Plate 11. The stress distribution under 250N linguobuccal load at 20mm along the cantilever prosthesis in fix model.

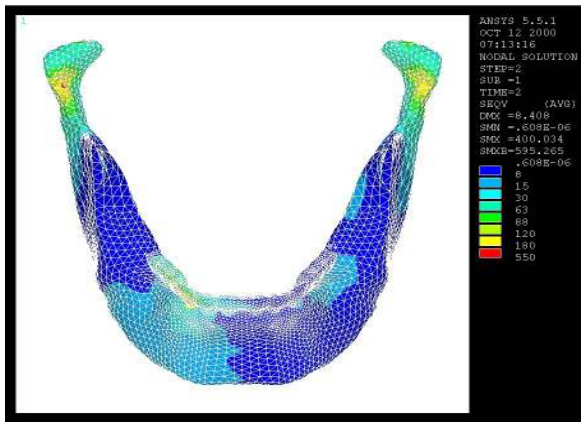

Plate 12. The stress distribution under 250N linguobuccal load at 20mm along the cantilever prosthesis in spring model.

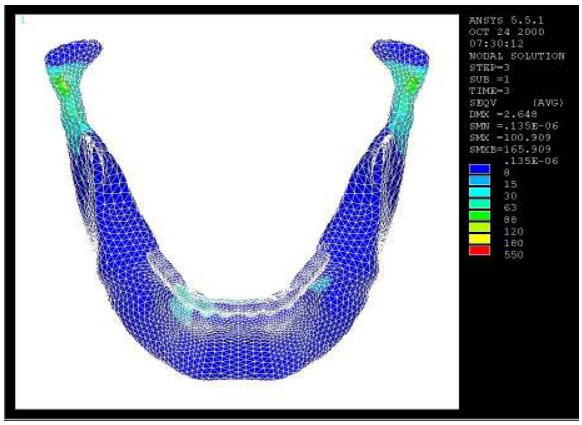

Plate 13. The stress distribution under 250N buccal 20 degree load at 0mm along the cantilever prosthesis in fix model.

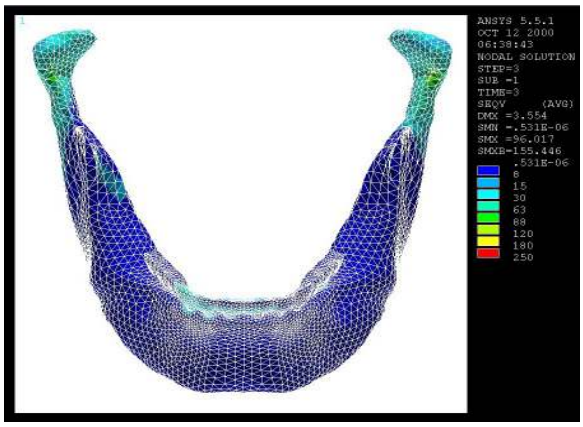

Plate 14. The stress distribution under 250N buccal 20 degree load at 0mm along the cantilever prosthesis in spring model.

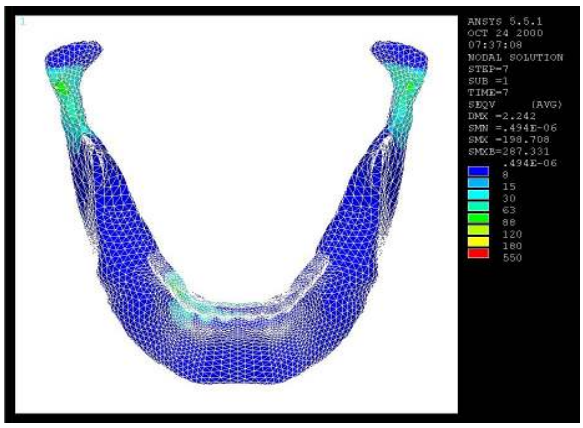

Plate 15. The stress distribution under 250N buccal 20 degree load at 10mm along the cantilever prosthesis in fix model.

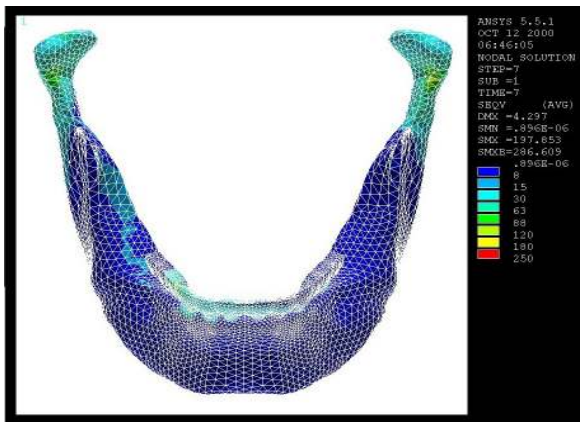

Plate 16. The stress distribution under 250N buccal 20 degree load at 10mm along the cantilever prosthesis in spring model.

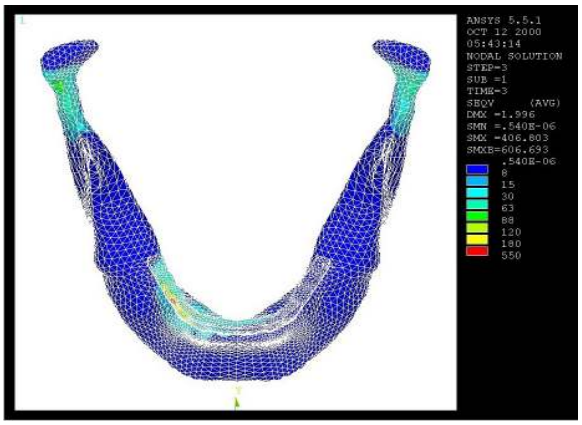

Plate 17. The stress distribution under 250N buccal 20 degree load at 20mm along the cantilever prosthesis in fix model.

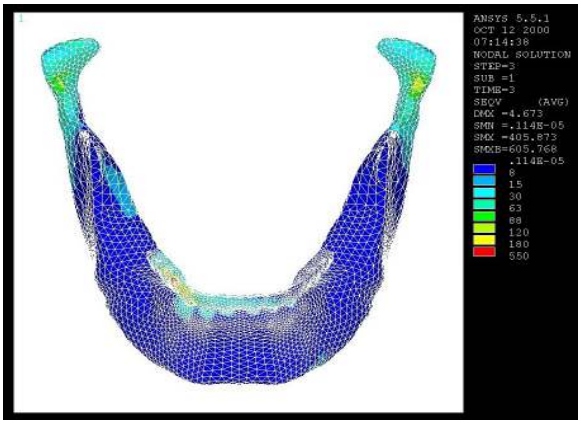

Plate 18. The stress distribution under 250N buccal 20 degree load at 20mm along the cantilever prosthesis in spring model.

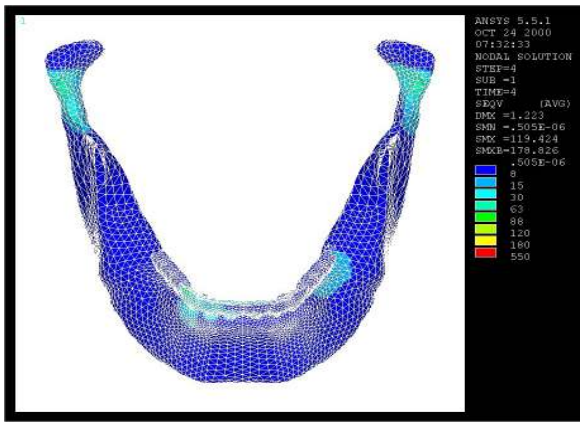

Plate 19. The stress distribution under 250N buccal 45 degree load at 0mm along the cantilever prosthesis in fix model.

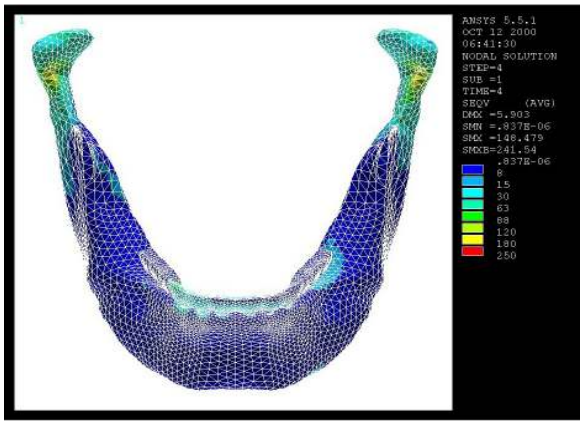

Plate 20. The stress distribution under 250N buccal 45 degree load at 0mm along the cantilever prosthesis in spring model.

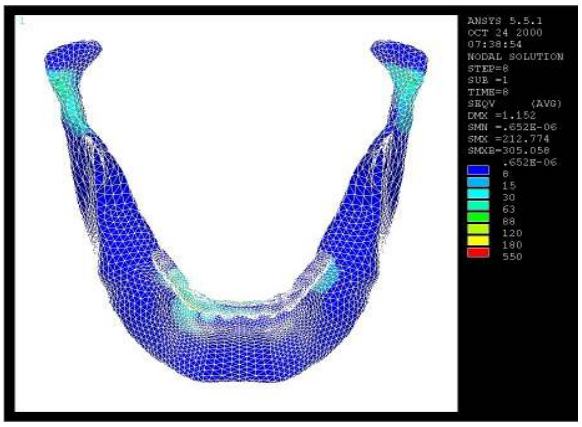

Plate 21. The stress distribution under 250N buccal 45 degree load at 10mm along the cantilever prosthesis in fix model.

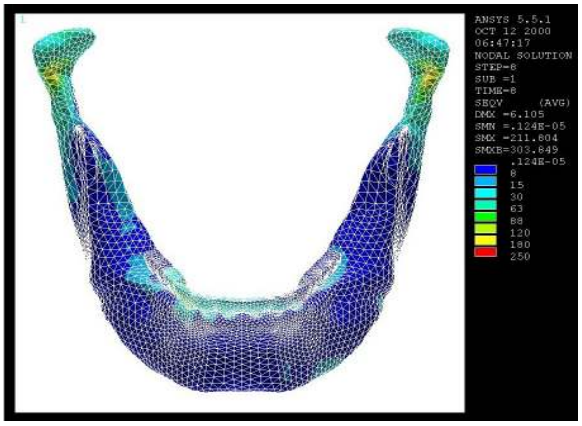

Plate 22. The stress distribution under 250N buccal 45 degree load at 10mm along the cantilever prosthesis in spring model.

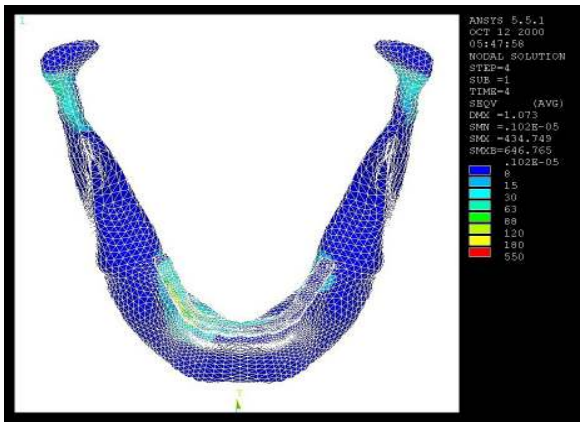

Plate 23. The stress distribution under 250N buccal 45 degree load at 20mm along the cantilever prosthesis in fix model.

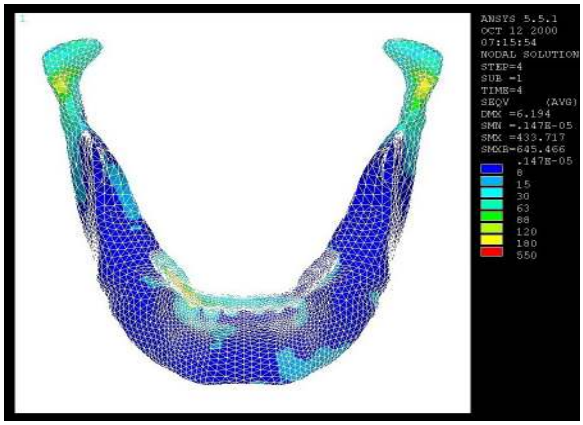

Plate 24. The stress distribution under 250N buccal 45 degree load at 20mm along the cantilever prosthesis in spring model.

(4) 치아 장축으로부터 협측 45도 경사 250N 하중을 가한 경우

구속형 모델과 스프링 모델에서의 결과를 비교할 때 응력 분포 양상은 유사하게 나타났으며, 다만 응력량에서 근소한 차이를 보였다(Fig.18-20, Plate 19-24).

0 mm, 10 mm, 20 mm 하중 위치시 응력 분포 양상은 임플란트1, 2, 3에서 수직적으로는 임플란트 경부에서 응력 집중이 최대로 나타났으며, 그 다음 보철물 상부에서 응력 집중이 발생하였고, 수평적으로 순, 설면쪽에 응력 집중 현상이 발생하였다. 등가응력은 임플란트1의 임플란트 경부(284.12 N/㎟)에서 가장 응력량이 컸으며, 임플란트2(107.04 N/㎟),임플란트3(45.30 N/㎟)으로 갈수록 응력량은 현저히 감소했다.

Ⅳ. 총괄 및 고찰

보철 치료시 발생되는 문제점을 해결하기 위해 보철물의 구강내 역학 구조를 이해하는 것은 매우 중요하다. 이를 위해 많은 방법들이 소개[19-22]되었으나, 어느 방법도 구강내 상태를 그대로 재현할 수 없다는 한계를 가진다. 이중 유한요소분석법은 구강내 응력 해석 방법중에 가장 많이 사용되는 방법중의 하나지만 이 방법 또한 모델링의 과정과 주변 조건들의 설정여부에 따라 결과가 매우 달라진다는 한계성을 가지고 있다. 따라서 많은 유한요소법적 연구가 가급적 많은 변수를 삽입함으로써 구강내 상태에 보다 근접하려는 노력을 진행중이다[29-31,50,51]. 본 연구에서도 하악골을 재현함에 있어서 정밀도를 기하기 위해 실제 사체를 이용하여 모델링을 시행하였고, 근육부위를 힘 벡터로 표현함으로써 저작시 하악골의 변형을 표현하려 했다. 특히, 악관절 부착 부위를 스프링(spring)으로 표현함으로써 구강내 상태의 재현을 위해 노력하였다[43]

과두 부위에 경계 조건을 주는 방법으로는 과두 부위의 모든 자유도를 구속시키는 완전 구속 조건의 방법과 측두골과 과두 사이의 관절 원판을 특수한 목적을 갖는 요소로 모델링하는 방법이 있다. 완전 구속 조건인 경우 경계 조건의 설정이 상대적으로 간편하여 이미 발표된 여러 논문에서 그 사례[27,29,44,45]를 찾아 볼 수 있다. 하지만 이러한 완전 구속 조건은 실제 과두 부위가 갖고 있는 가동성을 배제하고 설정되었기 때문에 그 경계 조건을 부과하여 얻어진 결과는 과두 부위 뿐만 아니라 하악골 전체에 대하여 결과의 정밀성에 한계를 가지게 된다. 따라서, 이러한 문제점을 해결하기 위해 측두골과 과두 사이의 관절 원판을 특수 요소를 사용하여 모델링 해야함을 지적하고 있다[30,31]. 관절 원판은 과두의 가동성을 가능하게 하는 부위이므로 하악골에 사용되는 일반적인 입체(solid) 요소를 사용하여 모델링하는 것보다는 미소 변위 뿐만 아니라 대 변위를 허락하는 요소를 사용하는 것이 더 좋을 것으로 생각된다. 이런 요소로는 간격 요소(gap element)가 대표적이다. 간격 요소는 과두와 측두골 사이의 대 변위 뿐만 아니라 미끄러짐까지 허용하는 요소로써 특히 두 물체의 접촉 부위에 대표적으로 사용되는 요소이다. 하지만, 두 물체가 힘을 받은 후 서로 이탈하려는 성향이 강하게 되면 간격 요소의 결과값을 안정적으로 계산하기 어렵게 된다. 따라서 물체에 가하는 힘이 다양하고 복잡할 때는 간격 요소를 사용하는 데에 어려움이 많다. 그러나, 스프링 요소(spring element)는 간격 요소처럼 과두와 측두골 부위의 가동성을 허용해 주며 특정한 힘에 의해 과두가 측두골을 이탈하려는 성향을 가질 때 과두와 측두골을 서로 연결시켜 주는 역할을 하여 더욱 안정적인 결과값을 얻게 해준다[33,34]. 따라서, 본 실험에서는 힘의 방향이 4가지이며 하중위치가 3곳으로 총 12가지의 하중 조건을 가지고 있으므로 스프링 요소를 사용하였다.

Howell과 Manly[38]는 자연 치열을 가진 사람에서 구치부 교합력은 383-880 N이고, 전치부 교합력은 176-229 N이라고 하였으며, Helkimo 등[39]은 700 N 이상이 될 수도 있다고 했다. 그러나, Lundgren과 Laurell[40]은 150 N을 초과하지 않는 것 같다고 했다. 또한, 구강 내에서는 축 방향 교합력이 협설 방향이나 근원심 방향 교합력보다 훨씬 크다. Graf[41]와 Graf 등[42]은 저작시 비율이 5: 2.5: 1 이라고 보고했다. 이를 참고하여 저작시 발생하는 하중 방향에 따라 수직 방향으로 500 N, 협측 20도, 협측 45도 경사 방향으로 250 N의 하중을 가하고, 질긴 음식을 찢을 때를 가정하여 설협 방향으로 250 N의 하중을 가하여 구속형 모델과 스프링 모델상에서, 다양한 하중시 나타나는 응력 분포 양상을 과두 부위와 임

플란트 주변골을 중심으로 비교 분석하였다.

1. 과두 부위의 응력 분포 비교

응력은 작업측 과두와 균형측 과두에서 발생하였는데 최대 주응력은 양의 값인 인장력을 나타내고, 최소 주응력은 음의 값인 압축력을 나타내는데 악관절의 편측 구치 저작시 과두에는 주로 압축 응력이 나타나므로 최소 주응력이 중요하며[31], 따라서 작업측과 균형측의 최소 주응력을 비교 하였다.

수직 하중시 2개의 모델간에 응력 분포와 응력량이 차이를 보였는 데 두 모델 비교시 구속형 모델에서는 스프링 모델보다 과두 부위에 2배 이상의 응력 집중을 보였다(Fig5-8, Plate 1-6). 이는 구속형 모델의 과두가 구속되어 있어 저작시 하악골이 응력을 최소화 할 수 있는 상태로 변위하는 것이 불가능함에 따라 큰 응력 집중이 관절부위에 야기된 것으로 생각되며, 스프링 모델에서는 하악골이 변위되어 상대적으로 응력이 분산된 것으로 생각된다.

유한요소를 사용하여 편측 구치부로 저작시 유발되는 하악의 응력 분포에 관한 Korioth 등[56]의 연구에 의하면 하악 우측 제1대구치의 교합면에 수직인 힘으로 편측 저작시, 하악의 물리적 변형은 나선을 그리며 상방 및 우측으로 변형된다고 했고, 균형측 과두의 변위가 작업측 과두보다 크며 작업측 과두의 내 외측극은 시계방향으로 회전을 하는 반면 균형측 과두의 내측극은 외측극에 비해 후방으로 이동한다고 했다. 응력 분포에서 작업측 과두는 압축력이 주로 내측에 위치한다고 하였고 균형측 과두에서는 주로 중앙과 외측에 압축력이 나타난다고 했다. 작업측과 균형측의 최소 주응력량에 있어서는 균형측이 더 크다고 하였으며 그 차이는 부위별로 다소 차이는 있으나 25 N/㎟ 이내의 범위를 이루었다고 했다. 측두 하악 관절은 2층의 덮개로 모델링 했으며 첫 번째 덮개는 과두와 섬유성 연골부위로 했고, 두 번째 덮개는 측두골로 모델링 했다.

본 연구도 선현들의 연구[18,56]와 마찬가지로 편측 구치 저작시에서 보고된 근 긴장 벡터를 적용하여 응력을 분석하였는데 구속형 모델에서는 작업측, 균형측 모두에서 과두경부 후내측에 응력이 집중되었고, 스프링 모델에서는 작업측에서 과두경부 후내측, 균형측에서 과두경부 후외측에 압축력이 나타났다. 이러한 결과는 Korioth 등[56]의 결과와 비교할 때 스프링 모델의 결과와 유사하였는데 응력 분포가 보다 후방쪽에 분포한 점이 차이가 있다. 이는 경계조건의 차이라고 생각된다. 즉, 2층의 덮게는 미소한 움직임을 허용하게 되는 데 본 실험에서는 이러한 움직임을 보다 많이 허용함으로써 후방부위의 응력이 더 표현된 것 으로 생각된다.

작업측과 균형측 중에 어느 과두가 더 큰 응력을 받느냐에 관한 논란에서Page[16]와 Hekneby[17] 는 작업측 과두가 더 큰 응력을 받는다고 했고, Hylander[13,14], Roydhouse[15], Smith[18],Korioth 등[56]은 균형측 과두가 더 큰 응력을 받는다고 했다. Korioth 등[56]은 균형측의 응력을 3가지 주응력을 사용하여 분석한 결과를 바탕으로 균형측 과두가 더 큰 응력을 받는다고 하였다. 그러나, 최소 주응력은 작업측 과두가 균형측 과두보다 더 큰 응력을 받는 부위가 많음을 볼 수 있으며 그 응력량의 차이는 5 N/㎟이내의 범위를 이루었다. 본 실험은 두 모델 모두에서 작업측에서 더 큰 응력을 받았으며, 그 최소 주응력량의 차이는 10 N/㎟이내의 범위를 이루었다. 최소 주응력이 작업측에서 더 큰 값을 나타낸 점에서는 비교될 수 있으나, 3가지 주응력을 사용시 균형측이 더 큰 응력을 나타낸다는 결과와는 다르게 나타났다. 이러한 상이한 결과는 본 실험은 구속형 모델과 스프링 모델의 차이점을 주로 최소 주응력의 관점에서 분석하여 나타난 결과로 생각되며, 향 후 3가지 주 응력과 하악골의 변위등을 포함한 연구들이 필요하다고 생각된다.

설협 방향으로 90도 수평 하중을 가한 경우, 2개의 모델간에 응력 분포와 응력량에 차이를 보였는데 두 모델 비교시 스프링 모델이 구속형 모델보다 과두 부위에 10배 이상의 응력 집중을 보였다(Fig. 5-8, Plate 7-12). 이러한 결과는 구속형 모델의 경우 90도 수평 하중시에 작업측 및 균형측이 구속 되어 있어 수평력에 대해 과두의 구속 효과가 하악골 전체에 응력의 분산을 유발하게 되며, 스프링 모델에서는 하악골이 변위되어 하악골 전체에 응력분산 효과가 상대적으로 어려워 수평 하중이 과두의 응력 분포에 즉각적으로 영향을 준 것으로 생각된다.

Smith 등[45]은 교합력이 수직적으로 가해지거나 전 후 20도내로 가해지는 경우 양측 악관절은 안정적이고 대칭적인 힘의 분포를 보이지만 내 외측방

향의 교합력은 양측 악관절에 과도하고 비 대칭적인 힘을 가한다고 했고 그 이유는 저작근의 공간적 배열이 내 외측방향으로는 거의 없기 때문이라고 했다. 본 연구에서도 수평 하중시 두 모델 모두에서 작업측과 균형측에서의 응력은 서로 다르고 응력량도 차이가 크게 나타났는데, 최소 주응력량의 차이는 수직 하중시의 차이인 10 N/㎟이내의 범위 보다 큰 20 N/㎟이내의 범위를 이루었다. 이는 구속형 모델과 스프링 모델 모두에서 근 긴장 벡터가 주로 수직 방향을 이룸으로써 수평 방향의 저작근이 거의 없기 때문으로 생각된다.

치아 장축으로부터 협측 20도 경사 하중을 가한 경우 2개의 모델간에 응력 분포와 응력량에 있어 차이를 보였는 데 두 모델 비교시 스프링 모델이 구속형 모델보다 과두 부위에 약 2배의 응력 집중을 보였다(Fig. 5-8, Plate 13-18). 이러한 결과는 90도 수평 하중시의 경우와 같은 이유로 설명될 수 있으나 값에 있어서는 훨씬 적게 나타나 협측 20도 경사 하중시는 수직 하중시의 차이와 비슷한 약 2배의 차이를 보였다. 이는 협측 20도 경사 하중의 하중 벡터는 수직 벡터가 수평 벡터보다 더 크기 때문에 나타난 결과로 생각된다.

Faulkner 등[46] 은 근전도(Electromyograph)를 이용한 편측 저작시 과두의 응력 분포에 관한 연구에서 제 1대구치에 전후 10도의 교합력을 주었을 때 균형측 과두의 응력은 작업측 과두의 응력보다 크게 나타난다고 하였고 그 차이는 2배 정도라고 했다. Smith[18]는 생리적 연구를 통하여 편측 구치 저작시 교합력의 75% 이상이 과두에 영향을 미치며, 이중 80%가 균형측에 영향을 미친다고 하였다. Hu 등[57] 은 컴퓨터 단층촬영을 이용한 3차원 유한요소분석을 이용한 과두의 응력 분포 연구에서 작업측과 균형측에서의 응력 분포 양상이 대칭적으로 나타난다고 하였다.

본 실험에서는 작업측과 균형측에서의 응력은 서로 다르게 나타났는데, 구속형 모델에서는 작업측에서, 스프링 모델에서는 균형측에서 더 큰 응력을 받았으며, 스프링 모델이 선학들의 연구[18,46,56]와 보다 유사하게 나타났다. 그러나, 그 응력량의 차이는 20%이내의 범위를 이루었는데 이러한 차이는 근전도와 생리적 연구[18,46]의 결과와는 차이가 나타났으며 유한요소를 이용한 결과는 실제 구강내 상황을 재현하는 데 한계가 있기 때문에 차이를 유발 한 것으로 생각된다.

치아 장축으로부터 협측 45도 경사 하중을 가한 경우 2개의 모델간에 응력 분포와 응력량에 있어 차이를 보였는 데 두 모델 비교시 스프링 모델이 구속형 모델보다 과두 부위에 약 4배의 응력 집중을 보였다(Fig. 5-8, Plate 19-24). 이는 협측 20도 경사하중시 나타난 결과보다 더 큰 차이를 보이게 되는 데 수직 방향 하중에서 수평 방향의 하중으로 이동되면서 과두 부위의 가동성에 따른 효과가 더 크게 나타난 것으로 생각된다.

이상으로 구속형 모델과 스프링 모델에서 과두부위의 응력 분포를 비교 하였는데, 구속형 모델은 스프링 모델에 비해 수직 하중시 하악골의 과두 부위에서 현저한 응력 집중을 보이고, 설협 방향, 협측 20도, 협측 45도와 같은 경사 하중인 경우는 수직 하중의 경우와 다르게 스프링 모델의 관절 부위의 응력이 구속형 모델보다 현저히 크게 나타남을 보였다. 따라서, 두 모델에서 나타난 결과는 서로 상이하며 관절 부위의 모델링이 중요한 요소로 작용됨을 알 수 있다.

2. 임플란트 주변골 부위의 응력 분포 비교

응력 분석을 시행하고 나면 정상 응력(normal stress), 주 응력(principal stress), 전단 응력(shear stress), 등가 응력(von Mises stress) 등의 다양한 응력 계산 결과값을 얻게된다. 이중 주 응력은 전단 응력이 없는 상태의 압축, 인장 응력을 나타내는 것으로 구조물의 파괴강도를 비교할 때 측정되는 값이고, 전단 응력은 힘을 받는 면에 수직으로 발생되는 응력으로 유한요소에서는 파절의 방향을 파악할 때 사용한다. 등가 응력은 내부 에너지 개념에 근거한 것으로 3방향의 주 응력 요소(δxx,δyy,δzz)와 3가지의 전단 응력 요소(δxy,δyz,δxz) 등의 6요소를 통합한 개념이며 재료가 다축(multiaxis)방향의 응력을 받을 경우에 이것을 수학적으로 계산하여 한 개의 값 즉 1축(axis)응력으로 간주하여, 그 값을 비교하여 영구 변형 여부를 판정할 때 이용하는 것으로 본 연구에서도 하악골에서 임플란트가 다축 방향의 응력을 받기 때문에 이 값을 이용하였다.

구속형 모델과 스프링 모델에서의 결과를 비교할

때 응력 분포 양상은 유사하게 나타났으며, 다만 응력량에서 근소한 차이를 보였다(Fig 9-20, Plate 1-24). Korioth와 Hannam[58]은 3차원 유한요소법을 이용한 저작시 하악골의 변형 연구에서, 하악골의 탄성 변형, 또는 굴곡 현상은 저작근들이 다수 부착되어 근력이 작용하는 하악지에서 발생하여, 전방부로는 치궁에, 후방부로는 과두에 전달되며, 결국 하악골 전체에 걸쳐 그 위치와 크기를 달리하며 분포되고 관찰된다고 하였으며, 0.46 mm에서 1.06 mm의 범주를 이룬다고 하였다. 즉, 각각의 점들은 하악골 내에서도 그 위치에 따라 각기 다른 방향과 크기로 변위되는데, 이로 인하여 탄성 변형은 다양한 양상을 나타내게 된다[13-15]. 악 구강계에서 치아와 각종 수복물의 기초 구조물로서 기능하는 하악골은 외력에 의해 변형이 되는 탄성체이며, 이 기초 구조물의 변형은 그 위에 위치하는 수복물 등에 다양한 영향을 미친다. 특히 골 유착성 임플란트의 경우에는 자연 치아와 같은 다소의 가동성을 갖지 못하며 어느 정도 변위를 허용하는 치근막과 같은 고도로 분화된 계면간 조직이 존재하지 않으므로 하악골의 기능적 탄성 변형시 임플란트와 골 간의 계면에서는 완충 효과없이 변형과 응력이 전달되게 되고, 따라서, 하악골의 탄성 거동은 자연 치아간을 연결하는 보철물이 장착된 경우보다 임플란트간에 연결된 보철물을 장착한 경우가 더 제한을 받게 된다. 즉, 임플란트는 하악골의 탄성 변형을 제한하는 구조로서 자연 치아보다 더 집중되고 증가된 응력을 받게된다. 김 등[30]은 편측 치아 접촉위시 과두경부의 내면에서 고도의 응력이 발생하였고 후방에서 근육의 작용으로 상방으로 끌어 올려지려는 힘이 피질골을 따라 전방으로 전달되어 정중선 부위의 변위를 유발하려고 할 때, 6개의 임플란트와 상부 구조물에 의한 구속 효과로 인해 전방 부위의 변위가 효과적으로 발생되지 않는다고 하였다. 본 실험에서는 측두하악관절 부위에 가동성을 부여한 경우와 부여하지 않은 경우 모두에서 임플란트의 응력 분포 양상과 응력량에 있어서 차이가 거의 없었는데 다양한 하중 조건을 가하더라도 하악골 전체라는 관점에서 응력을 분석해보면 관절 부위 뿐만 아니라 하악지, 하악 정중부에도 응력이 분포됨을 알 수있다. 즉, 6개의 임플란트와 상부 구조물에 의한 구속 효과는 생각보다 크며, 이러한 현상이 임플란트 주변의 응력 분포에 차이를 보이지 않은 결과를 나타나게 한 것으로 생각된다.

Rangert 등[48] 과 White 와 Caputo[52]는 캔틸레버에 하중이 가해지면 캔틸레버에 가까운 임플란트에 압축 응력이 발생하고 먼쪽에 위치한 임플란트에는 인장 응력이 발생한다고 하였다. Borchers와 Reichart[47], 장 등[49] 은 대부분의 응력이 보철물의 연결부와 최후방 임플란트의 경부에 집중된다고 하였다. Henderson 등[53]은 캔틸레버 부위에 가해진 하중의 50% 이상이 최근접 지대치에 흡수되고, 지대치가 부가됨에 따라 최후방치에 가해지는 힘이 적어진다고 하였다. Glantz 등[54]은 스트레인 게이지법을 이용한 연구에서 최후방치에 응력이 최대로 나타난다고 하였고, 장 등[49]은 임플란트를 이용한 3차원 유한요소법적 연구를 통하여 최후방 임플란트의 원심면에 최대의 응력이 나타난다고 하였다. Wylie과 Caputo[55]는 캔틸레버에 가해지는 교합력은 근접되는 3개의 치아에 분산되고 그 이상의 고정 연결은 응력감소를 위해 필수적인 것은 아니라고 하였다.

본 실험도 조건에 따라 약간의 차이는 있으나 선학[47-49,52-55]들의 연구와 유사한 데, 수직 하중을 가했을 때 최후방 임플란트에서 멀리 떨어진 위치에 하중을 가할수록 최후방 임플란트의 응력 집중은 더욱 커졌다. 이는 주어지는 힘의 위치가 최후방 임플란트로부터 멀어지는 경우 금속 골격 구조에 발생하는 모멘트의 크기가 점차 증가하기 때문인 것으로 생각된다. 최후방 임플란트의 응력 분포 양상은 축 방향으로는 압축 응력이 나타났으며 장축에서 점차 협측으로 하중의 방향이 바뀌면서 금속 골격 구조의 협측에서 인장 응력이, 설측에서 압축 응력이 나타나는 굽힘 응력 분포를 보였다. 특히, 임플란트 경부에서 응력 집중이 나타났는데 하중을 설협 방향으로 준 경우에는 협측에서 압축 응력이, 설측에서 인장 응력이 나타났으며 임플란트 경부에서 설 협측 모두 응력 집중이 비슷하게 일어났다. 최후방 임플란트 주위의 응력 분포 관찰시, 수직 하중이 가해지는 경우 협측으로 20도, 45도 경사 하중을 가한 경우보다 응력 분포 지역이 작고 집중되어 나타났으며, 설협 90도 방향으로 힘이 가해지는 경우는 근접한 피질골로의 응력전달이 확산되어 나타났다. 이는 수직 하중시 최후방 임플란트는 수직 벡터의 하중을 받게 되며, 경사 하중시는 수직 벡터와 수평

벡터로 하중이 분산되어 나타난 결과로 생각된다.

Skalak[5]은 최대 응력이 작용하는 부위는 캔틸레버가 시작되는 부위이며, 이 부분이 취약 부위이므로 금속 골격 구조의 보완이 필요한 부위라고 지적했으며, 본 실험에서도 최후방 임플란트의 금속 골격 구조와 캔틸레버형 금속 골격 구조가 만나는 경계에서 응력 집중이 현저히 크게 나타나 유사한 결과를 얻었다.

이상으로 구속형 모델과 스프링 모델에서 임플란트 주변골의 응력 분포를 비교하면, 두 모델에서 나타난 결과는 서로 유사하며 따라서 관절 부위의 모델링이 임플란트 주변골의 응력 분포에 중요한 요소로 작용하지는 않았다.

본 연구는 측두하악관절을 표현하므로 써 인체와 유사하게 재현하려고 노력하였으나, 골에 대한 생역학적, 생물학적 하중 반응에 대한 지식의 한계로 인하여 해석시 제한이 있었으며, 유한요소 모형의 물리적 성질에 대한 가정 등이 실제와 차이가 있으므로 표준화된 모형상에서 응력의 분포 및 크기를 단순 수치적으로 비교한다는 한계성을 가지고 있다. 그러나, 본 실험 결과 유한요소 분석에서 경계조건이 매우 중요한 요건임을 알 수 있다. 즉, 실험결과와 같이 임플란트 주변골에서 다양한 하중 조건에 따른 응력 해석시에는 측두하악관절이 큰 영향을 미치지는 않으나, 과두 부위에서의 응력 해석시에는 큰 차이를 보이므로 측두하악관절을 표현한 모델링이 필요하며, 이를 통하여 관절 부위의 부하를 이해하는 것이 악관절 기능 장애의 치료뿐만 아니라 인공 관절을 설계하는 데도 많은 도움을 줄 것으로 생각된다. 또한, 다른 종류의 응력 해석도 우선 모델링의 근접성이 매우 중요하며, 더욱 발전된 모델의 개발에 노력해야 할 것으로 생각된다.

V. 결 론

과두 부위를 구속한 경우와 가동성을 부여한 경우에, 유한요소법을 이용한 3차원 모델을 사용하여 과두 부위와 임플란트 주변골에서의 응력 분포를 비교한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 과두에서의 응력 분포는 두 모델간에 현저한 차이를 나타냈다. 즉, 구속형 모델에서는 스프링 모델보다 수직 하중시 과두 부위에 현저한 응력 집중을 보였고, 설협 방향의 수평 하중과 협측 20도, 협측 45도 경사 하중을 가한 경우는 수직 하중인 경우와 다르게 스프링 모델이 구속형 모델보다 과두 부위에 현저한 응력 집중을 보였다.
2. 작업측과 균형측의 응력 분포 관찰시, 수직 하중의 경우 구속형 모델은 작업측과 균형측에서 과두경부 후내측에 응력 집중을 보였으나, 스프링 모델에서는 작업측에서 과두경부 후내측, 균형측에서 과두경부 후외측에 응력 집중을 보였다.
3. 설협 방향의 수평 하중시 구속형 모델은 작업측에서 과두경부 후외측, 균형측에서 과두경부 전내측에 응력 집중을 보였으나, 스프링 모델은 작업측과 균형측에서 과두경부 전중앙측에 응력 집중을 보였다.
4. 협측 20도 경사 하중을 가한 경우 구속형 모델은 작업측에서 과두경부 후중앙측, 균형측에서 과두경부 후외측에 응력 집중을 보였으나, 스프링 모델은 작업측에서 과두경부 전중앙측, 균형측에서 과두경부 전외측에 응력 집중을 보였다.
5. 협측 45도 경사 하중을 가한 경우 구속형 모델은 작업측에서 과두경부 전외측, 균형측에서 과두경부 후내측에 응력 집중을 보였으나, 스프링 모델은 작업측에서 과두경부 전중앙측, 균형측에서 과두경부 전외측에 응력 집중을 보였다.
6. 임플란트 주변골에서의 응력 분포는 두 모델간에 유사하게 나타났으며, 일반적으로, 응력은 최후방 임플란트에서 가장 컸고, 근심으로 갈수록 감소했으며, 하중의 위치를 후방으로 할수록 응력은 크게 나타났다. 또한, 수직 방향 하중을 가한 경우 , 수직적으로는 임플란트 경부과 상부 구조에서 유사한 응력을 나타냈으며, 수평적으로는 원심면에서 응력이 가장 컸다.
7. 설협, 협측 20도, 협측 45도 경사 하중을 가한 경우, 수직적으로는 임플란트 경부에서 응력이 가장 컸으며 수평적으로는 순면과 설면에서 응력이 크게 나타났다.

이상의 연구 결과로부터, 측두하악관절 부위의 가동성을 부여하여 응력을 해석하는 것이 관절부위의 부하를 이해하는 데에 필수적인 것으로 판단되었다.

참 고 문 헌

1. Lewinstein, I., Banks-Sills, L. and Eliasi, R.: Finite element analysis of a new system (IL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 10:355-366, 1995.
2. Brånemark, P.-I.: Osseointegration and its experimental background. J. Prosthet. Dent., 50:399-410, 1983.
3. Cohen, S.R. and Orenstein, J.H.: The use of attachments in combination implant and natural-tooth fixed partial dentures: A technical report. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 9:230-234, 1994.
4. Philips, K.M., Nichollas,J.I., Ma, T., and Rubenstein, J.: The accuracy of three implant impression techniques: A three-dimensional analysis. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 9:533-540, 1994.
5. Skalak, R.: Biomechanical consideration in osseointegrated prostheses. J. Prosthet. Dent., 49:843-848, 1983.
6. Brunski, J.B. and Hipp, J.A.: In vivo forces on endosteal implants. A measurement system and biomechanical considerations. J. Prosthet. Dent., 51:82-90, 1984.
7. DeBoever, J. A., McCall Jr., W.D., Holden, S., and Ash, M.M.: Functional occlusal forces: An investigation by telemetry. J. Prosthet. Dent., 40:326-333, 1978.
8. Naert, I., Quirynen, M., van Steenberghe, D., and Darius, P.: A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. J. Prosthet. Dent., 67:236-45, 1992.
9. Cherilyn G. S. and James C. E.: Tooth intrusion in implant -assisted prostheses.J. Prosthet. Dent.,77:39-45, 1997.
10. Kemppainen, P., Eskola, S., and Ylipaavalniemi, P.: A comparative prospective clinical study of two single-tooth implants: A Preliminary report of 102 implants., 77:382-387, 1997.
11. Roberts, D. and Tattersall, I.: Skull form and the mechanics of mandibular elevation in mammals. Amer. Mus. Novitates., 2536:1-9, 1974.
12. Roberts, D.: The etiology of the TMJ dysfunction syndrome. Am. J. Orthod., 66:498-515, 1974.
13. Hylander, W.L.: The human mandible: lever or link? Am. J. Phys. Anthrop., 43,227-242, 1975.
14. Hylander,W.L.: *In vivo* bone strain in the mandible of Galago crassicaudatus. Am. J. Phys. Anthrop., 43:309-326, 1977.
15. Roydhouse, R.H.: The temporomandibular joint: upward force of the condyles on the cranium. J. Am. Dent. Assoc., 50:166-172, 1955.
16. Page, H.L.: TMJ physiology and jaw synergy. Dent. Digest., 60:54-59, 1954.
17. Hekneby, M.: The load of the TMJ: Physical calculations and analysis. J. Prosthet. Dent., 31:303-312, 1974.
18. Smith, R.J.: Mandibular biomechanics and TMJ function in primates. Am. J. Phys. Anthrop., 49:341-349, 1978.
19. Craig, R.G. and Peyton, F.A.: Measurement of strains in fixed bridges with eletronic strain gauges. J. Dent. Res., 46:615-619, 1966.
20. Nally, J.N., Farah, J.W., and Craig, R.G.: Experimental stress analysis of dental restorations,part Ⅸ: Two-dimensional photoelastic stress analysis of porcelain bonded to gold crowns. J. Prosthet. Dent., 25:307-316, 1971.
21. Farah, J.W., Craig, R.G., and Meroueh, K.A.: Finite element analysis of three- and four-unit bridges. J. Oral Rehabil., 16:603-611, 1989.
22. Cook, S.D., Klawitter, J.J., and Weinstein, A,M.: A model for the implant-bone interface characteristics of porous dental implants, J. Dent. Res., 61:1006-1009, 1982.
23. Farah, J.W., Craig, R.G. and Meroueh, K.A.: Finite element analysis of a mandibular model. J. Oral Rehabil., 15:615-624, 1988.
24. Meijer, H.J.A., Starmans, F.J.M., Steen, W.H.A., and Bosman, F.: A three dimensional, finite element analysis of bone around dental implants in an edentulous haman mandible. Arch. Oral Biol., 38:491-496, 1993.
25. McGlumphy, E.A., Campagni, W.V., and Peterson, L.J.: A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element. J. Prosthet. Dent., 62:586-93, 1989.
26. Cook, S,D.,Weinstein, A.M., and Klawitter, J.J.: A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant, J. Dent. Res., 61:25-29, 1982.
27. Rieger, M.R., Adams, W.K., and Kinzel, G,L.: A finite element survey of eleven endosseous implants. J. Prosthet. Dent., 63:457-465, 1990.
28. Borcher, L. and Richart, P.: Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. J. Dent. Res., 62:155-159, 1983.
29. van Zyl, P.P., Grundling, N.L., Con, H. and Terblanche, J.E.: Three-Dimensional Finite Element Model of a Human Mandible Incorporating Six Osseointegrated Implants for Stress Analysis of Mandibular Cantilever Prostheses. Int. J. Oral. Maxillofac. Implants., 10:51-57,

1995.
30. 김용호, 김영수, 김창회: 골유착성 임플랜트 보철물 장착시 하악골의 탄성변형 및 응력분포에 관한 삼차원 유한요소법적 연구. 대한치과보철학회지, 36:203-243, 1998.
31. 남도현, 허성주, 김광남: 편측저작시 하악골 과두의 응력분포에 관한 삼차원 유한요소분석적 연구. 대한치과보철학회지, 35:517-533, 1997.
32. Brånemark, P.-I.: Osseointegration and its experimental background. J. Prosthet. Dent., 50:399-410, 1983.
33. Knight, C.E.: 'The Finite Element Method in Mechanical Design', PWS-KENT Pub. co. p256-279, 1993.
34. Kohnke, P.: 'Ansys User Theory Manual', Swanson Analysis Systems, Inc. p14.41-14.44, 1992.
35. Nelson, G.J.: Three dimensional computer modeling of human mandibular mechanics. MSc Thesis, University of British Columbia, Vancouver, 1986.
36. Starmans, H.J.A., Steen, F,J,M. and Bossman, W,H.A.: A three dimensional finite element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. Arch Oral Biol. 38:491-498, 1993.
37. Clelland, N.L., Ismail, Y.H., Zaki, H.S. and Pipko, D.: Three dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. Int. J. Oral. Maxillofac. Implants, 6:391-398, 1991.
38. Howell, A.H. and Manly, R.S.: .An electronic strain gauge for measuring oral forces. J. Dent. Res., 27:705-712. 1984.
39. Helkimo, E., Carlsson, G.E., and Helkimo, M.: Bite force and state of dentition. Acta. Odontol. Scand., 35:297-298, 1977.
40. Lundgren, D. and Laurell, L.: Occlusal force pattern during chewing and biting in dentitions restored with fixed bridges of cross arch extention.Ⅱ.Unilateral posterior two units cantilevers. J. Oral. Rehabil., 13:191-203, 1986.
41. Graf, H.: Bruxism. Dent. Clin. North. Am., 13:659-665, 1969.
42. Graf, H, Grassel, H, Aeberhard, H.J.: A method for the measurement of occlusal forces in three directions. Helv. Odont. Acta. 18:7-11, 1974.
43. 김연수, 이성복: 근육 부착형 하악골 모형(KH20 mandible)의 개발과 3차원 유한요소분 석법을 이용한 과두부위의 응력 분포에대한 비교연구. 대한치과이식학회지, 19:55-67, 2000.
44. Akpinar, I., Demirel, F., Parnas, L., and Sahin, S.: A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prostheses. Quintessence Int., 27:11-17, 1996.
45. Smith, D.M., McLachlan, K.R., and McCALL Jr, W.D.: A Numerical Model of Temporomandibular Joint Loading. J. Dent. Res., 65:1046-1052, 1986.
46. Faulkner, M.G., Hatcher, D.C., and Hay, A.: A three-dimensional investigation of TMJ loading. J. Biomech., 20:997-1002, 1987.
47. Borchers, L., and Reichart,P.: Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. J. Dent. Res., 62:155-159, 1983.
48. Rangert, B., Jemt, T., and Jorneus, L.: Forces and moments on Brånemark implants. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 4:241-247, 1989.
49. 장복숙, 김창회, 김영수: 골유착성 임플랜트 보철물의 캔틸레버 위치와 길이변화에 따른 삼차원 유한요소법적 응력분석. 대한치과보철학회지, 34: 501-531, 1996.
50. 황윤태, 이성복, 최대균, 박남수: 자연치-임프란트 고정성 연결 보철물의 기능시 하악골내 응력분포에 대한 유한요소법적 연구. 대한 악기능 교합학회지, 15: 215-230, 1999.
51. 김연수, 이성복, : 하악골 내에서의 수종 dental implants의 유한요소법적 응력해석에 관한 연구. 경희치대 논문집, 19:615-626, 1997.
52. White, S.N., and Caputo, A.A.: Effect of cantilever length on stress transfer by implant supported prostheses. J. Prosthet. Dent., 71:493-499, 1994.
53. Henderson, D, Blevins, W.R., Wesley, R.C., and Seward, T.: The cantilever type of posterior fixed partial denture: A laboratory study. J. Prosthet. Dent., 24:47-67, 1970.
54. Glantz, P.-O., Strandman, E., Svenson, S.A., and Randow, K.:On functional strain in fixed mandibular reconstructions. Ⅰ.An *in vitro* study. Acta. Odontol .Scand. 42:241-249, 1984.
55. Wylie, R.S. and Caputo, A.A.: Fixed cantilever splints on teeth with normal and reduced periodontal support. J. Prosthet. Dent., 66:737-742, 1991.
56. Korioth, T.W.P., Romilly, D.P. and Hannam, A.G.: Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. Am. J. Phys. Anthrop., 88:69-96, 1992.
57. Hu, M., Zhou, J. and Hong, M.: Study on stress distribution of the condyle. Chin. Med. J., 110:811-813, 1997.
58. Korioth, T.W. and Hannam, A.G.: Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. J. Dent. Res., 73:56-66, 1994.