무치하악에서 임플랜트를 이용한 고정성 및 가철성 보철물의 삼차원 유한요소 분석

단국대학교 치과대학 보철학 교실

임 헌 송·조 인 호·임 주 환

Three dimensional finite element analysis of the fully bone anchored bridge and implant-supported overdenture in edentulous mandible

Heon-Song Lim, D.D.S., In-Ho Cho, D.D.S., Ph.D., Ju-Hwan Lim, D.D.S., Ph.D.

Department of Prosthodontics College of Dentistry, Dankook University

The purpose of this study was to compare and analyze the stress distribution and displacement of the fully bone anchored bridge and implant-supported overdenture in edentulous mandible on certain conditions such as number of implants, different design of superstructure. Three dimensional analysis was used and nine kinds of models designed for this study. FEM models were created using commercial software〔Rhinoceros® (Ver. 1.0 Robert McNeel & Associates, USA)〕, and analyze using commercial software 〔Cosmos/Works™(Ver. 4.0 Structural Research & Analysis Corp., USA)〕. A vertical load and 45°oblique load of 17㎏f were applied at the left 1st. molar. The results were as follows : (1) In the group of OVD, the displacement was reduced as increasing the number of fixture under vertical loading but there was no specific difference in Von Mises stress. Under oblique loading, the displacement was same at the vertical loading but Von Mises stress was reduced in order of OVD-3, OVD-4, OVD-2. But, bending moment reduced according to increasing the number of fixture. (2) In the group of FBAB, under vertical and oblique loading, the magnitude of Von Mises stress and displacement reduced according to increasing the number of fixtures. FBAB-4 and FBAB-5 showed similar score and distribution, but FBAB-6 showed lower value relatively. (3) In cantilever design, the maximum displacement reduced under vertical loading but increased under oblique loading. However, von mises stresses on fixtures increased under vertical and oblique loading. (4) In comparing OVD-group with FBAB-group, FBAB showed low magnitude of displacement in respect of oblique loading. However OVD-group was more stable in respect of stress distribution.

무치하악에서 임플랜트를 이용한 고정성 및 가철성 보철물의 삼차원 유한요소 분석

단국대학교 치과대학 보철학 교실

임 헌 송·조 인 호·임 주 환

Ⅰ. 서 론

완전 무치악 환자의 구강기능 회복을 위해 일반적으로 사용되고 있는 총의치의 가장 큰 문제점은 의치 유지력과 안정성의 부족으로 인한 저작효율 감소와 의치에 대한 자신감의 결여 및 심리적 불안감 등을 들 수 있다[1,2]. 특히 하악은 상악에 비하여 지지조직이 불량하며 빠른 치조골 흡수로 인한 잔존치조제의 퇴축이 심하여 총의치 사용에 보다 많은 어려움을 보이게 된다[3,4,5,6].

이를 해결하기 위한 방법으로 생체 친화성을 가진 골형성재나 골이식술을 이용하여 치조제를 증대시켜 주거나, 구강전정부 성형술 등을 시행하여 의치상에 접촉되는 치조제의 면적을 넓히는 술식이 시행되기도 하였다. 하지만 이러한 술식들은 의치의 유지력과 안정성을 증가시키는데 있어서 만족할 만한 임상적 결과를 얻지는 못하고 있다[7]. 그러나 스웨덴의 Brånemark가 생체 골과 금속간의 직접적인 결합현상을 발견한 뒤 조직 현미경적 입증을 통하여 골유착이란 개념에 대해 보고한 이후 장기간의 실험과 성공적인 임상적 결과를 토대로 하여[8,9,10~14,15,16,17] 1980년대 부터는 골유착성 치근형 임플랜트가 기존 임플랜트 술식의 한계성을 극복시켜 주게 되었고, 심리적으로 가철성 의치에 거부감을 갖는 환자에게도 효과적으로 사용할 수 있는 장점 때문에 이제는 하악 무치악 수복에 있어서 우선적으로 선택되는 시술의 하나로 자리잡아 가고 있다[4,18].

골유착성 임플랜트 보철물이 구강내에서 장기간 성공적으로 유지되어 정상적인 기능을 하기 위해서는 임플랜트 재료 자체의 생체 적합성, 골조직의 양과 질, 효과적인 외과 술식 및 상부 보철물의 적절한 설계 등 여러 요소들을 고려해야 한다[19,20]. 특히 골유착성 임플랜트 보철물은 저작시 발생하는 교합력을 적절히 지지할 수 있도록 생체 역학적으로 설계되어야 한다[15,21].

임플랜트 주위 골조직과 임플랜트 사이의 골유착을 유지하고 보존하기 위하여 상부 보철물 설계시 생체역학적 고려가 필요하다[22,23]. 저작시 보철물에 가해지는 힘은 임플랜트로 전달되고, 이는 임플랜트 주위 골조직에 응력을 발생시킨다. 골조직은 기계적인 응력에 반응하여 내부구조를 재형성하는 것으로 알려져 있으며 내부 응력 상태의 변화 정도에 따라 재생 또는 파괴적인 재형성이 이루어진다. 즉 임플랜트 주위의 응력이 너무 미약하면 자연치 발거 후의 치조정 소실과 유사한 퇴행성 위축을 야기할 수 있는 반면 지지조직에 비정상적으로 높은 응력이 집중되면 조직의 괴사와 이에 따른 임플랜트 골유착의 파괴를 가져올 수 있다[8~24,25,26,27,28,29,30]. 따라서 임플랜트를 이용한 보철 수복의 성공 여부는 가해진 외력의 골내 분산과 관련이 있는데, 임플랜트나 보철물의 수명에 유해한 힘을 발생시키지 않으면서 주위 골조직으로 어떻게 외력을 분산시킬 수 있는가에 달려있다[31,32].

Skalak[33,34]은 골유착 임플랜트는 악골과 직접 결합되어 있으므로 기능시 초래되는 외력은 고정체를 통해 직접 악골에 전달되며, 이러한 외력은 치주인대로 둘러싸여 있는 자연치아에서와 같이 완압되지 못하므로 많은 문제점들이 유발될 수 있다고 하였

다. 따라서 외력을 균등하게 분포시키기 위해서는 임플랜트와 관련된 보철물들이 상대적으로 견고해야 하고, 기하학적인 임플랜트의 배열 및 설계가 중요하게 고려되어야 한다고 설명하고 있다. Rangert 등[19]도 보철물의 기하학적 형태와 이와 관련된 고정체의 위치가 임플랜트에 발생하는 기계적 부하에 큰 영향을 미친다고 하였다. 또한 Rieger 등[32]은 골유착성 임플랜트의 장기적 및 생역학적 성공을 위해서는 파괴 응력이 지지골에 전달되지 않도록 보철물에 가해진 외력을 넓게 분산시킬 수 있는 설계가 필수적인데 아직까지 이와 관련된 명확한 규명은 부족하다고 하였다.

임플랜트를 이용한 완전 무치악 환자의 보철 수복 술식으로는 고정성인 fully bone anchored bridge와 가철성인 overdenture로 대별할 수 있다. 4~6개의 고정체를 식립하여 제작하는 고정성 보철술식인 fully bone anchored bridge는 총의치에 비해 저작기능이 현저히 개선되고, 보철물을 자신의 신체 일부로 생각할 수 있다는 심리적인 안정감, 그리고 치조점막의 문제가 적게 발생한다는 장점이 있지만, 발음과 심미성의 문제, 불충분한 안면 연조직의 지지, 복잡한 술식과 고가의 치료비, 구강위생 유지의 어려움 등이 단점으로 지적되어 왔다[2,7,35].

반면 임플랜트에 의해 지지되는 overdenture 술식은 보철 수복물이 가철성이라는 심리적 부담감, 교합력의 지지를 후방 잔존 치조제로부터 일부 얻는 경우에는 지속적인 골흡수로 인한 의치 재이장의 번거로움 등의 단점[36] 들이 있지만, 술식이 단순하고 경제적이며, 적응증의 폭이 넓고, 입술의 지지 정도를 조절할 수 있어 심미적이며, 구강 위생 유지가 용이하다는 등의 장점[2,4,7,35,37] 때문에 무치악 기능회복에 이 술식의 사용이 점차 증가되고 있다. 또한 여러 임상적 연구 결과에서도 이 방법이 무치악 수복 특히 하악 무치악 수복에 안정적이고 효과적임이 입증되고 있다[38,39].

이러한 임플랜트 지지 overdenture를 위한 보철적 고려사항으로 임플랜트와 의치를 연결하는 어태치먼트는 의치의 유지 및 안정 뿐만아니라 저작 기능시 발생되는 교합력을 임플랜트를 통해 주위 골조직에 전달하는 중요한 역할을 하고 있다.

Meijer[40]를 비롯한 여러 연구들[4,6,7,36,41,42]에 따르면 임상적으로 바(bar) 형태의 어태치먼트가 가장 좋은 결과를 보인다고 주장하고 있지만, 바 어태치먼트가 하악골의 생리적 휨 현상을 방해하여 오히려 응력이 집중된다는 Spiekermann[7]의 보고도 있기 때문에 이것에 대한 연구는 좀 더 이루어져야 할 것으로 사료된다.

Jemt 등[37] 은 어태치먼트를 이용하는 overdenture보다 유지 보수가 쉬운 장점이 있는 fully bone anchored bridge를 권장 한 바 있고, Mericske-Stern[43,44], Mericske-Stern과 Zarb[39], Mericske-Stern등[45,46] 은 총의치에 적응하지 못하는 환자에서 임플랜트 지지 overdenture를 사용할 수 있으며 기능성 측면에서 높은 성공률을 보이기 때문에 특히 하악 무치악 환자에서 유리한 결과를 나타내었다고 보고한 바 있다.

Parel[47]은 심미적 수복이 요구되는 환자의 경우는 overdenture가 더 좋은 결과를 보여주지만, 대부분의 환자들은 기능적으로 우수한 fully bone anchored bridge를 더 선호한다고 보고한 바 있다.

Rangert 등[19]에 따르면 캔틸레버의 길이는 기계적 생물학적 상태에 따라 달라져야 하며 캔틸레버 길이의 결정에 있어 골조직의 상태는 가장 중요한 요소라 하였다. 다수의 저자들이 하악골은 골조직의 상태와 식립되는 임플랜트의 길이에 따라 15~20 ㎜의 캔틸레버 연장이 가능하고, 골질이 약한 상악에서는 캔틸레버 길이가 10 ㎜를 넘지 않아야 한다고 주장하고 있다[16,19,48,49,50,51]. 그러나 이는 환자의 골질, 임플랜트의 갯수, 길이, 및 배열 상태, 가해지는 교합력의 형태, 상부 보철물의 재료, 보철물의 적합성 등에 따라 큰 차이를 나타낼 수 있다[19,33,34].

Henderson 등[52]은 이러한 임플랜트 지지 고정성 보철물에서 캔틸레버에 가해지는 힘의 50% 이상이 캔틸레버와 가장 가까운 고정체가 부담하게 되며 부가되는 고정체는 이 힘을 감소시켜 준다고 하였다. Osier[53] 는 상악 또는 하악의 임플랜트 지지 고정성 보철물에서 2개의 임플랜트가 정중선 가깝게 위치하고 원심의 임플랜트는 가능한 한 이공 직전까지 최대한 후방으로 위치시키면 4개의 임플랜트로도 충분히 고정이 가능하며 그 이상의 임플랜트는 필요치 않다고 하였다. Williams[54], 이 등[31], 태 등[55]이 이러한 캔틸레버 형태의 고정성 보철물에 대한 응력분산에 관해 연구한 바 있다.

무치하악에서 고정성 보철물이 5개 이상의 임플

랜트 식립을 필요로 하는데 반해 가철성 overdenture는 2~4개의 임플랜트로 수복할 수 있어 경제적이고 치료술식도 그에 따라 간단해 진다[7,43,56]. 일반적으로 하악골의 높이나 양, 밀도에 이상이 있는 경우 임플랜트 수의 증가를 추천하고 있는데 아직도 몇 개의 임플랜트가 적절한지, 각각의 경우에 임플랜트를 식립할 위치는 어디인지에 대한 논의가 계속되고 있다[40].

임플랜트 지지 overdenture의 경우 많은 수의 임플랜트를 식립하여 이로부터 유지와 지지 및 안정을 얻는 방법이 좋지만 많은 환자에서 해부학적, 경제적 문제 등으로 충분한 수의 임플랜트를 식립할 수 없는 경우가 흔히 있다[57]. 그러므로 하악 전방부 특히 좌우 견치 부위는 좋은 골질, 충분한 골량, 해부학적 장애물이 없음 등으로 인하여 이 부위에 식립한 두 개의 임플랜트를 이용한 overdenture로서도 임상적으로 만족할 만한 충분한 유지와 안정을 얻을 수 있고[4,38,39,58], 또한 보다 경제적이고 술식이 간단하여 이를 이용하는 술식이 하악 무치악 기능회복에 점차 선호되고 있는 추세이다[6]. 그러나 overdenture의 가장 효과적인 응력 분산을 위한 임플랜트의 숫자, 배열 및 상부구조의 형태 등에 대한 정확한 자료는 충분하지 못한 실정이다.

임플랜트에 가해지는 여러 가지 응력의 양상이나 분포에 대한 연구로는 Brunski[59], Skalak[34], Meijer 등[40], Hertel과 Kalk[60], Rieger 등[32]의 연구가 있으며, 임플랜트의 긍극적인 수명이 보철물의 교합을 비롯한 유지 형태, 위치 등의 상부 보철물의 설계원칙에 달려 있음을 보고하고 있다.

외력에 의해 구조물에 발생하는 응력과 변위를 분석하는 방법으로는 전기저항 스트레인 게이지법, 브리틀 래커 코팅법, 므와레 무늬 분석법, 홀로그래피법, 광탄성 응력분석법 그리고 유한요소법 등이 있다. 이 중 유한요소법은 종래의 실험적 응력측정법으로는 해결할 수 없는 불규칙하고 복잡한 기하학적 형태와 다양한 물성치로 이루어진 구조물에 대해 각각의 특성을 모두 포함시킬 수 있고, 변수와 하중의 크기와 방향을 용이하게 변경시킬 수 있으며, 전반적인 영역에 걸친 응력 분포와 변형율 및 변이의 측정이 삼차원의 x, y, z축 모든 방향으로 가능할 뿐만 아니라, 변위 전후의 상태를 동시에 비교하여 볼 수 있다는 장점이 있다.

특히 본 연구에서 시행한 동영상 분석법은 하중이 가해진 후 응력의 발생양상과 변위량의 변화를 움직이는 동영상으로 해석하기 때문에 응력이 발생되어 퍼져나가는 양상과 최대로 하중이 집중되는 부위를 즉시 찾아낼 수 있다는 장점이 있기 때문에 해석이 쉬우며, 또한 모든 변위양상을 증폭하여 해석할 수 있기 때문에 발생 가능한 유해한 힘을 검출하기 쉬운 장점이 있다.

현재, 완전 무치악 골유착성 임플랜트 보철물에서 임플랜트의 길이, 형태 및 배열상태, 악골의 치밀도 및 고경, 그리고 캔틸레버시의 외력과 모멘트의 상호작용 등에 관한 역학적 연구는 많이 있었으나[19,31,33,61,62], 다양한 설계 조건을 부여한 fully bone anchored bridge와 overdenture 간의 응력분산 형태를 비교한 연구는 미미한 상태이다.

이에 본 연구는 완전 무치하악에서 fully bone anchored bridge와 overdenture 간의 응력분포의 비교와 각각의 경우에서 임플랜트 식립위치, 식립된 숫자, 그리고 캔틸레버시의 응력분포 차이를 비교 분석함으로서 어떤 형태의 상부구조 설계가 응력 분산에 가장 유리하며, 같은 응력 분포를 보이는 경우라면 경제적인 면을 고려했을 때 최적의 설계가 어떤 형태인지를 동영상분석과 함께 3차원 유한요소 분석법으로 분석하여 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

Ⅱ. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

본 연구에서는 무치하악의 골조직에 유착된 치근형 고정체를 이용하여 고정성 보철물인 fully bone anchored bridge와 가철성 보철물인 overdenture에 있어서 고정성과 가철성 간의 차이, 식립된 임플랜트의 수와 분포 및 캔틸레버의 유무 등에 따라 발생되는 응력 및 변위의 차이를 분석하고자 각각의 조건이 서로 다른 총 9개의 유한요소 모델을 설계하여 동영상을 이용한 삼차원 유한요소법으로 분석하였다.

하악골의 설계에 있어서 악궁의 형태는 실제 인골을 참조하여 장방형의 악궁 형태를 갖도록 설계하였고, 이 때 비틀림 모멘트(tortional moment)의 양

을 최소화하고 수직방향으로의 응력 전달이 이루어지도록 설계하였으며, 내측은 해면골, 외측은 치밀골로 나누어 약 10배의 탄성계수의 차이를 갖도록 설계하였다[63]. 또한 하악골의 크기는 고경 25 ㎜, 폭경 13 ㎜로 실제 인골을 측정하여 정상 범주 내에서 설정하였으며, 치밀골은 2 ㎜의 균일한 두께로 설계하였다[64]. 식립된 고정체는 직경 4 ㎜, 길이 13 ㎜로 하중 전달의 기능 수행만을 위하여 치근모양의 원기둥 형태로 단순화하여 설계하였으며(Fig. 10), 하악골과 직접 결합된 상태로 가정하였다. 고정체의 식립 위치는 Skalak[34]의 보고를 참고하여 이공 전방부에 해당하는 부위에 동일한 간격으로 실험모형에 따라 overdenture의 경우는 2개, 3개, 4개의 고정체를 식립하였으며, fully bone anchored bridge의 경우는 4개, 5개, 6개의 고정체가 식립된 것으로 설계하였다. 상부구조물의 설계에 있어서 overdenture의 경우, 고정체의 수가 2개, 3개, 4개인 각각의 경우에서 고정체는 A.D.A.가 추천한 제Ⅲ형 금합금으로 제작한 바(bar)로 연결하고, 그 상부에 clip이 얹혀지는 바 어태치먼트 형태로 설계하였으며, 각각의 경우에 캔틸레버 유무에 따른 응력분포를 비교하였다. 한편, 구강점막은 단순한 선형 탄성체가 아니라 복잡한 점탄성체의 성질을 갖는데[65,66], 이를 유한요소 모형에 재현시키려면 시간요인을 포함한 점성 변형체 해석과 비선형 동요해석으로 실험해야 하나 얻어지는 결과에 비해 비경제적이고 복잡하므로 선형 탄성 재료로 가정하여 2 ㎜ 두께로 균일하게 설계하였다. Fully bone anchored bridge의 경우 고정체를 연결하는 상부구조물은 역시 제Ⅲ형 금합금으로 폭이 5.0 ㎜, 높이 6.0 ㎜로 설계하였고, 캔틸레버는 Rangert 등[19]과 Adell 등[9]의 주장에 따라 15 ㎜로 하였다. 그 상부는 의치용 레진으로 폭 5.0 ㎜, 높이 7.5 ㎜로 설계하였으며, 이 경우 구강점막은 해석에 영향을 주지 않을 것으로 사료되어 생략하였다.

상기의 조건으로 이공 전방부에 Skalak[34]이 보고한 식립위치를 참고로 하여 각각 2개, 3개, 4개의 고정체를 식립하여 바 로 연결한 overdenture 모델을 설계하고 (OVD-2, OVD-3, OVD-4), 동일 모델에 캔틸레버를 연결한 모형을 설계하였다 (OVD2-can, OVD3-can, OVD4-can). 역시 동일한 방법으로 4개, 5개, 6개의 고정체를 15 ㎜ 캔틸레버를 가진 고정성 보철물로 연결한 fully bone anchored bridge 모형을 설계하였다 (FBAB-4, FBAB-5, FBAB-6) (Table 1). 설계된 모형은 Fig. 1~9와 같다.

2. 연구방법

설계된 유한요소 모형은 8절점 입방체의 유한요소로 분할하였으며, 선학들의 보고를 참고하여 분석에 필요한 탄성계수(modulus of elasticity)와 포와송비(Poisson's ratio)를 색상을 이용하여 모형에 대입하였으며 (Table 2), 하중시 모형의 이동을 방지

Table 1. Designing of the experimental models

Model Name	Number of Fixtures	Length of Cantilever	Types of Superstructure
OVD-2	2	0 ㎜	Overdenture
OVD-3	3	0 ㎜	
OVD-4	4	0 ㎜	
OVD2-can	2	8 ㎜	
OVD3-can	3	8 ㎜	
OVD4-can	4	8 ㎜	
FBAB-4	4	15 ㎜	Fully Bone Anchored Bridge
FBAB-5	5	15 ㎜	
FBAB-6	6	15 ㎜	

Table 2. Mechanical properties of materials used

Materials	Young's modulus (E) (MPa)	Poisson's ratio (ν)
Type Ⅲ gold alloy*	99,300	0.33
Compact bone	14,000	0.30
Spongious bone	1,500	0.30
Mucosa	3	0.45
Acrylic resin	3,800	0.35
Titanium	110,000	0.33

* ADA Specification No. 5

하기 위한 고정점으로는 생체와 동일한 조건을 부여하기 위하여 하악 폐구근이 부착되는 하악각 부위와 모형의 최후방 절점들을 고정점으로 설정하였다[31].

본 연구에서 유한요소 분석시 각 모형별로 사용된 총 요소(element) 수와 절점(node) 수는 Table 3과 같다.

하중조건은 선학들의 보고를 참고하여[67] 17㎏f의 수직하중을 좌측 제 1대구치 부위인 캔틸레버 연장부 상에 가하였고, 동일 부위에 동일한 힘을 45°방향으로 가하여 각각에 있어서의 응력 분포 양상을 비교하였다.

본 연구에 있어서 모형의 설계 및 응력분포 해석을 위한 유한요소 프로그램은 개인용 컴퓨터 프로그램인 Cosmos/Works™ (Ver. 4.0 Structural Research & Analysis Corp., USA)을 사용하여 개인용 컴퓨터 (Pentium Ⅲ 500㎒, 384Mb RAM)상에서 시행하였다. CAD 모델의 설계, 하중 및 경계조건 등을 부여하는 사전과정(pre-processing)은 Rhinoceros® (Ver. 1.0 Robert McNeel & Associates, USA)를 사용 하였으며, 설계된 모형의 검증 및 분석, 그리고 처리결과의 분석을 위한 사후과정(post-processing)은 Cosmos/Works™을 사용하였다. 이와같은 일련의 과정을 하나의 유한요소 분석 시스템으로 구성하여 본 연구를 진행하였다.

Ⅲ. 연구결과

1. 고정체 숫자와 하중각도에 따른 응력의 비교·분석

삼차원 유한요소 분석 후 얻게되는 유효응력의 크기와 변위량은 일반적으로 각 참고절점에 대하여 X,Y,Z축 방향 변위량과 그 대표값을 얻게 되는데, 본 동영상 분석에서는 이와같은 참고절점을 정하지 않고 하중이 가해졌을 때 각 모형에서 응력의 변화와 변위의 크기 변화를 직접 동영상으로 분석하게 된다. 따라서 본 연구에서도 하중이 가해졌을 때 최대 유효응력의 발생부위와 크기 그리고 최대 변위를 보이는 부위와 그 크기를 확인하여 비교 분석하였다 (표시를 용이하게 하기 위하여 하중측 최후방 고정체를 1번으로 하고 순서대로 2번, 3번, 4번, 5번, 그리고 6번 으로 Fig. 11과 같이 표시하였다).

(1) OVD 군에서 고정체 숫자에 따른 비교

1) 90°수직하중시의 비교·분석

캔틸레버 설계를 하지 않은 OVD 군 즉 OVD-2, OVD-3, 그리고 OVD-4에서 수직하중 시 발생된 최대 변위량과 최대 유효응력의 크기는 Table 4와 같다. OVD 군에서 최대변위는 점막과 그 상부에 얹

Table 3. The numbers of total elements used in this study

Model	Number of Total Elements	Number of Corner Nodes	Degree of Freedom
OVD-2	19154	3981	86511
OVD-3	20590	4253	92883
OVD-4	22266	4582	100260
OVD2-can	19471	4080	88338
OVD3-can	20964	4392	95295
OVD4-can	22410	4666	101649
FBAB-4	15000	3191	68280
FBAB-5	16251	3414	73563
FBAB-6	17275	3584	77778

Table 4. Maximum value of stress and displacement due to 90°vertical load applied.

Model	Maximum Von Mises Stress (unit : MPa)	Maximum Magnitude of Displacement (unit : mm)
OVD-2	3.346e+001	8.894e-002
OVD-3	3.242e+001	8.393e-002
OVD-4	3.259e+001	7.267e-002
OVD2-can	3.509e+001	8.692e-002
OVD3-can	3.829e+001	8.125e-002
OVD4-can	5.338e+001	6.700e-002
FBAB-4	1.415e+002	1.141e-001
FBAB-5	1.404e+002	1.124e-001
FBAB-6	1.101e+002	7.849e-002

혀진 의치에 발생되었고, 유효응력은 고정체와 바 주변에 주로 발생되었다. OVD-2 에서는 지대주와 바의 연결부의 근심측 경부 특히 하중측 지대주 경부에 응력이 집중되었고, 이 부위의 응력의 크기는 2.297e+001 ~ 2.584e+001 MPa 범위의 무늬차수를 나타냈다 (Fig. 12). 그리고 하중측 고정체는 하중이 가해지면서 하방으로 압축응력을 나타내었다. OVD-3에서는 OVD-2에서 응력의 집중을 보였던 부위의 응력은 다소 감소된 반면 하중측 최후방 지대주의 후방부에 응력이 집중되었고, 지대주와 바의 연결부, 고정체 경부, 그리고 전방 2번 고정체 경부에도 응력이 분산되어 나타났다 (Fig. 13). 그리고 최후방 지대주의 응력의 크기는 2.161e+001 ~ 2.431e+001 MPa 정도로 OVD-2보다 다소 줄어든 양상을 나타냈다. 반면, OVD-4에서는 하중측 2개의 고정체에 응력이 분산되었고 1번 최후방 고정체 지대주 후방부에 약간 설측으로 치우친 위치 및 1번, 2번 지대주 근심측 경부, 그리고 1번, 2번 지대주를 연결하는 바 상부쪽에 응력이 나타났다. 그리고 그 응력의 크기는 2.173e+001 ~ 2.444e+001 MPa로서 OVD-3 보다는 다소 증가된 양상을 보였다 (Fig. 14).

한편, 모든 모형에서 하중이 가해진 의치의 최후방 부위와 그 하부 점막부에서 최대변위를 나타내었고, 고정체 수가 증가하면서 최후방 고정체가 하중점에 상대적으로 가까워짐에 따라 고정체의 변위는 그 폭이 증가되어 나타났다. OVD-2에서 최대변위는 상기의 부위로 8.894e-002 ㎜를 나타내었고, 하중측 반대편 의치 후방부에도 1.482e-002 ~ 2.223e-002 ㎜ 범위의 무늬차수를 나타내었다 (Fig. 15). 또한 고정체는 하중측 고정체와 반대편 고정체까지 2.223e-002 ~ 2.965e-002 ㎜ 범위의 변위를 보였다 (Fig. 16). OVD-3에서는 최대변위가 8.393e-002 ㎜로서 (Table 4) OVD-2보다는 다소 경감된 양상을 보였으며, OVD-2에서 관찰되었던 하중측 반대편에서의 변위는 나타나지 않았다. OVD-3과 OVD-4의 고정체 변위양상은 유사한 양상을 보였는데, OVD-3에서는 1번 최후방 고정체원심면 쪽이 1.399e-002 ~ 2.098e-002 ㎜의 큰 변위를 보이면서 그 하부 골과 2번 전방 고정체까지 6.994e-003 ~ 1.399e-002 ㎜ 크기의 폭넓은 변위 양상을 보였다 (Fig. 17). OVD-4에서도 하중측 반대편 변위는 나타나지 않았고, OVD-3과 비슷한 변위양상을 보였으나 변위의 크기는 다소 작게 나타났다. 최후방 고정체는 1.211e-002 ~ 1.817e-002 ㎜의 변위를, 2번 고정체와 최후방 고정체 하부의 골은 6.056e-003 ~ 1.211-002 ㎜ 의 변위를 나타내었고, 정중부 바 근처까지 변위를 보였다 (Fig. 18).

2) 45°경사하중시의 비교·분석

45°경사하중이 가해지면서 응력과 변위의 양상이 다르게 나타났는데, 변위의 경우 고정체 수가 증가함에 따라 그 양이 감소되었고, 하중의 방향 때문에 의치, 점막 모두 하중측 반대편 부위까지 변위를 나타냈다. 그러나 최대 유효응력은 불규칙하여 OVD-3가 8.047e+001 MPa로 가장 높은 응력값을 OVD-4가 6.214e+001 MPa 그리고 OVD-2가 4.650e+001 MPa로 가장 작은 응력값을 보였다 (Table 5). 그러나 OVD-2의 경우 하중측 지대주 순측 경부 표층에 최대 유효응력이 발생되면서 고정체 중간부위까지 응력이 전달되어 나타났고, 심한 굽힘(bending) 현상과 함께 바 전체와 반대편 지대주 경부까지 응력이 전달되면서 고정체 전체와 상부구조물 전체가 심하게 뒤틀리는 현상이 관찰되었다 (Fig. 19). 그러나 응력값 자체는 하중점에서 거리가 먼 관계로 가장 작은 값을 나타냈다. 반면, OVD-3는 하중측 1번 지대주 중심부에 8.047e+001 MPa의

Table 5. Maximum value of stress and displacement due to 45°oblique load applied.

Model	Maximum Von Mises Stress (unit : MPa)	Maximum Magnitude of Displacement (unit : mm)
OVD-2	4.650e+001	2.162e-001
OVD-3	8.047e+001	2.060e-001
OVD-4	6.214e+001	1.743e-001
OVD2-can	8.858e+001	2.273e-001
OVD3-can	6.312e+001	2.146e-001
OVD4-can	7.210e+001	1.781e-001
FBAB-4	1.525e+002	2.051e-001
FBAB-5	1.509e+002	2.034e-001
FBAB-6	1.242e+002	1.591e-001

최대 유효응력이, 그리고 표층부는 6.035e+001 MPa의 유효응력이 발생되었다(Fig. 20). 그러나 전방에 고정체가 추가되면서 뒤틀림 현상은 감소되어 나타났고, 전방과 반대편 지대주까지 응력이 분산되어 나타났다. OVD-4의 경우는 OVD-3와 동일한 부위에 6.214e+001 MPa의 최대 유효응력이 발생되었고, 표층부는 5.696e+001 MPa의 유효응력이 발생되었다 (Fig. 21). 그리고 하중측 2개의 지대주에 응력이 넓게 분산되는 양상이 관찰되었고, 이로 인해 최후방 지대주의 굽힘현상도 현저히 줄어들었다.

수직하중과 비교하여 45° 경사하중이 가해졌을 때 OVD-2, OVD-3, OVD-4 모두 최대 유효응력과 최대 변위량이 증가된 양상을 보였다 (Table 5). 변위의 경우 수직하중시 보다는 증가되었지만 고정체 수가 많아짐에 따라 그 크기가 감소하였다 (Fig. 22 ~ 27).

(2) FBAB 군에서 고정체 숫자에 따른 비교

1) 90°수직하중시의 비교·분석

FBAB 군 즉, FBAB-4, FBAB-5, 그리고 FBAB-6에서 수직하중시 발생된 최대 유효응력의 크기와 최대 변위량은 Table 4와 같다. 고정체 수가 증가하면서 최대 변위량과 최대 유효응력 모두 감소하는 양상을 보였다. FBAB 군에서 최대 유효응력은 1번 최후방 지대주와 상부 금속구조물의 연결부 사이, 그리고 1번, 2번 고정체 상부 금속구조물 상에 주로 나타났으며, 최대 변위는 하중점 후방 상부구조물의 레진 부위에 나타났다.

응력의 분포양상은 FBAB-4, 5, 그리고 6 모두에서 최후방 1번 고정체의 지대주와 상부구조물의 연결부 경부에 집중되어 나타났는데 응력의 집중현상은 다소 차이가 있어서 고정체 수가 증가하면서 인접 고정체로의 응력의 분산 양상이 관찰되었다.

FBAB-4에서는 1번 최후방 지대주와 금속구조물 연결부 원심쪽으로 심한 응력집중 현상이 나타났으며, 그 표층은 9.432e+001 ~ 1.061+002 MPa의 응력을 나타냈다. 2번 고정체도 지대주 경부에 응력이 나타났으며 상부 금속구조물은 2번 고정체를 지나 반대편 고정체 부위까지 응력이 전달되어 나타났다 (Fig. 28). 변위는 역시 캔틸레버 최후방 레진 부위에서 최대값을 보였고, 금속구조물도 이 부분에서 8.560e-002 ~ 9.511-002 ㎜ 의 변위를 보였다. 1번 고정체와 하부의 골은 압축력에 의해 1.902e-002 ~ 2.853e-002 ㎜의 변위가 발생된 반면, 2번 고정체는 인장력에 의해서 고정체 자체에는 변위가 나타나지 않고 지대주에만 약한 응력이 발생되었다 (Fig. 29).

FBAB-5에서는 FBAB-4와 비교했을 때 응력과 변위의 양상 모두 수치만 약간 감소했을 뿐 그 분포는 거의 유사하였다 (Fig. 30).

반면 FBAB-6에서는 고정체 수가 증가하면서 상부구조물의 휨 강성이 증가하여 하중이 가해졌을 때 하부 골조직으로 전달되는 응력의 크기가 상대적으로 커져 하부 골조직에 나타나는 변위의 크기는 FBAB-4, 5에 비해 폭은 넓어지고 크기도 증가된 형태로 나타났다. 그리고 최후방 고정체 주변으로는 고정체가 하방으로 변위되면서 이에 따른 특징적인 골의 변위양상이 관찰되었다. 그러나 최대 변위량 자체는 감소된 상태였다 (Fig. 31). 응력의 양상은 FBAB-4, 5 보다는 그 분포 범위가 하중측 고정체 전체에 분산되어 나타났는데 그 크기도 현저히 줄어든 양상을 보였다. 그러나 최후방 고정체에는 응력의 집중 현상이 관찰되었다 (Fig. 32).

2) 45°경사하중시의 비교·분석

45°경사하중 시에는 수직하중과 비교했을 때 유효응력의 크기는 큰 차이가 없었고 대체적으로 하중의 방향 때문에 변위되는 방향에 차이가 있었으며, 그 분포는 유사하게 나타났으나 크기는 전체적으로 증가되어 나타났다. 최대 유효응력의 크기와 최대 변위량은 Table 5와 같다.

FBAB-4의 경우 Table 4와 5에서와 같이 하중의 방향이 달라지면서 최대 변위량은 증가하였으나, 그 분포는 유사하였고 변위되는 방향만 다르게 나타났다. 수직하중 시에는 1번 최후방 고정체가 전체적으로 변위를 보인 반면 경사하중 시에는 고정체 경부에만 변위가 나타나면서 설측으로 고정체가 휘는 굽힘 현상이 관찰되었다. 골조직의 변위에서도 수직하중 시에는 고정체 하방으로 고르게 분산된 반면 경사하중 시에는 고정체 경부에 집중되면서 설측으로 변위가 편중되었다. 그리고 2번 고정체는 최소 무늬차수의 변위만을 보였다 (Fig. 33). 응력의 방향도 차이가 있었는데, 수직하중 시에는 금속구조물 하방 고정체 주변으로 응력이 나타났고, 경사하중 시에는 1번, 2번 고정체 협측으로 응

력의 방향이 바뀌어 나타났다 (Fig. 34). 즉 수직하중에 비해서 변위는 방향에 차이가 나타났고, 응력 역시 방향의 차이 뿐만아니라 그 분포가 광범위 하였으며 특히 고정체 경부에 집중되는 현상이 나타났다.

FBAB-5에서 경사하중시 변위 양상은 FBAB-4에서와 같이 수직하중에 비해 그 분포 방향만 차이가 있었는데, 1번 고정체 경부에 주로 변위가 나타났고, 하부 골조직으로의 변위도 고정체 경부 주변과 설측에 나타났다 (Fig. 35). 응력의 양상도 FBAB-4에서와 같이 수직하중에 비해 응력 집중 현상이 심해지고 범위도 광범위해지는 양상을 보였다. 경사하중 시 FBAB-4와 비교했을 때 응력의 크기는 약간 작으나 분포 양상은 거의 차이가 없었다. 그러나 전방에 고정체가 하나 추가되면서 반대편 고정체 부위까지 응력이 전달되었던 FBAB-4와 달리 최전방 3번 고정체 부위에서 응력의 전달이 차단되었다.

FBAB-6에서는 경사하중시 FBAB-4와 FBAB-5에서와 같이 변위 양상은 측방력에 의해 고정체 경부에 변위가 집중되어 나타났다(Fig. 36).
응력의 분포에서도 FBAB-5에 비해 그 크기는 작아지고 분포는 분산되는 양상을 보이긴 하였으나 그 차이가 크게 나타나지는 않았다. 특히 응력은 1번 고정체 경부에 집중되었으나 줄어든 양상을 보였고, 2번 고정체 부위도 보다 작은 값을 보였다. 그리고 1번, 2번, 그리고 3번 고정체 경부와 3번 고정체 반대편까지 분산되는 양상을 나타냈다 (Fig. 37).

2. Overdenture에서 캔틸레버 설계 유무에 따른 응력의 비교, 분석

(1) OVD-2와 OVD2-can의 비교

1) 90°수직하중시의 비교·분석

2개의 고정체를 이용한 overdenture에서 캔틸레버 설계를 한 경우 수직하중시 응력의 크기는 증가하였으나 변위량은 감소하였다 (Table 4). 변위가 발생한 부위는 하중측 지대주 상부와 그 전방 바의 일부로 그 분포 양상과 크기는 거의 동일하나 OVD2-can의 경우 바에 더 넓게 변위를 보였고, 응력이 발생한 부위는 OVD2-can의 경우 캔틸레버 암(arm)에 의한 응력의 발생으로 하중측 지대주 전방과 후방 경부에 광범위하게 나타난 반면 OVD-2는 지대주와 바의 연결부위 하방에 집중되었다 (Fig. 15와 38, Fig. 12과 39).

2) 45°경사하중시의 비교·분석

2개의 고정체를 이용한 overdenture에서 캔틸레버 설계를 한 경우 45°경사하중시 변위량과 응력의 크기가 모두 증가하는 양상을 보였다 (Table 5). 그러나 변위량이 그 분포나 크기에 있어서 큰 차이를 보이지 않은 반면 유효응력의 크기는 2배 가까이 큰 차이를 보였다 (Fig. 22과 40). 그리고 응력의 분포에서도 차이를 보였는데, OVD-2는 지대주와 바의 연결부 직하방 표층부에 최대 유효응력이 나타났고, OVD2-can은 캔틸레버 암이 연결된 지대주 부위와 지대주 경부에 응력의 집중현상이 관찰되었으며 최대 유효응력은 지대주와 고정체 연결부위 내부에서 관찰되었다 (Fig. 19과 41).

(2) OVD-3과 OVD3-can의 비교

1) 90°수직하중시의 비교·분석

캔틸레버 설계시 OVD-2에서와 같이 변위의 크기는 감소하고 응력의 크기는 증가하는 양상이 관찰되었다 (Table 4). 변위의 차이를 보면 캔틸레버 설계로 인해 후방 캔틸레버 쪽에 변위가 좀 더 발생되었을 뿐 하부 점막, 골, 그리고 전방 고정체의 변위도 모두 비슷한 양상을 보였다 (Fig. 17, 42와 Fig. 43).

응력의 크기도 캔틸레버 설계로 인해 다소 증가된 양상을 보였다. OVD-3는 하중측 고정체 지대주 경부에 주로 응력이 집중된 반면 OVD3-can은 캔틸레버 암과 지대주의 연결부, 전방 바와 지대주의 연결부 경부에 응력이 집중되어 나타났다 (Fig. 13과 Fig. 44). 그러나 두 군 모두 최대 유효응력은 지대주와 고정체 연결부위 내측에서 관찰되었다.

2) 45°경사하중시의 비교·분석

OVD-3군에서는 캔틸레버 설계시 경사하중이 가해졌을 때 수직하중의 경우와는 달리 변위의 크기는 증가되었고, 응력의 크기는 감소되었다. OVD2-can군과 비교했을 때 변위량과 응력 모두 다소 감소된 양상을 보였다. OVD-3군에서 변위의 양상은 하중측 고정체와 최전방 고정체에만 최저 무

늬차수의 변위가 나타난 반면, OVD3-can 군에서는 캔틸레버 암이 하중점에 가깝게 위치됨으로써 최후방 고정체의 변위량이 다소 증가되어 나타났다 (Fig. 24, 25와 45). 그러나 응력의 분포 양상은 다소 많은 차이를 보였는데 OVD-3에서는 하중측 고정체 지대주 경부에 주로 응력이 집중되면서 심한 굽힘 현상과 함께 그 내부에 8.047+001 MPa의 높은 최대 유효응력값을 나타낸 반면, OVD3-can에서는 캔틸레버 암의 효과로 인해 하중측 지대주 표층부에 최대 유효응력이 집중되면서 굽힘 현상은 다소 더 심하게 나타났으나 최대 유효응력값은 6.312+001 MPa로 감소되어 나타났다 (Table 5), (Fig. 20과 46).

(3) OVD-4와 OVD4-can의 비교

1) 90°수직하중시의 비교·분석

OVD-4에서 캔틸레버를 설계한 후 수직하중이 가해졌을 때 최대 변위량은 감소되었으나 최대 유효응력의 크기는 70% 정도 증가되어 나타났다. 이는 캔틸레버 암이 하중점에 가깝게 위치되어 의치와 점막의 하방 변위를 감소시킴으로 최대 변위량은 감소하였으나, 고정체 주변으로 나타나는 응력의 크기는 오히려 증가되는 양상을 보인 것으로 사료된다. 상부의치와 점막의 변위는 그 분포양상에 있어 큰 차이는 없었고 단지 OVD4-can에서 무늬차수의 폭만 감소된 형태로 나타났으며, 고정체의 변위는 하중측 최후방 고정체가 하방으로 침하되는 하방변위와 함께 2번 고정체와 전방 바까지 하방으로 침하되는 변위양상을 보였다 (Fig. 47과 48). 반면 응력의 분포양상은 두 군 모두 하중측 최후방 고정체와 2번 고정체 주변에 집중되어 나타났는데, OVD-4는 최후방 고정체 지대주 후방부와 2번 고정체 지대주 전방 경부에 응력이 나타났으나, OVD4-can은 캔틸레버 암이 하중점 가까이 위치하게 됨으로 인하여 최후방 고정체 지대주와 캔틸레버 암의 연결부위와 전방 바와의 연결부위 경부에 응력이 발생되었으나 OVD2-can이나 OVD3-can 보다 그 응력의 집중현상이 다소 완화되어 나타났다 (Fig. 14과 49).

2) 45°경사하중시의 비교·분석

점막과 고정체에 나타난 변위의 분포와 크기는 큰 차이가 없었고, 다만 캔틸레버 설계시 최대 변위량과 최대 유효응력 모두 증가되어 나타났다 (Table 5). OVD-4와 0VD4-can 모두 점막에 나타난 변위의 양상은 거의 유사하며 다만 수직하중시와 달리 하중의 방향이 바뀌면서 변위의 방향만 다르게 나타났다. 그리고 반대편 점막에도 다소의 변위가 관찰되었다 (Fig. 26과 50). 고정체의 변위 양상도 거의 차이가 없었는데 캔틸레버 설계시 최후방 고정체에 다소 넓은 응력분포 양상만이 관찰되었다 (Fig. 27과 50).

고정체에 나타난 응력의 분포 양상도 OVD-4와 OVD4-can이 거의 비슷한 양상을 보였는데 하중측 최후방 고정체와 2번 고정체의 지대주 경부에 응력 집중 현상이 관찰되었고 특히 최후방 지대주 경부에는 표층에 최대 유효응력이 집중되면서 굽힘 현상이 나타났다 (Fig. 21과 51).

Table 5에 나타난 것과 같이 경사하중시 최대 변위량에 있어서 캔틸레버 설계군이 더 높은 값을 보인 것은 레진으로 설계된 상부 의치에 나타난 변위량의 차이 때문이며 실제 점막에서는 거의 유사한 변위량을 보이면서 변위의 폭이 좁아진 형태로 나타났다.

3. OVD와 FBAB의 응력분포 비교·분석

OVD 군 중에서 가장 양호한 응력 분포를 보인 OVD-4와 FBAB 군 중에서 가장 양호한 응력 분포를 보인 FBAB-6군 간의 최대 유효응력의 크기와 최대 변위량을 비교 분석하고, 또한 항상 가장 영향을 많이 받는 최후방 고정체 주변의 응력과 변위의 크기와 분포를 비교, 분석하여 어떠한 설계가 더 우수한지를 평가하였다.

(1) 90°수직하중 시의 비교·분석

수직하중 시 변위량과 유효응력의 크기 모든 면에서 FBAB-6보다 OVD-4가 수치적으로 더 양호한 결과를 나타냈다. Table 4에서 알 수 있듯이 최대 변위량은 OVD-4가 7.267e-002 ㎜ (의치와 점막), FBAB-6는 7.849e-002 ㎜ (상부 금속구조물) 였다. 또한 1번 최후방 고정체에 나타난 변위량은 OVD-4가 2.422e-002 ㎜, FBAB-6가 2.616e-002 ㎜로 나타났다 (Fig. 47과 31). 최대 유효응력은 모두 고정체 내부에서 발생되었는데, OVD-4가 3.259e+001 MPa,

FBAB-6가 1.101e+002 MPa 이었다. 그리고 지대주 주변 상부구조물과의 연결부위에 응력의 집중현상이 주로 관찰되었는데 OVD-4는 2.444e+001 MPa, FBAB-6가 8.261e+001 MPa로서 현저히 높은 값을 보였다 (Fig. 32).

(2) 45°경사하중 시의 비교·분석

경사하중 시에도 유효응력 면에서는 OVD-4가 더 양호한 결과를 보였으나, 변위량 측면에서는 FBAB-6가 차이는 크지 않지만 더 양호한 결과를 나타냈다. OVD-4는 최대 변위량이 1.743e-001 ㎜였고, FBAB-6는 1.591e-001 ㎜ 였다. 그리고 1번 최후방 고정체 주변은 OVD-4가 4.357e-002 ㎜, FBAB-6가 3.979e-002 ㎜의 변위를 나타냈다 (Fig. 16, 27과 36).

최대 유효응력은 OVD-4가 6.214e+001 MPa, FBAB-6가 1.242e+002 MPa로서 FBAB-6가 약 2배 정도 높은 값을 보였다. 그리고 지대주 주변도 OVD-4는 5.496e+001 MPa, FBAB-6는 8.281e+001 MPa 의 응력을 보였다 (Fig. 21와 37).

Ⅳ. 총괄 및 고안

잔존 치조제가 많이 흡수되어 있는 무치악 환자에서 통상적인 보철 술식만으로는 만족스러운 기능회복 및 심미성을 얻지 못하는 경우가 많았으나 근래에는 임플랜트를 이용한 다양한 술식이 개발되어 양호한 결과를 얻을 수 있게 되었다. 이러한 임플랜트를 이용한 보철수복시 환자의 경제적 부담만을 생각한다면 고정체의 수를 줄여야 하지만, 응력 분산 측면과 저작기능 그리고 의치의 유지력 및 안정성 등을 고려한다면 고정체의 수를 증가시켜야 유리할 것이다. 그러나 임플랜트를 이용한 보철 수복물이 기능을 적절히 수행하는데 필요한 최소한의 고정체 숫자나 응력분산에 유리한 상부구조물의 형태 등에 대한 연구는 미미한 상태여서 본 연구에서는 고정체의 수, 가철성과 고정성 보철물을 포함한 상부구조물 설계방법 등을 변화시켰을 때의 응력분포 양상을 3차원 동영상을 이용한 유한요소 분석법을 이용하여 알아봄으로써 각 경우에서의 장·단점을 확인하여 임상에 응용하고자 하였다.

골유착성 임플랜트를 이용한 보철물에 하중이 가해지면 그 내부에서는 응력이 발생되고 이 응력은 결국 고정체를 지지하고 있는 지지조직내의 응력으로 나타나게 된다. 따라서 하중과 생체-역학적인 관계가 조화를 이루지 못하면 임플랜트와 악골간의 결합 파괴, 보철물의 파절, 임플랜트 자체의 파절, 임플랜트와 보철물 연결부의 손상, 변연골 흡수 등의 문제를 야기하게 되므로[8,9,25,26,27,28,30] 보철물이 성공적으로 유지되기 위해서는 생체의 하중 부담 한계를 넘지 않는 범위내에서 응력이 적절히 분포될 수 있도록 설계되어야 한다. 이러한 하중의 적절한 분포에는 임플랜트의 형태와 골과의 결합상태, 임플랜트의 식립위치와 배열상태 등이 관련을 갖는 것으로 보고되고 있다[61,63,68].

Skalak[34]은 저작운동시 가해지는 외력을 균등하게 분산시키기 위해서는 고정체의 배열 및 설계가 중요하다고 하였고, Babbush[69]는 임플랜트 상부구조물의 잘못된 설계는 골흡수를 초래한다고 하였으며, Lavelle 등[70]도 골과 임플랜트 계면 사이의 응력을 낮출 수 있는지의 여부에 달려있다고 주장하였다.

유한요소 분석 시 하악골에 유착된 티타늄 임플랜트와 이에 연결된 상부구조물 및 하악골의 복잡한 구조, 부분마다의 밀도의 차이, 외형의 차이 등을 유한요소 모형으로 재현하기는 어렵기 때문에 본 연구에서는 각 실험 모형을 동일한 조건으로 표준화하였고, 유한요소 모형의 제작을 용이하게 하기 위하여 각 구조물들은 단순화하여 표현하였다. 하악골은 해면골과 치밀골로 구분하여 약 10배의 탄성계수 차이를 갖도록 설계하였으며, 하악골체도 단순화하여 표현하였다[63]. 티타늄 임플랜트 고정체는 악골에 완전히 유착된 것으로 가정하였고, 유한요소 응력 분석을 위한 하중 적용시 모형의 이동을 방지하기 위한 하악의 고정점으로서는 생체와 유사한 재현을 위해 교근, 내측익돌근 등의 폐구근이 부착되는 하악각 부위와 유한요소 모형의 후방부 절점들을 고정점으로 정하였다. 임플랜트는 순수 티타늄의 물리적 성질을 가지며 표면을 특수한 가공처리를 하지 않은 원할한 면으로 가정하였다. 임플랜트 고정체는 제조회사마다 종류별로 차이는 있지만 본 연구에서는 하중 전달기능만을 수행할 수 있도록 나선은 생략하고 원통형 기둥 형태로 단순화하였다(그림 10). 이 경우 각 고정체 주위의 응력 분

산형태가 실제와 다소 다를 수 있으나, 본 연구 목적상 한 개 고정체 주위의 단순 비교가 아니라 상부보철물에 의해 연결된 여러 개의 고정체에 가해지는 응력분포를 고정체 위치에 따라 개괄적으로 비교함에 있으므로, 전체적인 고정체의 응력분포 평가에는 큰 차이가 없을 것으로 사료되며, 선학들의 연구에서도 4각형, 또는 8각형의 구조로 설계하여 사용하였고[31,73], 이들 연구결과와 유사한 결과를 나타내는 것으로 보아 4각형, 8각형, 그리고 원통형 각각이 다소의 차이를 보일지는 몰라도 응력 분포를 해석하는 데는 지장이 없을 것으로 사료된다. 상부보철물은 Brånemark이 추천하는 것처럼 FBAB 군은, A.D.A. 제 Ⅲ형 금합금으로 금속구조물을 설계하고 그 상부는 의치용 레진으로 설계하였으며, OVD 군은 동일 금합금으로 바(bar)를 설계하고 그 상부에 clip이 얹혀지는 형태로 설계하였고 이들 역시 단순화 하였다. 하중은 선학들의 실험[67,74,75]을 근거로 캔틸레버 후방 연장부에 각각 17㎏f의 수직 집중 하중과 45°경사하중을 가하였다.

무치악에 있어서 전방부에 식립된 임플랜트에 의해 지지되는 골유착 고정성 보철물(FBAB)은 고정체에 대한 회전응력을 최소화하기 위해 원심쪽의 캔틸레버 길이를 제한하고 있다. 그러나 이러한 캔틸레버의 적절한 길이에 관하여는 아직 논쟁의 여지가 많으나, Brånemark 등[16]은 임상적으로 하악은 최대 20 ㎜까지, 상악은 10 ㎜를 추천하였고, 최근의 연구에서 Adell 등[9]은 16 ㎜를, Shackleton 등[76]은 안전한 캔틸레버 길이를 15 ㎜로 주장하였다. 본 연구에서는 임상적으로 안전한 캔틸레버 길이로 15 ㎜를 설정하였다

반면 overdenture를 위한 금속구조물의 후방 캔틸레버는 Engelman[77]에 따르면 clip의 길이보다 약 2~3 ㎜ 정도 여유공간이 있어야 함을 권장하기 때문에 본 연구에서도 약 8 ㎜의 후방 캔틸레버를 설계하였다.

또 무치악 환자에서 임플랜트에 의해 지지되는 fully bone anchored bridge에 필요한 임플랜트 고정체 수에 관하여 Engelman[77]은 양쪽 이공 사이에 4~6개의 고정체를 식립해야 한다고 주장하면서, 대부분 임상에서는 5개가 무난하다고 주장하였다. 따라서 본 연구에서는 FBAB의 경우 4개와 5개 그리고 6개의 고정체를 식립하여 설계하였다.

한편, overdenture의 경우 필요한 임플랜트 고정체 수에 관하여 Kirsch[78]는 overdenture의 안정성을 증진시키고 임플랜트 고정체에 과도한 하중이 가해지는 것을 피하기 위해서는 적어도 3개 또는 4개의 임플랜트 고정체를 바 어태치먼트로 연결하여 사용하도록 제안하였고, Hobo 등[27], Spiekermann 등[7]도 각 환자의 조건에 따라 지지조직이 불량한 경우 보다 많은 수의 임플랜트를 식립할 것을 제안했다. Hahn[79]도 하악 overdenture에서 임플랜트의 길이가 충분하지 못하면 수를 증가시키도록 추천하여 임플랜트의 수를 증가시키는 것이 유리하다는 일치하는 견해를 보였다.

그러나 Bessimo와 Graber[80]는 3개를 권장하였고, Mericske-Stern[43] 이나 Naert 등[36,81]은 2개의 고정체만을 사용하여도 충분한 의치의 유지력을 얻을 수 있을 뿐만 아니라 환자의 경제적 부담도 줄일 수 있다고 하였다.

국내에서도 한 등[82]의 광탄성 응력분석에 따르면 2개의 임플랜트와 4개의 임플랜트 간에 분명히 고정체의 숫자가 증가함에 따라 수치적으로는 감소하였지만 그 크기 차이가 크게 나타나지 않았다고 보고하였다.

본 연구에서는, 2개, 3개, 4개의 고정체를 가진 overdenture에서 수직 하중시 최대 변위량은 고정체 수가 증가함에 따라 감소하는 양상을 보였으나 최대 유효응력은 거의 차이가 없었다. 이는 수직하중이 가해졌을 때 의치가 하방으로 침하하면서 점막에 나타나는 변위의 크기는 고정체가 증가함에 따라 고정체에 의한 지지부위가 하중점에 더 가깝게 근접되기 때문에 감소하지만 점막의 완충효과에 의해 고정체에 나타나는 응력 자체는 큰 변화를 보이지 않는 것으로 해석된다. 그러나 경사하중이 가해졌을 때 최대 변위량은 수직하중시와 같이 고정체 수가 증가함에 따라 감소하는 양상을 보였으나, 최대 유효응력은 불규칙한 양상을 보였다. OVD-3가 약 80 MPa로 최대값을, OVD-4가 약 62 MPa, 그리고 OVD-2가 약 47 MPa로 최소값을 보였다. 이러한 양상을 보인 이유를 살펴보면 다음과 같다. OVD-2와 OVD-3는 양쪽 후방 고정체의 위치가 동일하고 OVD-3가 전방에 고정체 하나가 추가된 상태로 설계하였다. 따라서 OVD-2의 경우는 측방력이 가해지면 바 상부의 클립(clip)이 하중의 방향과 비교적

일직선 상에 놓여지며 하중점으로부터 거리가 멀기 때문에 응력값 자체는 작았으나, 고정체 수가 적기 때문에 하중에 의해 고정체가 견디는 힘이 부족하여 동영상으로 관찰했을 때 지대주 경부 표층으로 심한 응력의 집중 현상과 함께 바와 반대편 고정체까지 응력이 전달되면서 상부구조물 전체가 뒤틀리는 현상이 나타났고, OVD-3의 경우는 최후방 고정체의 위치는 동일하지만 OVD-2에 비해 거의 2배 가까운 유효응력 값을 나타낸 것은 하중의 방향에 대해서 비스듬히 놓여진 바의 위치로 인해 하중이 가해졌을 때 상부구조물 전체를 클립(clip)이 쥐고 흔드는 양상으로 응력이 전달되었기 때문이며, 하중측 최후방 고정체에 나타난 유효응력의 양상이 OVD-2와 거의 차이를 보이지 않았던 것은 이와같은 현상에 의한 것으로 해석된다. 물론 최대 유효응력 값이 거의 2배에 가깝지만 지대주 경부 표층의 응력은 거의 유사한 크기를 보였다. 반면 OVD-4는 OVD-2나 OVD-3에 비해서 최후방 고정체가 더 후방으로 위치되기 때문에 하중점에 가깝게 위치되게 된다. 따라서 측방력이 가해졌을 때 의치의 변위가 작아질 수 밖에 없고 따라서 의치 하부의 점막도 변위가 줄어들 수 밖에 없다. 그러나 하중점에 가깝게 위치된 최후방 고정체에 나타난 유효응력은 커지게 된다. 그렇지만 하중측에 2개의 고정체가 연속으로 위치되면서 응력의 분산이 이루어졌고, 고정체 수의 증가로 인하여 휨 강성이 증가되므로 상부구조물이 뒤틀리는 현상도 줄어들게 된 것으로 해석된다. 동영상 분석으로 확인해보면 최후방 1번 2번 고정체 지대주 경부와 연결된 바에 응력이 분포된 것을 확인할 수 있고, 휨 현상과 뒤틀림 현상이 현저하게 줄어든 것을 확인 할 수 있었다. 이와같이 많은 고정체 수로 인해 하중점에 더 가깝게 위치되었어도 그 응력의 분산이 좋아짐으로 유효응력값은 오히려 OVD-3보다 줄어들게 된 것으로 사료된다.

이는 Spiekermann 등[7]과 Mericske-Stern[43]의 연구결과와 일치하는 것으로, Spiekermann은 바(bar)를 사용하여 두 개의 고정체를 연결한 경우 평행한 방향에서 작용하는 힘에 대해서는 견고하지만 수직적인 힘에 대해서는 견고하지 못한 단점이 있고, 3~4개의 고정체를 연결한 경우에는 그 견고함이 배가되어 안정성이 크게 증가한다고 보고한 바 있으며, Mericske-Stern도 2개의 고정체를 연결한 경우보다 4개의 고정체를 연결한 경우가 유지, 안정성, 교합조정의 필요성 등에서 유리했다고 보고한 바 있다.

실제 임상에서 임플랜트 지지 overdenture의 경우 측방 안정을 증진시키기 위하여 최후방 고정체 후방에 캔틸레버 설계를 하게 된다. 따라서 본 연구에서도 이 캔틸레버 설계에 의한 장·단점을 확인하기 위하여 overdenture 각 증례에 캔틸레버 설계를 하여 응력분포 양상을 비교·분석 하였다. 강과 방[67]에 따르면 캔틸레버 바를 형성한 경우에는 캔틸레버 후단이 지지점이 되기 때문에 하중측 임플랜트 고정체에 작용되는 모멘트는 캔틸레버 길이에 비례해서 부가되어 고정체가 하중측으로 기울어지려는 경향을 갖게 된다고 하였다.

본 연구에서도 캔틸레버 설계를 하지 않은 overdenture 군에서는 수직하중이 가해졌을 때 하중측 최후방 고정체 지대주 전방 경부에 응력이 집중되는 양상을 관찰할 수 있었으나 캔틸레버 설계를 한 후에는 수직하중이 가해졌을 때 캔틸레버 암이 하방으로 압축응력을 받으면서 강과 방[67]의 연구에서와 같이 최후방 고정체가 후방으로 기울어지려는 응력이 발생하여 OVD2-can, OVD3-can, 그리고 OVD4-can 모든 군에서 최후방 고정체와 후방 캔틸레버 암 그리고 전방 바와의 연결부위에 응력이 집중되는 현상이 관찰되었고, 경사하중이 가해졌을 때도 캔틸레버 암에 의한 효과가 나타났다. OVD 군에서 가장 높은 응력값을 보였던 OVD-3가 캔틸레버 설계후엔 가장 작은 응력값을 보인 반면, 가장 작은 값을 보였던 OVD-2는 캔틸레버 설계후 가장 큰 응력값을 보였다. OVD-2의 경우 하중방향에 비교적 일직선상에 놓였기 때문에 응력값이 작았던 반면 캔틸레버 설계 후 캔틸레버 암이 하중방향에 엇갈린 위치로 놓여지면서 굽힘 현상이 심하게 집중된 현상으로 해석되는데 OVD-3의 경우는 반대로 최전방에 고정체 하나가 추가되면서 이 캔틸레버 암에 의해 발생된 굽힘 현상을 막아주게 되어 응력값이 현저하게 줄어든 것으로 해석된다. 이러한 굽힘모멘트가 임플랜트 고정체에 과도하게 집중되는 것을 피하기 위해 Hobo 등[27]은 2개 또는 3개의 임플랜트 고정체를 직선상에 배열한 고정성 의치에서 캔틸레버의 길이는 임플랜트 고정체 간의 거리를 초과해서는 안되며 4~6개의 임플랜트 고정체를 곡선형으로 배열한 경우에는 임플랜트 고정체가 식립

된 전·후방 거리의 2배를 초과해서는 안된다고 보고하였고, 또 Skalak[34]은 적당한 길이의 캔틸레버는 임플랜트가 견딜 수 있다고 하였다. 즉, 의치의 안정을 위해서 캔틸레버를 설계하기 위해서는 충분히 긴 임플랜트를 사용하거나 임플랜트의 수를 증가시켜서 최후방 고정체에 가해지는 굽힘모멘트를 경감시킬 필요가 있을 것으로 사료된다.

본 연구에서 FBAB 모델의 경우는 고정체 수에 따른 응력 분포에 있어서 다소 차이를 보였는데, 응력집중 현상은 4개 고정체와 5개 고정체 간에는 크기나 분포 양상 모두 거의 차이를 보이지 않은 반면, 6개 고정체의 경우는 4개와 5개 일 때보다는 응력이 많은 고정체 수로 인하여 분산되는 양상이 관찰되었다. 특히 변위의 크기에 있어서는 수치적으로 보아도 차이가 있었고, 동영상 분석을 통해서도 굽힘모멘트나 변위의 분포 양상에 있어서 월등히 양호한 양상을 보였다. 모든 증례에서 하중측 고정체에 응력이 집중되기는 하였으나 FBAB-4군에서는 상부구조물의 휨 강성이 상대적으로 작기 때문에 하중이 가해졌을 때 상부구조물 자체가 심하게 휘면서 자체에서 응력이 흡수되는 현상이 관찰되었고, 고정체가 증가되면서 FBAB-6군에서는 상부구조물의 휨 현상이 현저히 줄어든 반면 가해진 하중이 응력의 형태로 하방의 지지골까지 전달됨으로써 최후방 고정체 주변의 지지골 부위에 특징적인 침하현상이 나타났고, 하중측의 3개의 고정체에 응력이 분산되면서 역시 하방의 지지골에 폭넓은 응력분산 양상과 함께 변위양상을 나타냈다.

OVD 모델과 FBAB 모델 간을 비교해 보면 최대 유효응력의 크기에서 FBAB군이 수직하중 시에는 약 4배, 경사하중 시에는 약 2배의 훨신 더 큰 값을 보였으나 최대 변위량은 줄어드는 양상으로 나타났는데, 이는 OVD군의 경우 후방 연조직에 의한 지지로 인한 응력 분산효과가 유효응력을 줄여준 반면, 고정체의 숫자 때문에 변위량은 FBAB군에 비해 증가한 것으로 사료된다.

본 연구에서 FBAB의 경우 가장 큰 최대 압축응력은 하중측 첫 번째 임플랜트에서 측정되었으며, 가장 큰 인장 응력은 하중측 두 번째 임플랜트에서 측정되었다. 이는 Rangert 등[19], 태 등[55] 그리고 임 등[78]의 연구결과와 일치하며, 원심쪽의 캔틸레버에 가해지는 힘이 1종 지렛대 작용을 하는 것으로 설명할 수 있다. 반대쪽 원심 임플랜트에서 응력이 거의 발생하지 않은 것은 상부구조물이 정중선 부위에서 휘어진 것을 의미한다. 캔틸레버에 수직하중을 가하면 임플랜트는 원심으로 기울어지지 않기 위해 상부구조물에 힘을 가한다. 여기에서 인장력은 임플랜트의 각 요소를 분리시키려는 경향이 있어 기계적 실패에 더 큰 영향을 미치게 되는 반면 압축력은 보철물 각 부위를 압박하지만 정상적인 경우라면 기계적 문제는 거의 발생하지 않는다고 하였다.

본 연구에서 각 임플랜트 주위 골조직에 나타나는 응력의 크기는 하중측 최후방 고정체에 집중되었고 일반적으로 하중점에서 멀어질수록 감소했는데 이는 다음과 같이 해석할 수 있다. 임플랜트 고정성 구조물에 가해진 하중은 상부구조물의 굽힘과 변형을 야기한다. 이러한 변형은 상부구조물 전 길이에 걸쳐 배분된다. 그러나 이 휘어짐의 정도는 하중점에서 거리가 멀어질수록 감소한다. 상부구조물과 임플랜트 연속체의 탄성이 낮기 때문에 상부구조물의 휨은 임플랜트의 변위를 유발한다. 이 임플랜트의 변위는 상부구조물의 휘어짐, 전체 임플랜트 시스템의 구성요소의 휘어짐에 대한 저항에 의존한다. 본 연구에서도 FBAB-4와 FBAB-5에서 지지골의 변위양상을 보면 최후방 고정체 하방으로만 약한 변위가 나타났으나, FBAB-6에서는 하중측 3개의 고정체 하방의 지지골에 넓게 변위가 나타난 것은 상부구조물의 휨에 대한 저항성이 강하기 때문으로 해석할 수 있다.

만약 과량의 변형이 하중점 부근에서 소모된다면 에너지 전달이 급격히 감소하며 다음 임플랜트 주위에서의 골조직 응력이 감소한다. 즉 임플랜트 지지 캔틸레버 상부구조물에서 압축응력이 첫 번째 임플랜트보다 두 번째 임플랜트에서 급격히 감소하는 이유이다. 초기에 많은 변형과 응력은 캔틸레버가 없는 원심부까지 지지되는 상부구조물에 의하여 감소될 수 있다. 적절한 임플랜트 간의 거리 즉, 보다 많은 수의 임플랜트를 악골에 분산 배열하면 발생된 변형을 하중측에서 소모시켜 반대측에는 변형과 응력이 거의 없게 된다[83].

결과적으로 FBAB-6의 경우에서 FBAB-4 그리고 FBAB-5와 비교했을 때 임플랜트 사이의 거리가 감소하기 때문에 상부보철물의 휨 강성이 증가되어

변형은 줄어들고 지지점의 반력이 증가되어 응력 분산면에서 유리했던 것으로 해석된다. 국내에서도 태 등[55]의 연구에 따르면 4개의 고정체를 이용한 고정성 의치에서는 하중측 두 번째 임플랜트와 세 번째 임플랜트에서 인장응력이 크게 나타났으나, 5개의 고정체를 이용한 경우에서는 하중측에서 네 번째 임플랜트에서도 인장력이 상당히 증가하였다고 보고하였는데 이 역시 본 연구에서와 유사한 결과로서 하중측의 힘에 대한 반작용적인 힘을 전방 3개의 임플랜트에서 분담하는 현상으로 해석된다.

많은 학자들이 하악의 FBAB를 위해 필요한 고정체의 수를 4~6개로 보고하고 있고, 또한 5개를 권장하는 추세에 있는데, 본 연구결과에 따르면 5개 고정체인 경우가 6개 고정체에 비해 현저히 높은 최대 유효응력값과 최대 변위량을 보였고, 4개 고정체와의 비교에서도 수치적으로만 미약하게 우위에 있었을 뿐 변위와 응력의 분포 양상에서는 거의 차이가 없었다. OVD군과 비교했을 때 최대 유효응력값은 약 3~3.5배에 달했으며, 최대 변위량도 OVD-3군과 유사한 정도 였고 OVD-4군 보다는 오히려 더 큰 값을 보였다. 이는 고정성 보철물을 지지하기 위한 고정체의 수가 5개로는 부족할 수 있다는 것을 암시하는 것으로 해석할 수 있기 때문에 실제 임상에서 골질이나 고정체의 길이 등을 고려하여야 할 것으로 사료되며, 가능하다면 FBAB를 위해서는 6개의 고정체를 식립하는 것이 필요할 것으로 사료된다.

이상의 응력분석 결과를 종합해보면 완전 무치하악에서 임플랜트를 이용한 보철 설계시 고정성인 fully bone anchored bridge와 가철성인 overdenture 간의 응력분포 양상과 각각에서 고정체 수에 따른 차이와 캔틸레버 설계에 따른 차이 등을 동영상과 함께 삼차원 유한요소법으로 분석한 결과, FBAB는 고정체의 수가 증가함에 따라 응력분산 양상이 양호해졌으나 OVD의 경우는 고정체의 굽힘현상은 줄어들지만 수치적으로는 큰차이를 보이지 않았다. 그리고 전반적인 응력과 변위의 크기를 비교해 볼 때 OVD가 FBAB보다 다소 양호한 응력분산 양상을 나타냈는데. 이러한 결과는 점막에 의한 지지효과가 응력의 분산에 중요한 역할을 하기 때문인 것으로 사료된다. 따라서 실제 임상에서는 점막에 의한 지지를 얻기 어려운 경우는 가능한 한 긴 고정체를 사용하거나 고정체 수를 늘려서 부족한 지지를 보상해야 하며, 점막에 의한 지지를 충분히 얻을 수 있는 경우라면 최소한의 고정체 만으로도 상부구조물 설계가 가능하다는 결론을 내릴 수 있을 것으로 사료된다. 그러나 유한요소법이란 실험결과를 가시적으로 측정하기는 용이하나 실험에 관련된 제반 상황들을 실제 구강과 유사하게 설정하기 어렵기 때문에 실제적인 상황을 정확하게 판단하기는 힘들다. 또한 동적 하중이 아닌 정적 하중만을 가했으므로 산출된 결과도 실제와 다소 다를 수 있으며, 결과의 해석에서 최대 응력치가 크게 나타났다고 해서 그것이 임상적 실패와 직결된다고 할 수는 없을 것이다. 따라서 향후 생역학적인 측면에서 임플랜트 고정체 및 상부보철물의 디자인, 임플랜트 고정체의 설계 및 충격 완압장치의 효과 등에 대한 심층의 연구가 필요할 것으로 사료된다.

Ⅴ. 결 론

임플랜트를 이용한 무치하악의 보철수복에 사용되는 fully bone anchored bridge와 overdenture간의 응력 분포 양상을 비교하기 위하여 상부구조물 설계, 고정체의 수 등을 달리한 9개의 삼차원 유한요소 모형을 설계한 후 편측 제 1대구치 부위에 17㎏f의 수직하중과 경사하중을 가하여 발생되는 변위와 응력의 분포 양상을 동영상과 함께 비교·분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. OVD 군에서는 수직하중시 고정체 수가 증가함에 따라 변위량은 감소 하였으나 최대 유효응력은 큰 차이를 보이지 않았다. 경사하중시에는 변위양상은 수직하중시와 동일하였으나 최대 유효응력은 OVD-3, OVD-4, OVD-2의 순으로 작아졌다. 그러나 휨 현상은 고정체 수 증가에 따라 감소하는 양상을 보였다.
2. FBAB 군에서는 수직, 경사하중시 고정체 수가 증가함에 따라 최대 유효응력의 크기와 최대 변위량 모두 감소하는 양상을 보였으나, FBAB-4와 FBAB-5는 수치와 분포 모두 유사한 양상을 보인 반면 FBAB-6는 상대적으로 낮은 값을 보였다.
3. OVD 군에서 캔틸레버 설계를 한 경우 수직하중

시의 최대 변위량은 감소하였으나 경사하중시의 최대 변위량은 증가하였고, 고정체에 나타난 최대 유효응력도 대체로 증가하는 양상을 나타냈다.

4. OVD 군과 FBAB 군을 비교했을 때 OVD군이 다소 유리한 응력분포를 나타냈다.

참 고 문 헌

1. Hickey, J.C., Zarb, G.A. and Bolender, C.L. : Boucher's prosthodontic treatment for edentulous patients. 9th. ed., The C.V. Mosby Co., ST. Louis, p 3-25, 1985.
2. Misch, C.E. : Contemporary implant dentistry. Mosby-Year Book Inc., St. Louis, p 224-226, 1993.
3. Crum, R.J. and Rooney, G.E. Jr. : Alveolar bone loss in overdentures ; A 5-year study. J. Prosthet. Dent., 40:610-613, 1978.
4. Cune, M.S., De Putter, C. and Hoogstraten, J. : Treatment outcome with implant-retained overdentures; Part Ⅰ- Clinical findings and predictability of clinical treatment outcome, J. Prosthet. Dent., 72:144, 1994.
5. Geering, A.H., Kundert, M. and Kelsey, C. : Complete denture and overdenture prosthetics. New York, Thieme Medical Pub. Inc., p 6-13, 1993.
6. Zarb, G.A. and Schmitt, A. : Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient, J. Oral Rehabil., 22:661, 1995.
7. Spiekermann, H., Donath, K., Hassel, T., Jovanovic, S. and Richter. J. : Color atlas of dental medicine ; Implantology. New York, Thieme Medical Pub., p 146-147, 1995.
8. Adell, R. : Clinical results of osseointegrated implants supporting fixed prostheses in edentulous jaws. J. Prosthet. Dent., 50:251-254, 1983.
9. Adell, R., Lekholm, B., Rockler, B. and Brånemark, P.I. : A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int. J. Oral Surg., 10:387-416, 1981.
10. Albrektsson, T. : A multicenter report on osseointegrated oral implants. J. Prosthet. Dent., 60:75-84, 1988.
11. Albrektsson, T. and Albrektsson, B. : Osseointegration of bone implants. Acta. Orthop. Scand., 58:567-577, 1987.
12. Albrektsson, T., Dahl, H., Enbom, L., Engevall, S., Engquist, B., Eriksson, A.R., Feldmann, G., Kristersson, L., Kvint, S., Kondell, P., Palmquist, J., Werndahl, L. and Astrand, P. : Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted NobelPharma implants. J. Periodontol., 59:287-296, 1988.
13. Albrektsson, T., Hansson, T. and Lekholm, U. : Osseointegrated dental implants. Dent. Clin. North Am., 30:151-172, 1986.
14. Albrektsson, T. and Lekholm, U. : Osseointegration ; Current state of the art. Dent. Clin. North Am., 33:537-552, 1989.
15. Brånemark, P.I. : Osseointegration and its experimental background. J. Prosthet. Dent., 50:399-410, 1983.
16. Brånemark, P.I., Zarb, G.A. and Albrektsson, T. : Tissue integrated prosthesis; Osseointegration in clinical dentistry: Osseointegration in clinical dentistry., Chicago, Quintessence Publ.. Co., p 246-248, 1985.
17. Zarb, G.A. and Schmitt, A : The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants ; The Toronto study. Part Ⅰ : Surgical results., J. Prosthet. Dent., 63(4):451-457, 1990.
18. Humphris, G.M., Healey, T., Howell, R.A. and Cawood, J.: The psycholo- gical impact of implant-retained mandibular prostheses ; A cross- sectional study. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 10:437-444, 1995.
19. Rangert, B., Jemt, T. and Jorneus, L. : Forces and moments on Brånemark implants. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 4:241-247, 1989.
20. Richter, E.J. : Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. J. Prosthet. Dent., 61:602-609, 1989.
21. van Rossen, I.P., Vraak, L.H., de Putter, C. and de Groot, K. : Stress-absorbing elements in dental implants. J. Prosthet. Dent., 64(2):198-205, 1990.
22. Helkimo, E., Carlsson, G.E. and Helkimo, M. : Bite force and state of dentition. Acta. Odontol. Scand., 35(6):297-303, 1977.
23. Howell, A.H. and Maaly, R.S. : An electronic strain gauge for measuring oral forces. J. Dent. Res., 27:705-712, 1984.
24. Akpinar, I., Demirel, R., Rarnas, 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.
25. De Boever, J.A., McCall, W.D., Holden, S. and Ash, M.M. : Functional occlusal forces ; An investigation by telemetry. J. Prosthet. Dent., 40:326-333, 1978.
26. Eriksson, I., Lekholm, U., Brånemark, P.I., Lindhe, J., Glantz, P.O. and Nyman, S.A. : A clinical evaluation of

fixed bridge restorations supported by the titanium implants. J. Clin. Periodontol., 13:307-312, 1986.
27. Hobo, S., Ichida, E. and Garcia, L.T. : Osseointegrated and occlusal rehabilitation., Chicago, Quintessence Publ. Co., p 42-44, 1989.
28. Mathews, M.F., Breeding, L.C., Dixon, D.L. and Aquioino, S.A. : The effect of connector design on cement retention in an implant and natural tissue supported fixed partial denture. J. Prosthet. Dent., 65:822-827, 1991.
29. Pugh, J.W., Rose, R.M. and Radin, R.L. : Elastic and viscoelastic proterties of trabecular bone; dependence on structure. J. Biomesh., 6:475-485, 1973.
30. van Steenberghe, D. : A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixture supporting fixed partial prosthesis in the treatment of partial edentulism. J. Prosthet. Dent., 61:217-223, 1989.
31. 이돈오, 정재헌, 조규종 : 악궁의 만곡도 및 임플랜트 위치에 따른 삼차원적 유한요소 응력 분석. 구강생물학연구지, 18:59-103, 1994.
32. Rieger, M., Mayberry, M. and Brose, M. : Finite element analysis of six endosseous implants. J. Prosthet. Dent., 63:671-676, 1990.
33. Skalak, R. : Aspects of biomechanical considerations, in Brånemark, P.I., Zarb, G.A. and Albrektsson, T. : Tissue integrated prosthesis; Osseoint- egration in clinical dentistry. Chicago, Quintessence Publ. Co., p 121, 1985.
34. Skalak, R. : Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J. Prosthet. Dent., 49:843-850, 1983.
35. Spiekermann, H., Jansen, V.K. and Richter, E.J. : A 10 year follow-up study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandible using bar-retained overdenture. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 10:231-243, 1995.
36. Naert, I., Quirynen, M., Theuniers, G. and van Steenberghe, D. : Prosthetic aspects of osseointegrated fixture supporting overdentures. A 4-year report. J. Prosthet. Dent., 65(5):671-680, 1991.
37. Jemt, T., Book, K., Linden, B. and Urde, G. : Failures and complications in 92 consecutively inserted overdentures supported by Brånemark implants in severely resorbed edentulous maxillae ; A study from prosthetic treatment to first annual check-up. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 7:162-167, 1992.
38. Burns, D.R., Unger, J.W., Elswick, R.K. Jr. and Beck, D.A. : Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures ; Part Ⅰ- Retention, stability, and tissue response. J. Prosthet. Dent., 73(4): 354-363, 1995.
39. Mericske-Stern, R. and Zarb, G. : Overdentures : An alternative implant methodology for edentulous patients. Int. J. Prosthodont., 6:203-208, 1993.
40. Meijer, H., Starmans, F., Steen, W. and Bosman, F. : Location of implants in the interforaminal region of the mandible and the conseque- nces for the design of the superstructure. J. Oral Rehab., 21:47-56, 1994.
41. Cune, M.S., De Putter, C. and Hoogstraten, J. : Treatment outcome with implant-retained overdentures ; Part Ⅱ- Patient satisfaction and predictability of clinical treatment outcome. J. Prosthet. Dent., 72:152, 1994.
42. Naert, I., De Clercq, M., Theuniers, G. and Schepers, E. : Overdentures supported by osseointegrated fixtures for the edentulous mandible. : A 2.5 year report. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 3:191-196, 1988.
43. Mericske-Stern, R. : Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants ; A retrospective study. Int. J. Oral .Maxillofac. Implants, 5:375-383, 1990.
44. Mericske-Stern, R. : Forces on implants supporting overdentures : A preliminary study of morphologic and cephalometric considerations. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 8(3):254-263, 1993.
45. Mericske-Stern, R., Assal, P., Mericske, E. and Burgin, W. : Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 10(3):345-353, 1995.
46. Mericske-Stern, R., Geering, A.H., Burgin, W.B. and Graf, H. : Three- dimensional force measurements on mandibular implants supporting overdentures. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 7(2):185-194, 1992.
47. Parel, S.M. : Implants and overdentures; The osseointegrated approach with conventional and compromized applications. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 1:93-99, 1986.
48. Chapman, R.J. : Principles of occlusion for implant prostheses ; Guidelines for position, timing and force of occlusal contacts, Quintessence Int. 20:473-480, 1989.
49. Tashkandi, E.A., Lang, B.R., and Edge, M.J. : Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. J. Prosthet. Dent., 76:158-164, 1996.
50. Taylor, T.D. : Fixed implant rehabilitation for the edentulous maxilla, Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 6:329-337, 1991.
51. Zarb, G.A. and Schmitt, A. : The longitudinal clinical

effectiveness of osseointegrated dental implants ; The Toronto Study. Part Ⅱ : The prosthetic results., J. Prosthet. Dent., 64(1):53-61, 1990.
52. Henderson, D., Blevins, W.R., Wesley, R.C. and Seward, T. : The cantilever type of posterior fixed partial dentures ; A laboratory study. J. Prosthet. Dent., 24:47-67, 1970.
53. Osier, J.F. : Biomechanical load analysis of cantilever implant systems. J. Oral Implantol., 17:40-47, 1991.
54. Williams, K.R., Watson, C.J., Murphy, W.M., Scott, J., Gregory, M. and Sinobad, D. : Finite element analysis of fixed prosthesis attached to osseointegrated implant. Quintessence Int., 21(7):563-570, 1990.
55. 태윤섭, 이화영, 조혜원 : 캔틸레버의 길이와 하중이 하악 임플랜트지지고정 성 보철물의 응력 분산에 미치는 영향, 대한치과보철학회지, 36(4):615-642, 1998.
56. Albrektsson, T. and Zarb, A. : The Brånemark osseointegrated implant. Chicago, Quintessence Publ., p 216-218, 1989.
57. Sullivan, D.Y. : Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 1(1):39-45, 1986.
58. Davis, D.M. : The role of implants in the treatment of edentulous patients. Int. J. Prosthodont, 3:42-50, 1990.
59. Brunski, J.B. : Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface, Clinical Materials, 10:153-201, 1992.
60. Hertel, R. and Kalk. W. : Influence of the dimensions of implant superstructure on peri-implant bone loss. Int. J. Prosthodont., 6:18-24, 1993.
61. Davis, D.M., Zarb, G.A. and Chao, Y.L. : Studies on frameworks for osseointegtated prostheses : Part Ⅰ. The effect of varying the number of supporting abutments. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 3:197-201, 1988.
62. McCartney, J.W. : Cantilever rests : An alternative to the unsupported distal cantilever of osseointegrated implant-supported prostheses for the edentulous mandible, J. Prosthet. Dent., 63:817-819, 1992.
63. 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.
64. Lestrel, P.E., Kapur, K.K. and Chauncey, H.H. : A cephalometric study of mandibular cortical bone thickness in dentulous persons and denture wearers. J. Prosthet. Dent., 43(1):89-94, 1980.
65. Kidd, W.L. and Daly, C.H. : The biologic and mechanical effects of stress on oral mucosa. J. Prosthet. Dent., 47:317-329, 1982.
66. Picton, D.C.A. and Wills, D.J. : Viscoelastic properties of the periodontal ligament and mucous membrane. J. Prosthet. Dent., 40:263-272, 1978.
67. 강정민, 방몽숙 : 임플랜트 Overdenture의 Bar 설계에 따른 하악 지지조직 의 광탄성학적 응력분석, 대한치과보철학회지, 32(2):327-343, 1994.
68. Celland, 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.
69. Babbush : Dental implants; Principles and practice. Saunders Co., p. 67- 106, 1991.
70. Lavelle, C.L., Wedwood, D. and Love, W.B. : Some advances in endosseous implants. J. Oral Rehab., 8(4):319-331, 1981.
71. 권용원, 조인호 : 수종 치과 임플랜트의 직경 차이에 따른 응력 분석의 유 한요소법적 연구. 단대 치의학연구소, 4(1):42-56, 1992.
72. 이문령, 조인호 : 임플랜트 고정체의 형태 설계에 따른 응력의 유한요소법 적 분석. 대한치과교합학회지, 8:93-123, 1992.
73. 임주환, 조인호 : 무치하악 골유착 고정성 브릿지의 삼차원적 유한요소 응력 분석. 대한치과교합학회지, 11(2):247-272, 1995.
74. Carlsson, G.E. : Masticatory efficiency; The effect of age, the loss of teeth, and prosthetic rehabilitation. Int. Dent. J. 34:93, 1984.
85. Haraldson, T, Carlsson, G.E. and Ingervall, B. : Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. Acta. Odontol. Scand., 37(4):195-206, 1979.
76. Shackleton, J., Carr, L., Slabbert, J. and Becker, P. : Survival length of fixed implant-supported prosthesis related to cantilever lengths. J. Prosthet. Dent., 71:23-26, 1994.
77. Engelman, M. J. : Clinical decision making and treatment planning in osseointegration. p. 89 and p. 200, Chicago, Quintessence Publ., 1996.
78. Kirsch, A. : Five years of experiences with the IMZ implant system : Principles, methods, clinical experience. In Frank, J. (ed.) : The current status of implantology. Munish : Carl Hanser, Publisher, p 163-181, 1980
79. Hahn, J. : Implant and prosthetic principles according to the desired prosthesis. Int. Dent. Symposia., 2:60-64,

1994.

80. Bessimo, C. and Graber, G. : A new concept of overdenture with telescope crowns on osseointegrated implants. Int. J. Periodont. Rest. Dent., 144:487-495, 1994.
81. Naert, I., Quirynen, M., Hooghe, M. and van Steenberghe, D. : A comparative prospective study of splinted and unsplinted Brånemark implants in mandibular overdenture therapy : A preliminary report. J. Prosthet. Dent., 71:486-492, 1994.
82. 한상훈, 태윤섭, 진태호, 조혜원 : 임플랜트의 수와 어태치먼트의 종류에 따 른 하악 임플랜트 지지 오버덴춰의 삼차원 광탄성 응력분석, 대한치과보철 학회지, 35(3):577-604, 1997.
83. Benzing, U.R., Gall, H., and Weber, H. : Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 10:188-198, 1995.

그림목차

Fig. 1. Finite element model of OVD-2
Fig. 2. Bar structure of OVD-3 finite element model
Fig. 3. Bar structure of OVD-4 finite element model
Fig. 4. Bar structure of OVD2-can finite element model
Fig. 5. Bar structure of OVD3-can finite element model
Fig. 6. Bar structure of OVD4-can finite element model
Fig. 7. Superstructure of FBAB-4 finite element model
Fig. 8. Finite element model of FBAB-5
Fig. 9. Finite element model of FBAB-6
Fig. 10. Finite element model of fixture and abutment assembly
Fig. 11. Diagram showing fixture position
Fig. 12. Stress distribution due to vertical load applied in OVD-2 model
Fig. 13. Stress distribution due to vertical load applied in OVD-3 model
Fig. 14. Stress distribution due to vertical load applied in OVD-4 model
Fig. 15. Displacement due to vertical load applied in OVD-2 model
Fig. 16. Displacement due to vertical load applied in OVD-2 model
Fig. 17. Displacement due to vertical load applied in OVD-3 model
Fig. 18. Displacement due to vertical load applied in OVD-4 model
Fig. 19. Stress distribution due to oblique load applied in OVD-2 model
Fig. 20. Stress distribution due to oblique load applied in OVD-3 model
Fig. 21. Stress distribution due to oblique load applied in OVD-4 model
Fig. 22. Displacement due to oblique load applied in OVD-2 model
Fig. 23. Displacement due to oblique load applied in OVD-2 model
Fig. 24. Displacement due to oblique load applied in OVD-3 model
Fig. 25. Displacement due to oblique load applied in OVD-3 model
Fig. 26. Displacement due to oblique load applied in OVD-4 model
Fig. 27. Displacement due to oblique load applied in OVD-4 model
Fig. 28. Stress distribution due to vertical load applied in FBAB-4 model
Fig. 29. Displacement due to vertical load applied in FBAB-4 model
Fig. 30. Displacement due to vertical load applied in FBAB-5 model
Fig. 31. Displacement due to vertical load applied in FBAB-6 model
Fig. 32. Stress distribution due to vertical load applied in FBAB-6 model
Fig. 33. Displacement due to oblique load applied in FBAB-4 model
Fig. 34. Stress distribution due to oblique load applied in FBAB-4 model
Fig. 35. Displacement due to oblique load applied in FBAB-5 model
Fig. 36. Displacement due to oblique load applied in FBAB-6 model
Fig. 37. Stress distribution due to oblique load applied in FBAB-6 model
Fig. 38. Displacement due to vertical load applied in OVD2-can model
Fig. 39. Stress distribution due to vertical load applied in OVD2-can model
Fig. 40. Displacement due to oblique load applied in OVD2-can model
Fig. 41. Stress distribution due to oblique load applied in OVD2-can model
Fig. 42. Displacement due to vertical load applied in OVD-3 model
Fig. 43. Displacement due to vertical load applied in OVD3-can model

Fig. 44. Stress distribution due to vertical load applied in OVD3-can model
Fig. 45. Displacement due to oblique load applied in OVD3-can model
Fig. 46. Stress distribution due to oblique load applied in OVD3-can model
Fig. 47. Displacement due to vertical load applied in OVD-4 model
Fig. 48. Displacement due to vertical load applied in OVD4-can model
Fig. 49. Stress distribution due to vertical load applied in OVD4-can model
Fig. 50. Displacement due to oblique load applied in OVD4-can model
Fig. 51. Stress distribution due to oblique load applied in OVD4-can model

사진부도 ①

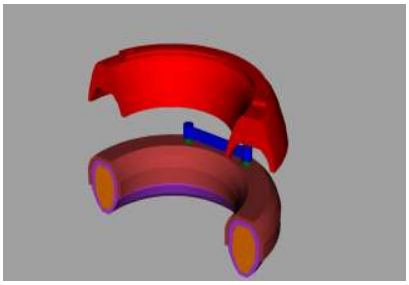


Fig. 1. OVD-2

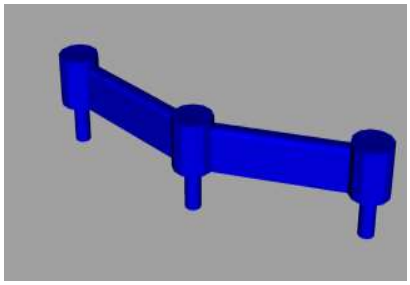


Fig. 2. OVD-3 (Bar)

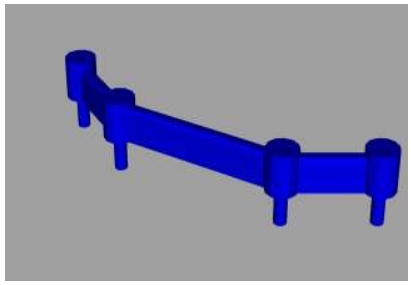


Fig. 3. OVD-4 (Bar)

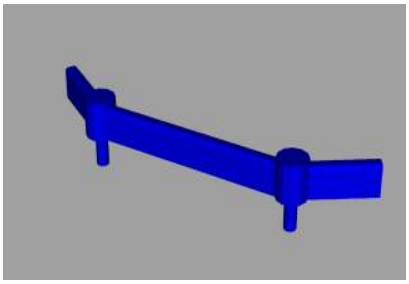


Fig. 4. OVD2-can (Bar)

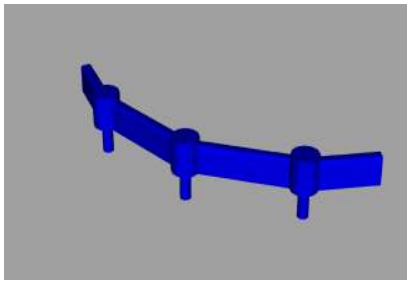


Fig. 5. OVD3-can (Bar)

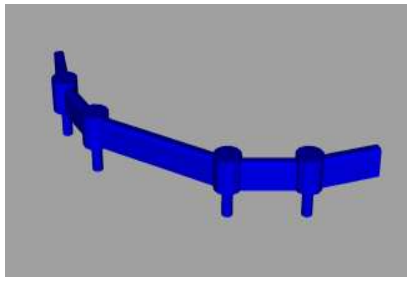


Fig. 6. OVD4-can (Bar)

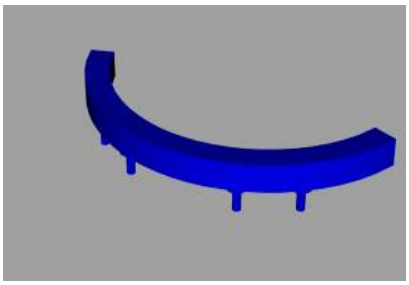


Fig. 7. FBAB-4 (Frame)

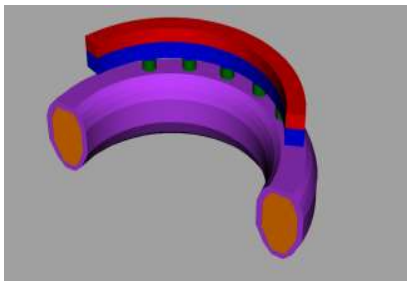


Fig. 8. FBAB-5

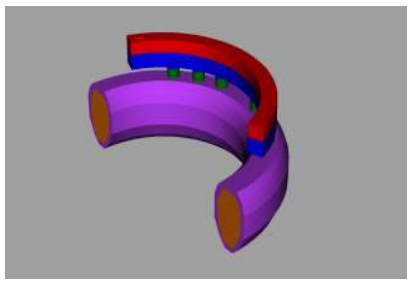


Fig. 9. FBAB-6

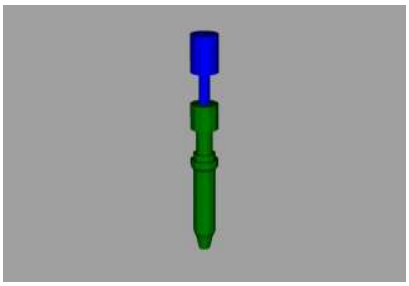


Fig. 10. Fixture Assemble

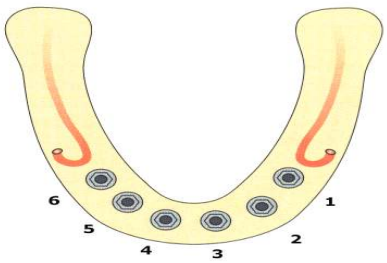


Fig. 11. Fixture Position

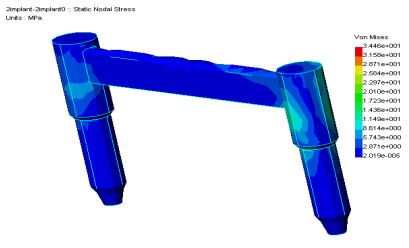


Fig. 12. OVD-2 (90°) : Stress

사진부도 ②

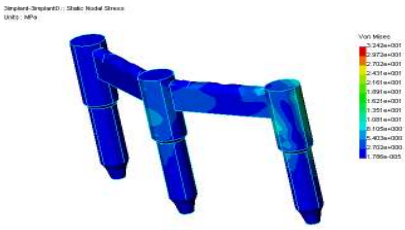


Fig. 13. OVD-3 (90°) : Stress

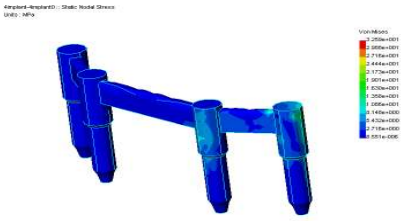


Fig. 14. OVD-4 (90°) : Stress

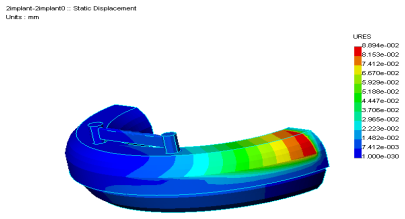


Fig. 15. OVD-2 (90°) : Displacement

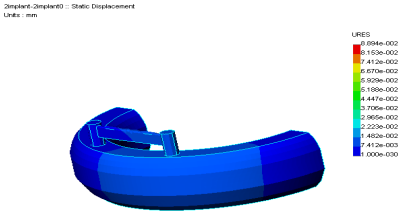


Fig. 16. OVD-2 (90°): Displacement



Fig. 17. OVD-3 (90°) : Displacement



Fig. 18. OVD-4 (90°) : Displacement

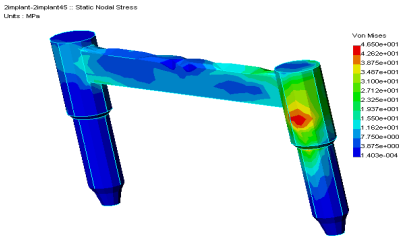


Fig. 19. OVD-2 (45°) : Stress

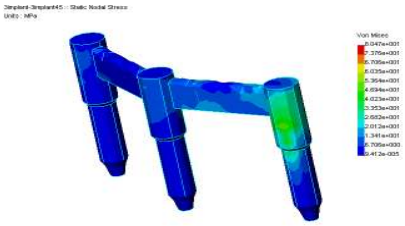


Fig. 20. OVD-3 (45°) : Stress

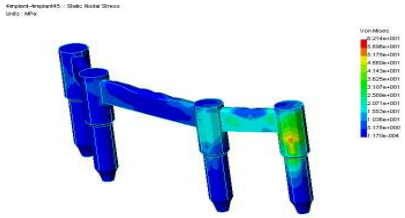


Fig. 21. OVD-4 (45°) : Stress

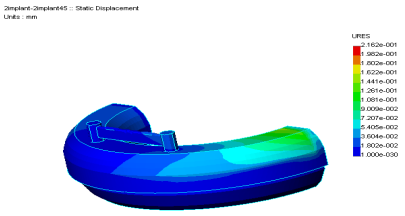


Fig. 22. OVD-2 (45°) : Displacement

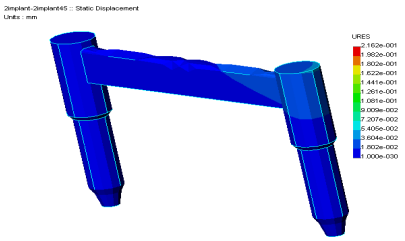


Fig. 23. OVD-2 (45°) : Displacement



Fig. 24. OVD-3 (45°) : Displacement

사진부도 ③

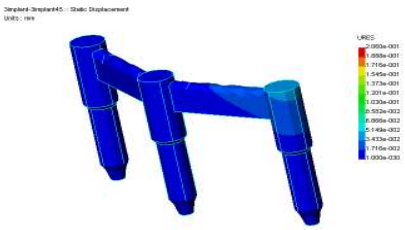


Fig. 25. OVD-3 (45°) : Displacement

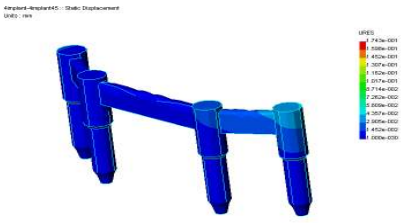


Fig. 26. OVD-4 (45°) : Displacement



Fig. 27. FBAB-4 (90°) : Stress

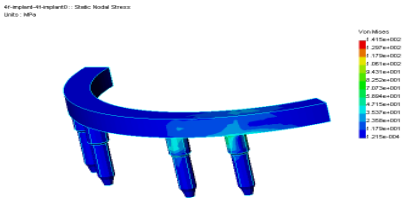


Fig. 28. FBAB-4 (90°) : Stress

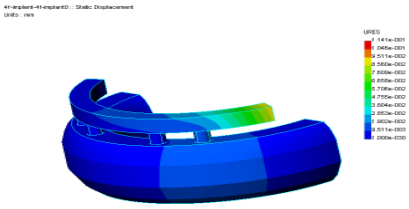


Fig. 29. FBAB-4 (90°) : Displacement

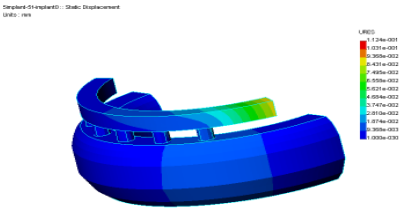


Fig. 30. FBAB-5 (90°) : Displacement

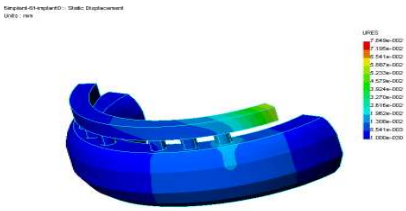


Fig. 31. FBAB-6 (90°) : Displacement

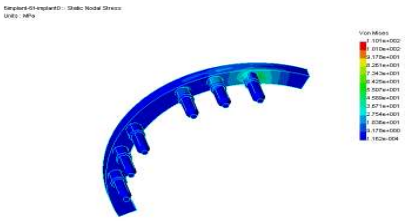


Fig. 32. FBAB-6 (90°) : Stress

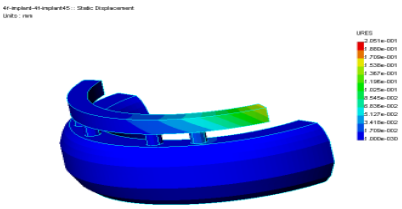


Fig. 33. FBAB-4 (45°) : Displacement

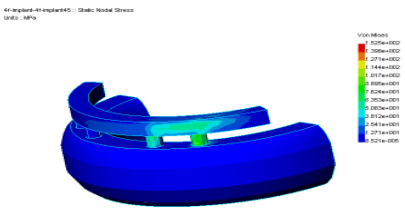


Fig. 34. FBAB-4 (45°) : Stress

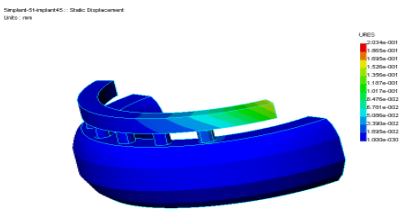


Fig. 35. FBAB-5 (45°) : Displacement



Fig. 36. FBAB-6 (45°) : Displacement

사진부도 ④

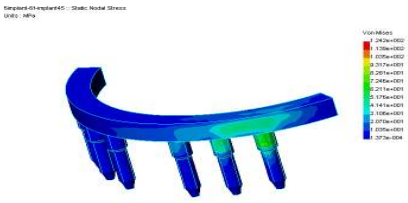


Fig. 37. FBAB-6 (45°) : Stress

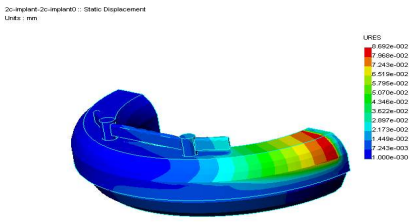


Fig. 38. OVD2-can (90°) : Displacement

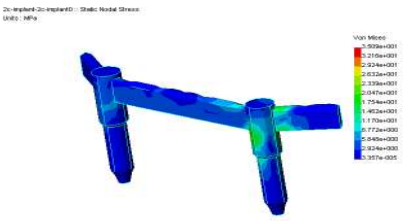


Fig. 39. OVD2-can (90°) : Stress

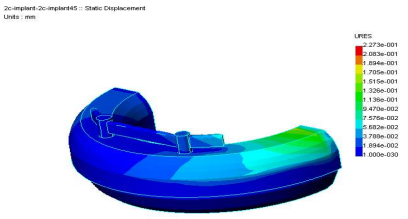


Fig. 40. OVD2-can (45°) : Displacement

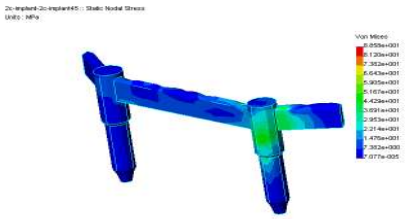


Fig. 41. OVD2-can (45°) : Stress

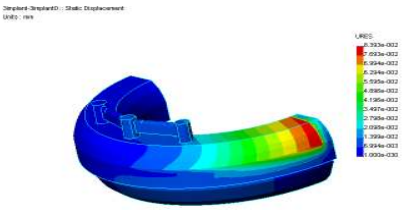


Fig. 42. OVD-3 (90°) : Displacement

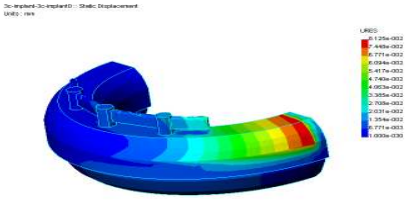


Fig. 43. OVD3-can (90°) : Displacement

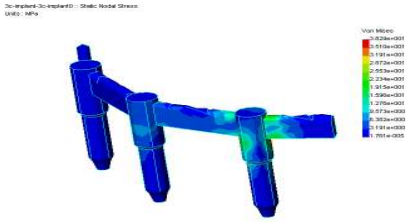


Fig. 44. OVD3-can (90°) : Stress

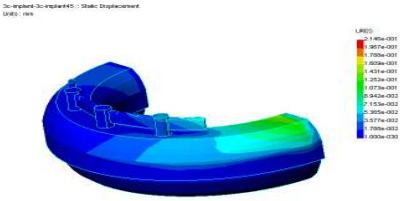


Fig. 45. OVD3-can (45°) : Displacement

사진부도 ⑤

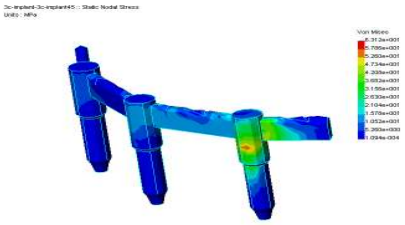


Fig. 46. OVD3-can (45°) : Stress

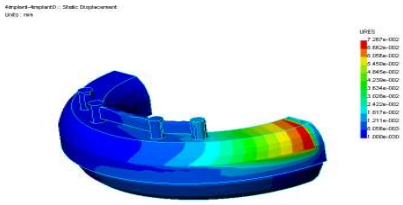


Fig. 47. OVD-4 (90°) : Displacement

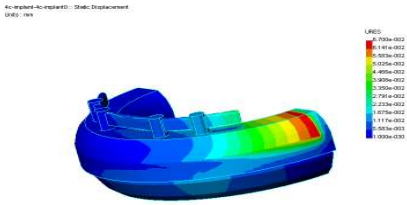


Fig. 48. OVD4-can (90°): Displacement

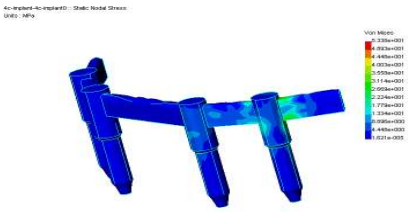


Fig. 49. OVD4-can (90°) : Stress



Fig. 50. OVD4-can (45°) : Displacement

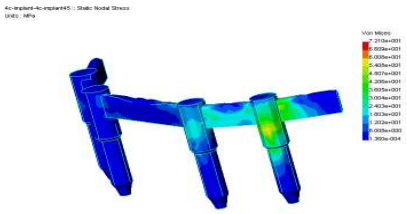


Fig. 51. OVD4-can (45°) : Stress