하악 임플란트 오버덴쳐에서 어태치먼트 종류에 따른 응력분포

단국대학교 치과대학 치과보철학 교실

성채련 · 조인호

하악 완전 무치악 환자에서 이공 사이에 2개의 임플란트를 식립한 후 4종류의 어태치먼트를 사용한 하악 오버덴쳐를 제작하여 유한요소 모델을 만들고 여기에 3가지 하중 조건을 가하여 유한요소 해석 프로그램인 ANSYS 10.0을 이용하여 어태치먼트 종류에 따른 임플란트 주위골과 보철물 및 임플란트와 골 사이 계면에 발생하는 최대 응력의 크기와 응력 분포양상을 분석하였다.

하악골체의 전체적인 골격구조에서 치아 부분은 오버덴쳐로 모델을 형성하였고 오버덴쳐와 하악골 사이에 2mm 두께의 점막을 삽입하였다. 임플란트 오버덴쳐의 유한요소 모델은 ball and socket, Locator, magnet, bar의 각각 4가지 형태를 제작하였다. 고정체의 식립 위치는 양측 이공 전방이고, 경계 조건 중 고정점은 하악각 부위와 모형의 최후방 절점들을 고정점으로 설정하였다.

하중조건은 오버덴쳐의 좌측 제 2소구치에서 제 2대구치 편측 부위에 170N의 하중을, 좌 · 우측 제 2소구치에서 제 2대구치 양측 부위에 170N의 하중을, 90°수직 방향, 45°경사, 그리고 0° 수평 방향으로 가하였다.

결과 분석시 모든 하중방향에서 응력의 크기는 bar에서 임플란트나 오버덴쳐에서 가장 크게 나타났으며, 계면에서의 응력은 모든 어태치먼트에서 비슷한 응력분포가 나타났다. Ball and socket, Locator, magnet에서는 유의성을 보이지 않았다. 응력의 분포도에서는 4종류의 어태치먼트 모두 임플란트 치경부에서 응력이 집중된 양상을 보였으며 bar타입에서는 bar의 중앙에 응력이 크게나타났다.

이상의 결과로 볼 때 어태치먼트의 종류에 따라 응력분포의 차이가 있었음을 확인할 수 있었다. 어태치먼트의 선정 시 응력집중을 완화시킬 수 있는 바람직한 설계와 선택이 필요하리라 사료된다.

주요어: 임플란트, 어태치먼트, 유한요소 분석, 응력 분포 (대한치과턱관절기능교합학회지 2009:25(4):373~388)

서 론

최근 의학 및 치의학 분야의 발전으로 노인 인구가 급속히 증가하고 고령화 시대가 됨에 따라 무치악 환자가 증가하고 있다[1-3]. 악골이 심하게 흡수된 무치악 환자에서 통상적인 총의치는 유지, 안정, 지지를 얻기 힘들고 저작시 많은 불편감을 호소하게 되며 지속적인 치조골 흡수를 경험하게 된다. 이러한 환자들에게 해부학적 상태, 심미적, 위생적, 경제적인 면을 함께 고려하여 임플란트 지지 오버덴쳐가 적절한 구강 회복 방법이 될 수 있다[4]. 하악 무치악에 2개의 임플란

교신저자 : 조인호
330-716 충청남도 천안시 신부동 산7-1 단국대학교 치과대학 보철학교실
041-550-1971-1973: E-mail, cho8511@dku.edu
원고접수일 : 2009년 08월 05일, 원고수정일 : 2009년 11월 20일, 원고채택일 : 2009년 12월 25일

트를 이용한 오버덴쳐는 1987년 Naert 등[5]이 처음 소개한 이래 매우 높은 장기적 임플란트 성공률이 보고되고 있다.

Zarb[6]는 하악 무치악 환자에게 이공 사이에 2개의 임플란트를 식립하여 의치를 장착하는 것은 고령자인 무치악 환자의 삶의 질을 향상시킨다고 하였고, Trakas 등[7]도 독립된 ball 어태치먼트가 하악골의 휨을 허용하므로 응력 분산에 있어서 연결시키는 형태의 어태치먼트보다 유리하다고 하였다. 따라서 임플란트를 식립하고 임플란트와 점막에서 지지를 얻는 형태의 보철물은 환자의 저작력이 크지 않고, 경제적 제한이 있는 경우 효과적으로 적용될 수 있다.

임플란트 지지 오버덴쳐는 임플란트의 수와 식립 위치에 따라 임플란트와 조직지지의 양을 결정할 수 있으며, 유지방법으로는 ball and socket, magnet, Locator 및 bar 등으로 구별되며 하악의 해부학적 상태 및 환자의 요구도에 따라 적합한 것으로 선택되어야 한다.

하악 임플란트 오버덴쳐에서 어태치먼트 종류가 응력분포 양상에 미치는 영향을 비교 연구하기 위한 방법으로 유한요소 응력분석[8,9], 광탄성 응력분석[10,11], 스트레인 게이지[12] 등이 있다.

임플란트 지지 오버덴쳐의 응력분산에 대한 연구에서 Meijer 등[13,14]은 유한요소 분석법을 이용해 무치악 오버덴쳐에서 bar와 스터드(stud) 어태치먼트의 비교 및 2-4개의 임플란트에 의해 지지되는 오버덴쳐에서 하악골의 높이가 응력분포에 미치는 영향에 관해 연구하였다. Giulio 등[15]은 하악의 완전 무치악에 2개의 임플란트로 bar 유지장치로 수복한 경우와 ball and socket 유지장치로 수복한 경우의 응력을 유한요소법으로 비교 분석시 임플란트 주변골에서는 ball and socket 유지 장치보다 bar 유지장치에서 더 큰 응력이 발생하였다고 하였다.

Kenney와 Richards[10], Labaig 등[16] 및 Federick과 Caputo[17]는 광탄성 분석법을 이용하였고 Ichigawa 등[12]은 스트레인 게이지를 이용하였으며 Mericske-Stern 등[18]은 piezo-electric transducer를 이용하여 임플란트 지지 오버덴쳐의 응력분산에 대한 연구를 분석 보고한 바 있다.

임플란트 보철물의 응력분석의 필요성에 대해 Lavelle[19]는 보철물에 발생하는 임플란트의 변형률이나 응력이 하부 골조직의 형태와 임플란트-골 계면에서의 골흡수, 개조, 침착 등의 주원인이 되며 Brochers와Reichart[20], Cook 등[21]의 연구에서도 임플란트의 치경부에서의 골 조직 내 응력 발생에 대해 그 임상적 중요성을 강조한 바 있다.

임플란트와 의치를 연결하는 어태치먼트는 의치의 유지 및 안정과 저작 기능시 발생되는 교합력을 임플란트를 통해 주위 골조직에 전달하는 역할을 하고 있으므로 임플란트를 이용한 보철물이 장기간 성공적으로 사용되기 위해서는 임플란트 주위 지지골과 보철물의 하중 지지 능력 한계 내에서 응력이 적절히 분산될 수 있도록 보철물 설계를 하는 것이 생역학적 측면에서 중요하다[10,12,22].

본 연구의 목적은 상하악 완전 무치악 환자에서 하악의 이공사이에 식립된 2개의 임플란트를 이용한 하악 오버덴쳐에서 4 종류의 어태치먼트가 임플란트 주위골과 보철물 및 임플란트와 골 사이의 계면에 발생시키는 응력의 양상과 크기를 3차원 유한요소분석법을 이용하여 비교 분석하기 위한 것이다.

연구 재료 및 방법

1. 하악골체의 유한요소해석(FEA) 모델의 형태

하악골의 형태는 한국인 남성의 평균적인 크기의 하악골체(mandibular body)의 CT 이미지(Digital Korea®, KISTI, Korea)를 바탕으로 설계하였고, 내측은 해면골, 외측은 피질골로 나누어 10배의 탄성계수의 차이가 나게 하였다[20]. 피질골은 압축 또는 인장강도가 매우 높아 하중 지지 능력이 우수하다[23]. 피질골과 해면골은 모형의 단순화를 위해 골모형에 균질성, 등방성, 선형탄

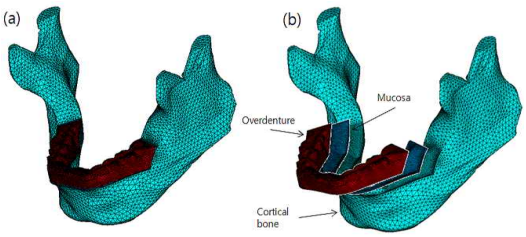

Fig. 1. The morphology of mandible before implant insertion
(a) complete union morphology
(b) partial separate morphology

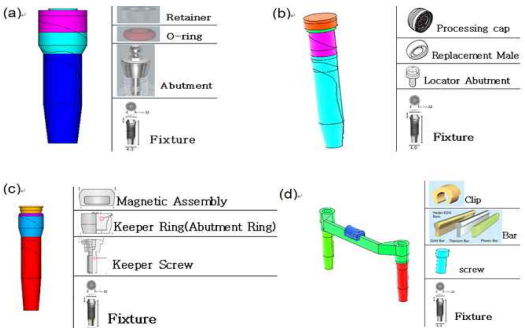

Fig. 2. The types of attachment
(a) ball and socket (b) Locator
(c) magnet (d) bar

성을 부여하였다.

하악골체의 전체적인 골격구조에서 치아 부분을 오버덴쳐로 나누어 모델을 형성하였고, 오버덴쳐와 하악골 사이에 2mm 두께로 점막을 삽입하였다(Fig. 1).

2. 임플란트 오버덴쳐의 유한요소 모델

해석에 사용될 임플란트 오버덴쳐의 모델은 ball and socket, Locator, magnet 및 bar의 각각 4가지 형태를 제작하였다(Fig. 2, Table I).

사용된 어태치먼트의 개별 규격은 제조회사의 제품을 실측하여 얻었다. 고정체의 식립 위치는 Skalak[24]의 보고를 참고하여 양측 이공 전방에 국내 Osstem 회사의 직경 4.1mm, 길이 13mm US II® 임플란트 2개를 좌우 대칭으로 중심간 거리가 20mm가 되도록 같은 높이로 평행하게 식립하였다. 상부 보철물의 설계에서는 bar 오버덴쳐의 경우 American Dental Association이 추천한 제 III형 금합금으로 제작한 bar로 연결하고 그 상부에 클립이 얹혀지는 bar 어태치먼트 형태로 설계하였다.

3. 재료의 물성

각 구성 성분들의 탄성율과 Poisson's ratio 등은 이전의 다른 연구들에서 사용한 물성치를 이용하였다. 임플란트 고정체와 지대주는 titanium 합금으로 하고 bar는 제 III형 금합금의 물성을

Table Ⅰ. The types of overdenture attachment used in this study

Attachment type	Material	Manufacturer
ball and socket	O-ring, titanium	Osstem Implant Co., Ltd., Korea
Locator	titanium, nylon	Zest Anchors Inc., U.S.A
magnet	magnetic assembly, keeper	Aichi Steel Co., Ltd., Japan
bar	TypeIII gold alloy, plastic hader bar clip	Attachments International Inc., U.S.A

Table Ⅱ. Mechanical properties of materials used in this study

Material	Elastic modulus (Mpa)	Poisson's ratio
Titanium alloy	110,000	0.33
Type Ⅲ gold alloy	100,000	0.3
Stainless steel	215,000	0.283
Rubber	0.005	0.45
Nylon	2.7	0.41
Polyethylene	1080	0.42
Mucosa	1	0.37
Overdenture	4500	0.35
Cortical bone	13,700	0.3
Cancellous bone	1,370	0.3

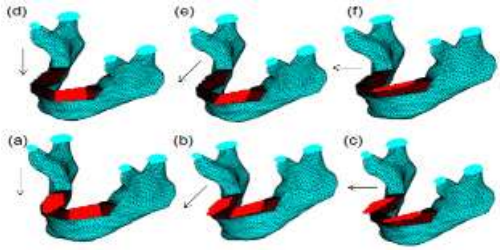

Fig. 3. Loading conditions :
(a) bilateral 90° (b) bilateral 45°
(c) bilateral 0° (d) unilateral 90°
(e) unilateral 45° (f) unilateral 0°

주었다. ball and socket의 O-ring은 rubber로, Locator 의 replacement male은 nylon, bar의 clip 부분은 polyethylene의 물성을 적용하였다.

Magnet의 magnetic assembly와 bar의 나사 부분은 stainless steel의 물성을, magnetic keeper screw는 iron의 물성을 적용하였다.

인체 모델은 피질골과 해면골, 점막, 오버덴쳐로 구성하였고 각각의 물성을 Table Ⅱ에 정리하여 다른 물성치와 같이 적용하였다. 오버덴쳐의 경우 레진의 물성값을 적용하였다.

4. 유한요소해석 구속 및 하중조건

유한요소 해석 프로그램인 ANSYS 10.0 (Swanson analysis system Inc.,USA)에서 제공하는 3D-20 node solid element model을 이용하여 mesh를 수행하였다. 해석하는 대상 모델의 node 개수는 임플란트 피개의치의 종류에 따라서 차이가 있지만 평균적으로 35만개의 node 수를 가지고 25만개의 element를 갖게 하였다.

경계 조건은 악골의 움직임이 전혀 발생하지 않도록 하기 위해서 하악골 모델 밑면을 X, Y, Z 축 3 방향으로 모두 구속하였고, 보철물과 임플란트및 주변 골조직에서는 변형이 허용되도록 하였다.

턱 관절 부분을 기준으로 하여 윗면을 고정하고 하중은 이전 연구들의 보고를 참고하여[11] 오버덴쳐의 좌측 제 2소구치에서 제 2대구치 부위의 3개치아에 170N 힘이 동일하게 나누어지도록 편측하중을 가하였고, 좌·우측 제 2소구치에서 제 2대구치 부위의 6개 치아에 170N 힘이 동일하게 나누어지도록 양측하중을 가하여 임플란트 오버덴쳐 종류에 따라 90°, 45°, 0° 힘의 방향으로 각각 총 6번의 유한요소 해석이 수행되었다 (Fig. 3). 임플란트 주위골과 보철물인 오버덴쳐 및 임플란트와 골 사이의 계면에 발생하는 응력 중 다축 방향 응력을 단축 방향 응력으로 간주하는 계산값을 얻어 상호 비교 목적으로 사용할 수 있는 von Mises stress 응력을 기준으로 각 실험군에서의 응력 분포를 비교 분석하였다. 결과는 전체 응력의 분포 상태와 최대 응력 집중부를 식별하기 위해 등가응력을 기준으로 응력의 크기에 따라 색도로 표시하였다.

연구 결과

1. 편측부위 하중에 따른 응력의 비교분석 (Fig. 4~12, Table Ⅲ)

Table Ⅲ에서 나타나듯이 모든 하중방향에서

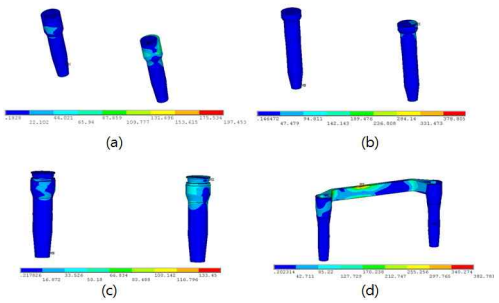

Fig. 4. Stress distribution on implant under 90o unilateral loading
(a) ball and socket (b) Locator
(c) magnet (d) bar

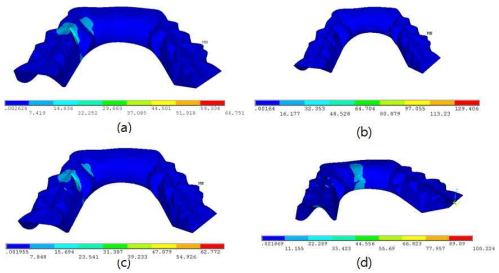

Fig. 5. Stress distribution on overdenture under 90o unilateral loading
(a) ball and socket (b) Locator
(c) magnet (d) bar

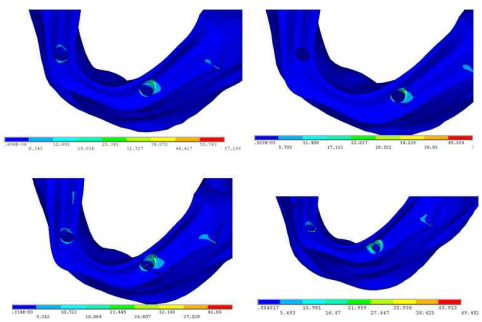

Fig. 6. Stress distribution on interface under 90° unilateral loading
(a) ball and socket (b) Locator
(c) magnet (d) bar

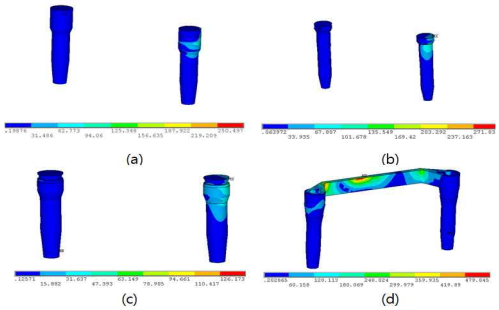

Fig. 7. Stress distribution on implant under 45° unilateral loading
(a) ball and socket (b) Locator
(c) magnet (d) bar

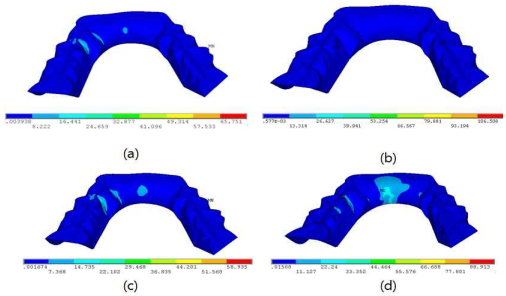

Fig. 8. Stress distribution on overdenture under 45° unilateral loading
(a) ball and socket (b) Locator
(c) magnet (d) bar

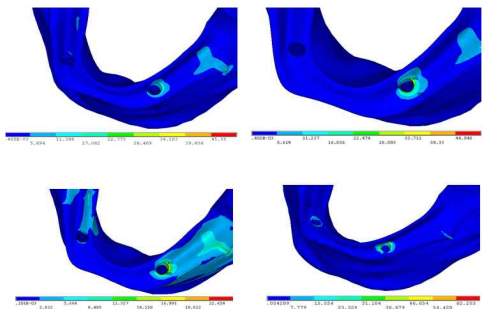

Fig. 9. Stress distribution on interface under 45° unilateral loading
(a) ball and socket (b) Locator
(c) magnet (d) bar

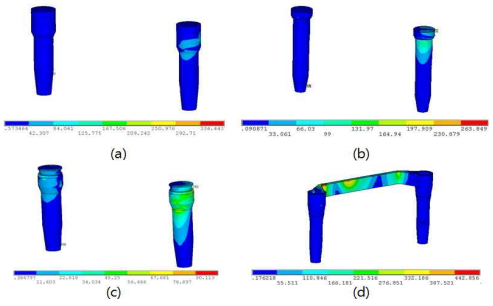

Fig. 10. Stress distribution on implant under 0° unilateral loading
(a) ball and socket (b) Locator
(c) magnet (d) bar

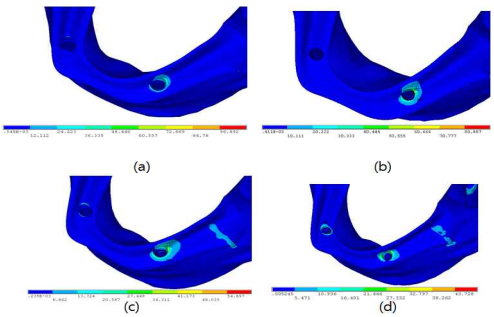

Fig. 12. Stress distribution on interface under 0° unilateral loading
(a) ball and socket (b) Locator
(c) magnet (d) bar

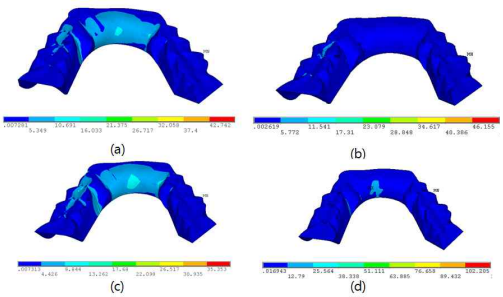

Fig. 11. Stress distribution on overdenture under 0° unilateral loading
(a) ball and socket (b) Locator
(c) magnet (d) bar

bar 타입이 임플란트나 오버덴쳐에서 가장 응력이 높은 것으로 나타났으며, 계면에서의 응력은 대체로 고른 응력분포가 나타났다.

편측 90° 하중 방향에서 임플란트에 나타나는 응력은 bar 타입의 최대 응력이 233Mpa로 다른 어태치먼트에 비해 2~3배 큰 최대 응력을 보였으며, 45° 하중 방향에서는 360Mpa로 다른 어태치먼트에 비해 3~4배의 최대 응력을 보였다. 0° 하중 방향에서는 388Mpa로 다른 어태치먼트에 비해 2~4배 최대 응력을 나타냈다.

골과 임플란트 계면에 나타나는 응력은 0°, 45°, 90° 모든 응력방향에서 30에서 60Mpa 범위로 고르게 나타났다.

오버덴쳐에 나타나는 최대 응력은 0°, 45°, 90° 편측 하중방향에서 bar 타입의 임플란트가 각각 최대 응력 115Mpa, 138Mpa, 100Mpa을 보였으며, Locator타입은 25Mpa에서 46Mpa 범위로 가장 작게 나타났다.

2. 양측부위 하중에 따른 응력의 비교·분석 (Fig.13~21, Table Ⅳ)

Table Ⅳ에서 나타나듯이 양측부위 하중에 따른 응력을 비교 분석시 양측 90° 하중 방향에서 임플란트에 나타나는 최대 응력은 bar 218Mpa에서는 편측하중 233Mpa과 비슷하며 ball and socket 68Mpa에 비해 3배 이상의 최대 응력을 보였다. 45°, 0° 하중 방향에서는 bar어태치먼트는 406Mpa, 402Mpa로 증가하였으나 다른 어태치먼트에서는 90° 하중과 비슷하게 나타났다.

오버덴쳐에 가해지는 최대 응력은 편측하중과 비교시 bar 타입에서 크게 낮아졌다. 양측부위 90° 하중 오버덴쳐에 가해지는 최대 응력의 경우

Table Ⅲ. Maximum stress under 90°/45°/0° unilateral loading

Loading condition	Attachment type	The maximum stress on implant(Mpa)	The maximum stress on overdenture(Mpa)	The maximum stress on interface(Mpa)
90°	ball and socket	85	67	53
	Locator	135	46	45
	magnet	111	71	33
	bar	233	100	30
45°	ball and socket	88	79	30
	Locator	114	38	43
	magnet	127	66	26
	bar	360	138	48
0°	ball and socket	83	48	56
	Locator	73	25	39
	magnet	158	40	30
	bar	388	115	39

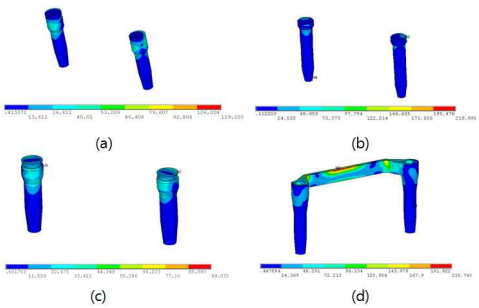

Fig. 13. Stress distribution on implant under 90° bilateral loading
(a) ball and socket (b) Locator
(c) magnet (d) bar

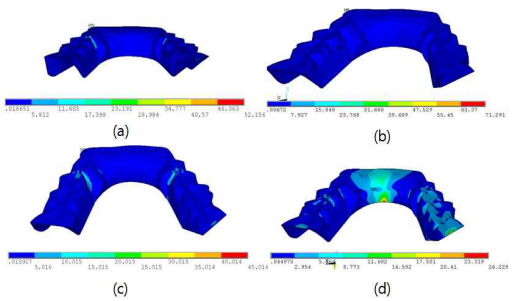

Fig. 14. Stress distribution on overdenture under 90° bilateral loading
(a) ball and socket (b) Locator
(c) magnet (d) bar

Locator 22Mpa, bar 26Mpa, magnet 45Mpa, ball and socket 52Mpa 순으로 나타났다.

양측부위 45° 하중이 오버덴쳐에 가해지는 최대 응력의 경우 Locator 24Mpa, magnet 42Mpa, bar 51Mpa, ball and socket 59Mpa 순으로 90°, 0° 시와 비슷하게 나타났다.

Bar 타입에서만 편측하중에 비해 양측하중에서 90° 하중은 100Mpa에서 26Mpa로, 45° 하중은

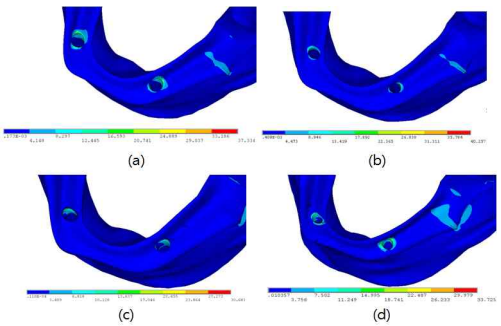

Fig. 15. Stress distribution on interface under 90° bilateral loading
(a) ball and socket (b) Locator
(c) magnet (d) bar

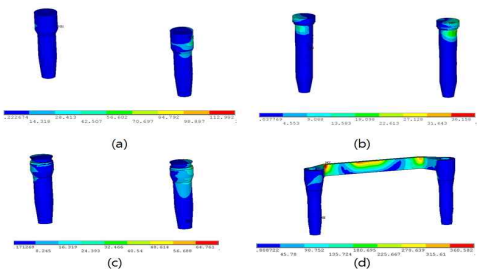

Fig. 16. Stress distribution on implant under 45° bilateral loading
(a) ball and socket (b) Locator
(c) magnet (d) bar

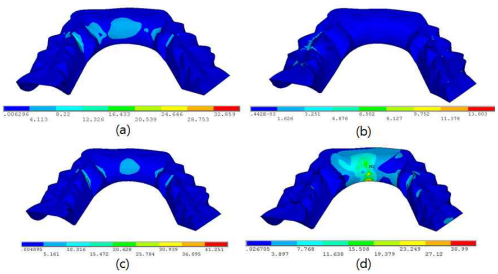

Fig. 17. Stress distribution on overdenture under 45° bilateral loading
(a) ball and socket (b) Locator
(c) magnet (d) bar

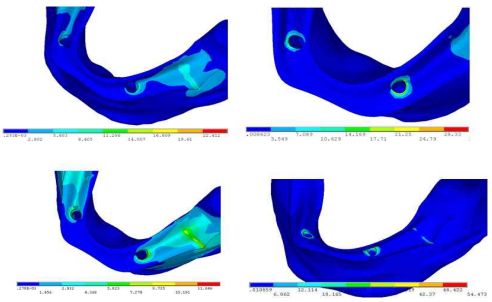

Fig. 18. Stress distribution on interface under 45° bilateral loading
(a) ball and socket (b) Locator
(c) magnet (d) bar

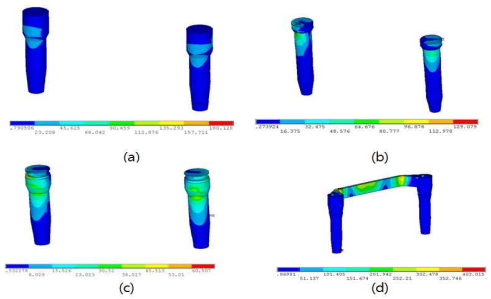

Fig. 19. Stress distribution on implant under 0° bilateral loading
(a) ball and socket (b) Locator
(c) magnet (d) bar

138Mpa에서 51Mpa로, 0° 수평하중은 115Mpa에서 47Mpa로 크게 낮아졌다.

골과 임플란트 계면에 가해지는 응력은 모든 응력방향 0°, 45°, 90°에서 30Mpa부터 60 Mpa 범위로 특별한 경향을 보이지 않았다.

모든 하중방향에서 bar 타입이 임플란트나 오버덴쳐에서 가장 응력이 크게 나타났으며, 계면상에서의 응력은 대체로 고른 응력분포를 나타냈다.

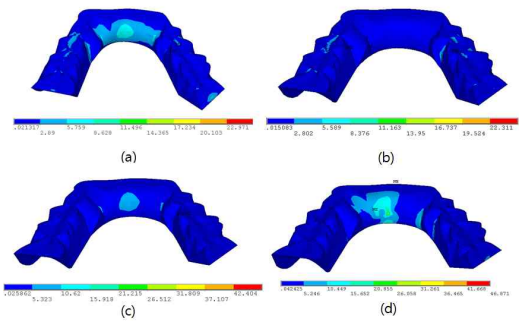

Fig. 20. Stress distribution on overdenture under 0° bilateral loading
(a) ball and socket (b) Locator
(c) magnet (d) bar

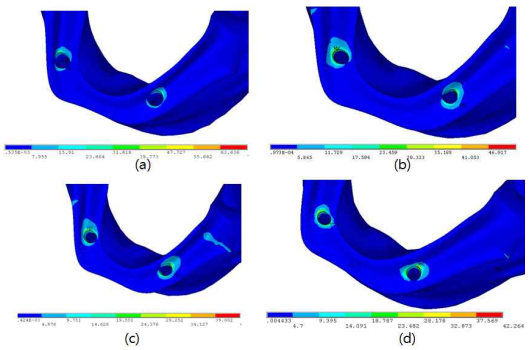

Fig. 21. Stress distribution on interface under 0° bilateral loading
(a) ball and socket (b) Locator
(c) magnet (d) bar

Table Ⅳ. Maximum stress under 90°/45°/0° bilateral loading

Loading direction	Attachment type	The maximum stress on implant(Mpa)	The maximum stress on overdenture(Mpa)	The maximum stress on interface(Mpa)
90°	ball and socket	68	52	51
	Locator	79	22	26
	magnet	93	45	27
	bar	218	26	34
45°	ball and socket	53	59	13
	Locator	69	24	24
	magnet	57	42	15
	bar	406	51	54
0°	ball and socket	59	26	47
	Locator	35	10	26
	magnet	90	48	38
	bar	402	47	43

총괄 및 고찰

실제 환자의 악골은 피질골과 해면골로 이루어져 있으며 피질골은 고도로 석회화가 되어있는 치밀골로서 압축 또는 인장강도가 매우 높아 하중 지지 능력이 우수하며 치조골능 피질골에 응력집중이 가장 크게 일어나는 것으로 보고되고 있다[22].

변연골 부위의 응력값이 가장 큰 이유는 첫째 표면만 감싸고 있는 치밀골의 밀도가 높아서 해면골에서의 미세한 지렛대 운동의 중심이 되기 때문이고 둘째 건강한 자연치는 측방압을 받을 때 56～108㎛ 정도 움직이고 치근단 2/3 지점을 축으로 선회하여 변연골에 가해지는 응력을 치근단 쪽으로 분산시키지만, 임플란트는 같은 힘을 받을 때 10～50㎛ 정도만 움직이며 응력분산 효과도 적기 때문이다[25-27].

Pillar 등[28]은 150㎛ 이상의 미세동요는 임플란트에 인접한 골 형성을 방해하며 임플란트와 골의 계면이 섬유성 결합조직으로 형성된다고 하였고, 임플란트 치유기간 중 과도한 부하가 가해지게 되면 임플란트와 골 계면이 골이 아닌 섬유성 조직으로 치환된다고 하였다[10,29]. 따라서 임플란트 보철물은 응력이 적절히 분산될 수 있도록 설계되어야 한다.

구치부의 평균 최대 교합력은 216～740N[30]이고, 건강한 자연 치아의 경우 제 1대구치는 평균 490N이며, 전치부 교합력은 구치부 교합력의 1/3에 해당한다고 보고하였다[31]. 총의치의 경우 자연치열에 비해 1/4～1/6 정도의 수치인 70～130N으로 보고하였다[32,33].

임플란트 오버덴쳐 환자의 교합력에 대한 연구에서 Mericske-Stern 등[34]은 상악 임플란트 오버덴쳐의 교합력이 50～230N이었다고 하였으며, Haraldson 등[33]은 하악 임플란트 오버덴쳐의 평균 저작력을 38.7N으로 최대 교합력을 131.5N으로 보고하였다.

본 연구에서 적용된 170N의 하중은 이전의 연구를 참고[11]로 하였으며 하중조건은 오버덴쳐의 좌측 제 2소구치에서 제 2대구치 부위의 편측 3개 치아에 170N 힘이 동일하게 나누어지도록 하중을 가하였고, 좌·우측 제 2소구치에서 제 2대구치 양측 부위는 170N 힘이 6개의 치아에 동일하게 나누어지도록 하중을 90° 수직, 45° 경사, 0° 수평 방향으로 가하였다.

수직하중시 힘의 방향은 치아의 방향이 모두 일정한 방향으로 있는 것이 아니어서 교합면에 직각으로 중력 방향으로 가하였고, 경사하중에서 힘의 방향은 수직 방향에 비해 45° 위에서 아래의 방향으로 안쪽에서 바깥쪽으로 밀어내는 방향으로 힘을 가하였다. 수평하중에서는 수직 방향에 90°가 되는 방향으로 안쪽에서 바깥쪽으로 밀어내는 방향으로 저작시 혀의 운동을 고려하여 설측에서 협측 방향으로 힘을 가하였다.

Koolstra 등[35]의 연구에 의하면 교합력은 수평력: 수직력: 경사력의 비율이 1: 3.5: 7이고 전치부에서는 후방에서 전방으로 35° 기울어진 경사력이 교합력의 대부분을 차지한다고 하였다.

임플란트 오버덴쳐에서 교합력은 수직 근심 전방요소를 지니며 이 중 수직적 요소가 가장 우세하다고 하였다. 이러한 교합력은 어태치먼트 시스템을 통하여 임플란트 주위골로 전달되거나 일부는 잔존치조제로 전달되며, 잔존 치조제의 지지 정도는 어태치먼트 시스템의 설계에 따라 달라진다. 따라서 임플란트 오버덴쳐에서 어태치먼트 시스템은 의치의 유지와 안정 뿐만 아니라 임플란트로 전달되는 과부하 예방에 매우 중요한 역할을 한다[36].

본 연구에서 편측부위 90° 수직 하중에서 임플란트 상에 나타나는 최대 응력은 ball and socket 85Mpa, magnet 111Mpa, Locator 135Mpa, bar 233Mpa로 bar에서 가장 큰 것으로 나타났다. 무치악에서 임플란트의 응력분포는 임플란트 치경부를 둘러싸는 변연골에 집중된다고 하였는데[37,38] bar의 경우 지지골에 삽입되는 고정체와 bar의 연결지점에서 최대 응력이 집중된 것으로 보였다. 이는 임플란트의 비교적 급격한 기하학적 변화에 기인한 것으로 판단된다. 따라서 이는

bar 구조의 크기 변화를 좀 더 완만하게 할 필요성이 있는 것으로 보인다.

Misch[23]는 임플란트 수복에서 대부분의 응력은 피질골에 집중되며 초기 안정성을 제공하는데 있어 피질골의 영향력이 대부분이라고 하였고 또한 해면골에 나타난 응력은 피질골의 1/10 정도로 낮게 나타나 그 응력치는 물리적, 임상적으로 중요한 의미를 갖지 않는다고 하였다.

양측 90° 수직 하중에서 임플란트에 나타나는 최대 응력은 ball and socket 68Mpa, magnet 79Mpa, Locator 93Mpa, bar 218Mpa 순으로 나타났다. 치밀골의 최대 인장강도는 133Mpa 이고 압축강도가 193Mpa 으로 보았을 때 bar에서 가장 취약한 것으로 나타났다. 또한 bar는 가장 안정한 응력형태를 보인 ball and socket에 비해 3배 이상의 응력 집중현상이 나타났으며, 편측하중의 경우와 비교했을 때 응력편차가 더욱 두드러지는 것을 알 수 있었다.

편측 45° 경사 하중에서 임플란트에 나타나는 최대 응력은 ball and socket 88Mpa, magnet 114Mpa, Locator 127Mpa로 90° 방향으로 하중을 주었을 때와 비교시 큰 차이를 보이지 않으나, bar에서는 360Mpa로 90° 방향으로 하중을 주었을 때 233Mpa에 비해 약 50% 이상 응력이 증가하는 것으로 나타났다. 이것은 Koolstra 등[35]의 연구와 일치했다.

양측 45° 경사 하중에서 임플란트에 나타나는 최대 응력은 bar의 경우 406Mpa로 나타나는데 제 III형 합금의 인장강도[39]가 약 400Mpa이라 했을 때 임플란트가 위의 하중상태를 견디기 힘든 구조로 판단되며 이는 연결 bar의 잦은 파절의 한 원인이 되리라 사료된다. 반면에 ball and socket 53Mpa, magnet 57Mpa, Locator 69Mpa는 편측하중의 경우보다 약간 낮은 응력분포 양상을 보였다. 특히 경사하중의 경우 수직 하중을 가했을 때보다 피질골에 발생하는 최대 등가응력은 매우 높은 수치를 보였다.

Rangert 등[40]은 임플란트 지지 보철물에 작용되는 교합력이 비수직적 하중으로 작용하면 굽힘 모멘트를 야기하여 임플란트에 높은 응력을 발생시켜 생물학적으로 불리한 반응을 야기한다고 하였다.

본 연구에서 측방하중 하에서 유효응력이 수직하중에서의 유효응력보다 1.5배 이상 증가하여 기존의 연구 결과와 일치하였다.

편측 0° 수평하중에서 임플란트상에 나타나는 최대 응력은 45°, 90° 하중의 경우와 유사하게 나타났다. Bar는 388MPa로 가장 취약한 응력분포를 보였으며 Locator 73Mpa, ball and socket 83Mpa, magnet 158Mpa 순으로 나타났다. 양측 0° 수평하중에서 임플란트에 나타나는 최대 응력은 bar에서의 402Mpa로 양측 45° 방향으로 하중을 가했을 경우 처럼, 응력을 견디기 힘든 구조로 나타났다. Ball and socket 59Mpa, magnet 90Mpa, Locator 35Mpa로 나머지 임플란트의 경우와 대체적으로 유사하나, 응력이 상당히 감소한 형태를 보여주었다 .

지지골에서의 응력 양상은 하중 조건에 관계없이 고정체 상부와 골 접촉을 이루는 피질골에 응력이 집중되는 양상을 보이며 그 하부 해면골에서는 그리 큰 응력이 집중되지 않았음을 볼 수 있었는데 이는 Lum과 Osier[41]의 연구와 같은 결과를 보여주었다.

Je 등[42]은 골질이나 임플란트의 전후방 분포가 불량한 경우 또는 대합치가 자연치인 경우 등의 생역학적 조건이 불리할수록 완압형의 어태치먼트를 사용하는 것이 임플란트나 잔존 치조제에 발생하는 응력을 분산시킬 수 있는 바람직한 방법이라고 하였으며, Ichikawa 등[12]은 magnet, ball 어태치먼트, 기존의 총의치에서 스트레인 게이지로 분석한 결과 임플란트 주위의 교합압이 주로 임플란트의 원심에 집중되었으며 주로 인장력의 성향을 띄웠다고 하였다. 또한 Meijer 등[13,14]은 상부보철물의 설계차가 임플란트 하중과 하악 변형에 영향을 준다고 하였으며 Thayer와 Caputo[43]는 어태치먼트의 유지력이 클수록 오버덴쳐 지대치에 응력이 크게 발생한다고 하였다.

본 연구에서 편측 90° 수직 하중에서 오버덴쳐

에 나타나는 최대 응력은 Locator 46Mpa, ball and socket 67Mpa, magnet 71Mpa, bar 100Mpa 순으로 나타났으며, bar 타입의 최대 응력이 Locator에 비해 약 2배가 큰 것을 알 수 있었다.

양측 90° 수직 하중에서는 오버덴쳐에 나타나는 최대 응력이 Locator 22Mpa, bar 26Mpa, magnet 45Mpa, ball and socket 52Mpa 순으로 나타나 편측하중의 경우와 비교했을 때 특이한 점은 양측 방향의 bar 타입에서 최대 응력이 현저히 낮아졌다. 즉, 편측하중의 경우, bar에서는 100Mpa로 4가지 어태치먼트 중에서 가장 큰 응력이 나타나는 반면, 양측하중의 경우는 bar에서는 26Mpa로 다른 어태치먼트 magnet, ball and socket에 비해 1/2 수준으로 안정화되었다.

편측 45° 경사 하중에서 오버덴쳐에 나타나는 최대 응력의 경우, Locator 36Mpa, magnet 66Mpa, ball and socket 79Mpa, bar 138Mpa 순으로 나타났으며, 90° 하중과 비교하였을 때 bar에 서 최대 응력은 약 38% 증가하였고, Locator에 비하여는 3배 가까이 큰 최대 응력이 나타났다.

양측 45° 경사하중에서는 오버덴쳐에 나타나는 최대 응력의 경우, Locator 24Mpa, magnet 42Mpa, bar 51Mpa, ball and socket 59Mpa 순으로 나타났다. 편측 45° 경사하중의 경우와 비교시 bar에 나타나는 최대 응력은 60% 정도 낮아졌다.

편측 0° 수평하중에서는 오버덴쳐에 나타나는 최대 응력의 경우, Locator 25Mpa, magnet 40Mpa, ball and socket 48Mpa, bar 115Mpa 순으로 나타나 bar에 나타나는 최대 응력이 Locator에 나타나는 응력에 비해 4.6배가 큰 것으로 나타났다.

양측 0° 수평하중에서는 오버덴쳐에 나타나는 최대 응력의 경우 Locator 10MPa, ball and socket 26MPa, bar 47MPa, magnet 48MPa로 나타났으며 대체적으로 편측하중과 유사한 경향성을 보이나 bar의 경우는 1/2 수준으로 최대 응력이 감소하였다. 임플란트에 의해 지지되는 오버덴쳐는 저작압이 의치상에 가해지면 임플란트에 전달되고 이는 주위 골조직에 영향을 미치게 되므로 하중을 가했을 때 나타나는 응력의 크기를 평가하는 것이 중요하리라 사료된다.

편측 90° 수직하중에서 임플란트와 지지골 사이의 계면력은 bar 30Mpa, magnet 33Mpa, Locator 45Mpa, ball and socket 53Mpa에 대해 bar가 ball and socket의 약 1/2배 최대 응력이 나타나 가장 안정한 것으로 나타났다. 90° 하중에서의 계면에 나타나는 응력은 임플란트와 지지골 사이의 전단응력과 밀접한 연관이 되는 요소로서 임플란트의 미세동요(micromotion)에 직접적인 영향을 주었다.

양측 90° 수직하중에서 임플란트와 지지골 사이의 계면에서의 최대 응력은 Locator 26Mpa, magnet 27Mpa, bar 34Mpa, ball and socket 51Mpa 순이며, 편측하중의 경우와 유사한 경향을 나타내었다.

편측 45° 경사하중에서 임플란트와 지지골 사이의 계면력은 bar의 경우가 48Mpa로 가장 크게 나타났으며 magnet 26Mpa, ball and socket 30Mpa, Locator 43Mpa 순으로 최대 응력이 나타나는 것을 알 수 있다 .

양측 45° 경사하중에서 임플란트와 지지골 사이의 계면에서의 최대 응력은 ball and socket 13Mpa, magnet 15Mpa, Locator 24Mpa, bar 54Mpa 이며, 편측하중의 경우와 유사한 경향성을 나타내었으나 전반적으로 계면 응력이 낮아진 것을 알 수 있었다.

편측 0° 수평하중에서 임플란트와 지지골 사이의 계면력은 magnet 30Mpa, bar 39Mpa, Locator 39Mpa, ball and socket 56Mpa 순으로 나타났으며 위의 하중방향 조건과 비교하였을 때 큰 차이를 보이지 않았다.

양측 0° 수평하중에서 임플란트와 지지골 사이의 계면에서의 최대 응력은 Locator 26Mpa, magnet 38Mpa, bar 43Mpa, ball and socket 47Mpa 순이며 편측하중의 경우와 유사하였다.

본 연구에서 bar타입의 오버덴쳐에서, 거의 모든 경우에 의치의 정중부에 응력 분포가 집중되는 것으로 나타났는데 이것으로 bar 오버덴쳐의 정중부에서 파절이 잦은 이유를 유추해 볼 수도

있었다.

Evans[44]는 임플란트에 가해지는 저작압이 골과 임플란트 계면에서 탄성 한계 이상의 응력을 유발한다면 골내 미세파절이 발생한다고 하였으며 특히 경사하중의 경우 수직 하중을 가했을 때보다 피질골에 발생하는 최대등가 응력은 매우 높은 수치를 보였다고 하였다. 피질골의 인장강도는 72～76Mpa, 압축강도는 140～170Mpa, 탄성한계는 약 60Mpa이고 해면골의 인장강도는 22～28Mpa이므로 인장력을 받는 부위에서 응력이 29Mpa을 넘지 않으면 골내 파절은 발생하지 않는다고 하였으며 실제 나타나는 임플란트와 골 계면에서의 응력은 이들의 혼합으로 나타나는 경우가 많았다[28].

Meijer[13,14], Misch[23], Skalak[24], Brunski[45], Hertel과 Kalk[46], Rieger 등[47]도 임플란트에 가해지는 여러 가지 응력의 양상이나 분포에 대한 연구에서 임플란트의 궁극적인 수명이 보철물의 교합을 비롯한 유지 형태, 위치 등의 상부 보철물의 설계 원칙에 달려 있음을 보고 하였다. 응력 분포의 양상은 악골 모형이나 보철물의 설계, 실험재료의 물성, 각 구조물 등의 연결 또는 결합조건, 하중점의 위치 등 연구재료나 방법에 따라 달라질 수 있다고 하였다.

Sadowsky와 Caputo[48]는 하악 임플란트 지지형 오버덴쳐에서 이상적인 응력의 분산을 위해서는 의치의 후방 연장의 긴밀한 접촉이 매우 중요하다고 하였다.

따라서 임플란트를 식립하고 임플란트와 점막에서 지지를 얻는 형태의 보철물은 환자의 저작력이 크지 않고, 경제적 제한이 있는 경우 효과적으로 적용될 수 있다.

임플란트 지지 오버덴쳐에서 최대 응력이 집중되어 파절이 우려될 경우 의치상을 최대한 확장하여 점막과 긴밀하게 접촉되게 제작하도록 하여, 교합시에 발생하는 응력이 임플란트 주위 지지골과 보철물의 하중지지 능력 한계 내에서 적절히 분산될 수 있도록 보철물을 설계하는 것이 생역학적 측면에서 중요하리라 여겨진다. 어태치먼트 선택시 임플란트 지지골에 응력집중을 완화시킬 수 있는 바람직한 어태치먼트의 설계와 선택을 위한 임상 지침이 연구를 통해 제시되어야 할 것으로 사료된다.

결 론

하악 완전 무치악 환자에서 하악의 이공 사이에 2개의 임플란트를 식립하고 4종류의 어태치먼트가 장착된 오버덴쳐의 유한요소 모델을 이용하여 좌측 구치부 편측 부위와 좌·우측 구치부 양측 부위에 90°수직적인 힘과 45°경사적인 힘, 0°수평적인 힘을 가해 임플란트 주위골과 보철물 및 임플란트와 골 사이의 계면에 나타나는 응력을 비교 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 임플란트에 나타나는 응력은 모든 응력방향 0°, 45°, 90°에서 bar타입이 ball and socket, Locator, magnet에 비해 가장 크게 나타났다. 90° 하중방향에서는 218Mpa로 다른 임플란트에 비해 2～3배의 최대 응력을, 45° 하중방향에서는 360Mpa로 다른 임플란트에 비해 3～4배의 최대 응력을 보였다. 0° 하중방향에서는 388Mpa로 다른 임플란트에 비해 2～4배 최대 응력을 나타냈다. 가장 큰 최대응력은 편측 45°하중방향에서 bar타입의 임플란트에서 406Mpa로 나타났다.
2. 오버덴쳐의 경우 편측 0°, 45° 하중방향에서 bar 어태치먼트가 각각 최대 응력 115Mpa, 138Mpa을 보였고 양측 90° 하중방향에서는 bar에서 편측 하중에 비해 최대 응력이 100Mpa에서 26Mpa로 현저히 낮아졌다 .
3. 골과 임플란트 계면에 나타나는 응력은 모든 응력방향 0°, 45°, 90°에서 30Mpa에서 60Mpa 범위로 나타났다.

참 고 문 헌

1. Mericske-Stern R. Clinical evaluation of overdenture restoration supported by osseointegrated titanium

implants: a retrospective study. Int J Oral Maxillalofac Implants 1990;5:375-83.
2. Burns DR, Unger JW, Elswick RK Jr, Beck DA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part Ⅰ-Retention, stability and tissue response. J Prosthet Dent 1995;73:354-63.
3. Burns DR, Unger JW, Elswick RK Jr, Giglio JA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part Ⅱ-Patient satisfaction and preference. J Prosthet Dent 1995;73:364-9.
4. Carlsson GE, Lindquist LW, Jemt T. Long-term marginal periimplant bone loss in edentulous patients. Int J Prosthodont 2000;13:295-302.
5. Naert I, Quirynen M, Theuniers G, Steenberghe D. Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. J Prosthet Dent 1991;65:671-80.
6. Zarb GA. The edentulous milieu. J Prosthet Dent 1983;49:825-31.
7. Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H. Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. Implant Dent 2006;15:24-34.
8. Park WH, Lee YS: Three dimensional finite element stress analysis of implant prosthesis according to the different fixture locations and angulations. J Korean Acad Prosthodont 2005;43:61-77.
9. Hong HR, Choi DG, Bak J, Kwon KR. 3D finite element analysis of overdenture stability and stress distribution on mandibular implant-retained overdenture. J Korean Acad Prosthodont 2007;45: 633-43.
10. Kenney R, Richards M. Photoelastic stress patterns produced by implant retained overdentures. J Prosthet Dent 1998;80:559-64.
11. Kang JM, Vang MS. Photoelastic stress analysis on the mandible caused by implant overdenture. J Korean Acad Prosthodont 1994;32:327-53.
12. Ichikawa T, Horiuchi M, Wigianto R, Matsumoto N. In vitro study of mandibular implant-retained overdentures: the influence of stud attachments on load transfer to the implant and soft tissue. Int J Prosthodont 1996;9:394-9.
13. Meijer H, Starmans F, Steen W, Bosman F. Location of implants in the interforaminal region of the mandible and the consequences for the design of the superstructure. J Oral Rehabil 1994;21:47-56.
14. Meijer H, Starmans F, Steen W, Bosman F. Three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. Int J Prosthodont 1994;7:271-9.
15. Giulio M, Massimo L, Paolo P, Giulio P. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. Int J Oral Maxillofac Implants 1998;13:369-76.
16. Labaig C, Marco R, Fons A, Selva E. Biodynamics of attachments used in overdentures: experimental analysis with photoelasticity. Quintessence Int 1997;28:183-90.
17. Federick D, Caputo AA. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. J Prosthet Dent 1996;76:624-32.
18. Mericske-Stern R, Piotti M, Sirtes G. 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. Clin Oral Implants Res 1996;7:387-96.
19. Lavelle CL. Biomechanical considerations of prosthodontic therapy: The urgency of research into alveolar bone response. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993;8:179-85.
20. Brochers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. J Dent Res 1983;62:155-9.
21. Cook SD, Weintein AM, Klawitter JJ. A three dimensional finite element analysis of porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implants. J Prosthet Dent 1982;61:25-9.
22. Naert I, De Clercq M, Theuniers G, Schepers E. Overdentures supported by osseointegrated fixtures for the edentulous mandible: A 2.5 year report. Int J Oral Maxillofac Implants 1988;3:191-6.
23. Misch CE. Prosthetic options in implant dentistry. Contemporary implant dentistry. 3rd ed., Mosby 2008;92-104, 293-314.
24. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent 1983;49:843-50.
25. Muhlemann, H.R., Sabdir L.S., Rakeitshak, K.H.

Tooth mobility: Its cause and significance. J Periodontol 1965;36:148-56.
26. 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. 1989;61:217-23.
27. Parfitt, G.S.: Measurement of the physiologic mobility of individual teeth in an axial direction. J Dent Res 1960;39:68-73.
28. Pillar RM, Lee JM, Maniatopoulos C. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous surfaced implants. Clin Orthop Releat Res 1986;208:108-13.
29. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Bränemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 1981;10:389-98.
30. Proffit WR, Fields HW. Occlusal force in normal and long-face adults. J Dent Res 1983;62:566-70.
31. Linderholm H, Wennström A. Isometric bite force and its relation to general muscle force and body build. Acta Odontal Scand 1970;28:679-89.
32. Christensen J, Morimoto T. Dimension discremination at two different degrees of mouth opening and the effect of anesthesia applied to the periodontal ligaments. J Oral Rehabil 1977;4:157-64.
33. Haraldsson T, Karlsson U, Carlsson GE. Bite force and oral function in complete denture wearers. J Oral Rehabil 1979;6:41-8.
34. Mericske-Stern R, Hofmann J, Wedig A, Geering AH. Maximal biting force and minimal pressure threshold measured on patients with overdentures supported by implants or natural roots: A comparative study, Part 1. Int J Oral Maxillalofac Implants 1993;8:641-9.
35. Koolstra JH, van Eijden TM, Weijs WA, Naeije M. A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. J Biomech 1988;21:563-76.
36. Mericske-Stern R, Geering AH, Buergin WB, Graf H. Three dimensional force measurements on mandibular implants supportingoverdentures. Int J Oral Maxillofac Implants 1992;7:185-94.
37. Atilla S, Sungur G. Finite element analysis of the effects of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prostheses. J Prosthet Dent 1996;76:165-9.
38. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. J Dent Res 1983;62:155-9.
39. Robert G. Craig. Chap 4. Mechanical properties. Restorative dental materials. 8th ed., Missouri: CV Mosby; 1989.;82.
40. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Bränemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1989;4:241-7.implant interface. Clinical Materials 1992;10:153-201.
41. Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: An analysis using statics. part two: Axial loading. J Oral Implantol 1992;18:349-53.
42. Je HJ, Jeon YC, Jeong CM, Lim JS, Hwang JS. Effect of anchorage systems and palatal coverage of denture base on load transfer with maxillary implant-supporting overdentures: A three dimensional photoelastic stress analysis. J Korean Acad Prosthodont 2004;42:397-416.
43. Thayer H, Caputo A. Occlusal force transmission by overdenture attachments. J Prosthet Dent 1979;41:266-71.
44. Evans FG. Mechanical properties of bone. Springfield: Charles C Thomas 1973;83-94:123-61.
45. Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. Clinical Materials 1992;10:153-201.
46. Hertel R, Kalk W. Influence of the dimensions of implant superstructure on peri-implant bone loss. Int J Prosthodont 1993;6:18-24.
47. Rieger M, Mayberry M, Brose M. Finite element analysis of six endosseous implants. J Prosthet Dent 1990;63:671-6.
48. Sadowsky SJ, Caputo AA. Effect of anchorage system and basecontact on load transfer with mandibular implant-retained overdenture. J Prosthet Dent 2000; 84:327-34.

The Influence of Attachment Type on the Distribution of Occlusal Force in Implant Supported Overdentures

Chai-Ryun Sung, D.D.S.,M.S.D., In-Ho Cho, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University

Statement of problem: Implant supported overdenture is accepted widely as a way to restore edentulous ridge providing better retention and support of dentures. Various types of attachment for overdenture have been developed.

Purpose: The purpose of this study was to investigate the influence of attachment type in implant overdentures on the biomechanical stress distribution in the surrounding bone, prosthesis and interface between implant and bone.

Material and methods: Finite element analysis method was used. Average CT image of mandibular body(Digital Korea®, KISTI, Korea) was used to produce a mandibular model. Overdentures were placed instead of mandibular teeth and 2mm of mucosa was inserted between the overdenture and mandible. Two implants(USII®, Osstem, Korea) were placed at both cuspid area and 4 types of overdenture were fabricated ; ball and socket , Locator , magnet and bar type. Load was applied on the from second premolar to second molar tooth area. 6 times of finite element analyses were performed according to the direction of the force 90°, 45°, 0° and unilateral or bilateral force applied. The stress at interface between implants and bone, and prosthesis and the bone around implants ware compared using von Mises stress. The results were explained with color coded graphs based on the equivalent stress to distinguish the force distribution pattern and the site of maximum stress concentration.

Results: Unilateral loading showed that connection area between implant fixture and bar generated maximum stress in bar type overdentures. Bar type produced 100 Mpa which means the most among 4 types of attachments. Bilateral loading, however, showed that bar type was more stable than other implants(magnet, ball and socket). 26 Mpa of bar type was about a half of other types on overdenture under 90° bilateral loading.

Conclusions: In any directions of stress, bar type was proved to be the most vulnerable type in both implants and overdentures. Interface stress did not show any significant difference in stress distribution pattern.

Key words: Implant, Attcahment, Finite-element analysis, Stress distribution

Correspondence to : Prof. In-Ho Cho
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University
San 7-1, Shinboo-Dong, Cheonan, Choongnam, 330-716, Korea
Tel: +82-41-550-1971 , e-mail: cho8511@dku.edu
Received : August 05, 2009, Last Revision : November 20, 2009, Accepted : December 25, 2009