

## 상악 임플란트 overdenture에서 anchorage system과 의치상 구개피개가 하중전달에 미치는 영향

부산대학교 치과대학 보철학교실\*, 영남대학교 공과대학 기계공학부\*\*

제흥지\* · 전영찬\* · 정창모\* · 임장섭\* · 황재석\*\*

### I. 서 론

임플란트를 이용한 완전 무치악 환자의 수복방법은 크게 고정성 보철물과 임플란트 overdenture와 같은 가철성 보철물로 분류할 수 있다.<sup>1)</sup> 고정성 보철물로 수복할 경우 보철물이 안정적이고, 단단한 음식물 저작이 용이하며, 환자가 심리적 안정을 얻을 수 있으며, 또한 치조점막의 문제도 적게 발생하는 장점이 있다.<sup>2,3)</sup> 한편 가철성 보철물인 임플란트 overdenture는 의치상을 이용하여 안면형태를 조절할 수 있기 때문에 고정성 보철물보다 심미적이고 발음 문제가 적게 일어나며, 장착과 철거가 용이하여 청결에 유리하다.<sup>4,5)</sup> 또한 제한된 숫자의 임플란트만으로도 보철수복이 가능하므로 경제적이다.<sup>1)</sup> 임플란트 overdenture는 총의치에 비해 의치의 안정성과 하중 지지 능력이 우수하여 저작력이 증가되고, 의치장착 후 발생하는 문제도 적다.<sup>6,7)</sup> Mericske-Stern 등<sup>8)</sup>은 상악 무치악 환자를 다섯 개의 임플란트를 이용하여 수복한 경우 고정성 보철물과 bar를 이용한 overdenture 사이에 저작력의 차이가 없음을 보고한 바 있다.

하악에 비해 상악 임플란트 overdenture에 관한 장기간의 임상연구는 드물 뿐만 아니라 임플란트 성공률도 연구자와 관찰기간에 따라 차이가 크다.

Goodcare 등<sup>9)</sup>은 문헌고찰을 통하여 상악 무치악 환자를 임플란트 고정성 보철물로 수복한 경우에는

평균 9.8%의 실패율을, 임플란트 overdenture에서는 13.5%에서 30.4%까지의 다양한 실패율을 보인다고 하였다. Engquist 등<sup>10)</sup>, Johns 등<sup>11)</sup>, Jemt 등<sup>12,13)</sup>은 임플란트가 식립될 골의 질과 양이 예후를 결정하는 가장 주된 요인이며, 상악 overdenture의 실패율이 높은 이유는 해면골이 치밀하지 못하고 임플란트를 지지해줄 수 있는 피질골이 얇거나 없으며, 또한 치조골 흡수가 많은 환자의 경우에는 골능이 비강저에 근접하게 되고, 상악동의 함기화로 적절한 길이의 임플란트를 식립하는 것이 더욱 어렵기 때문이라고 하였다.

한편 Hutton 등<sup>14)</sup>은 3년간의 관찰 결과, 상악 overdenture에서의 임플란트 실패율이 하악보다 9배 높았으며, 이러한 결과는 불리한 해부학적 조건 외에 생역학적 요소와도 깊이 관련이 되어 있다고 하였다. Zitzmann과 Mrinello<sup>15)</sup>는 상악 무치악환자에서 5개 이상의 임플란트를 이용하여 overdenture로 치료한 결과 고정성 보철물의 임플란트 성공률과 유의할만한 차이를 나타내지 않았다고 보고하면서, 임플란트의 적절한 개수, 길이 외에도 하중전달과 응력분산에 유리한 anchorage system의 선택, 하부 구조물의 적합도, 교합력, 비기능적 습관, 구강위생, 그리고 흡연 등 역시 overdenture의 성공에 영향을 미칠 수 있는 중요한 요소임을 강조하였다.

일반적으로 총의치를 장착하던 상악 무치악 환자는 잔존 치조제의 흡수가 어느 정도 진행되고 상악

동이 전방으로 확장되어 있어 골증대술과 같은 부가적인 수술을 시행하지 않는 한 상악골 전방에 4개 정도의 임플란트만을 식립할 수 밖에 없는 경우가 많다. 이러한 경우 환자의 구강내 상태에 따라 후방 cantilever를 가진 고정성 보철물로 수복하는 방법이 가능할 수도 있으나, 심미성과 발음문제는 물론 생역학적 측면에서 overdenture를 우선적으로 고려할 수 있다.<sup>16-18)</sup> 이는 후방 잔존 치조제로부터의 의치상 지지로 인해 임플란트로 전달되는 하중이 감소될 것이라는 통상적인 이론에 근거하고 있다.

저작 시 발생하는 동적 또는 정적 하중에 의한 응력집중은 고정나사의 풀림이나 파절<sup>7,9)</sup>, 임플란트 자체 또는 상부 보철물의 파절<sup>7,9,11)</sup>, 유지 장치의 잦은 손상<sup>7,9,11)</sup>과 같은 기계적인 실패는 물론 임플란트 주위 지지골의 병적흡수<sup>7,9,11)</sup>나 골유착의 상실<sup>7,9,10)</sup>과 같은 생물학적 실패를 야기한다.

임플란트 overdenture에서 anchorage system은 의치의 안정성과 유지력은 물론 임플란트 지지골로의 하중전달에 영향을 미친다. 따라서 임플란트 overdenture의 장기적인 성공을 위해서는 기능 및 부기능시 발생하는 교합력을 임플란트 지지골의 생리적인 지지능력 한계 내에서 잘 분산될 수 있도록 식립된 임플란트의 개수와 위치, 지지골의 질, 대합치 조건, 요구되는 최후방 교합접촉점까지의 거리 등에 대한 세밀한 평가를 통하여 적절한 anchorage system을 선택하여야 한다. 과거 하악 임플란트 overdenture에서 anchorage system이 하중전달에 미치는 영향에 관해서는 다수의 실험연구<sup>19-23)</sup>가 보고된 바 있으나, 상악 overdenture의 경우에 있어서는 anchorage system 선택에 지침이 될 수 있는 생역학적 연구가 매우 미흡한 실정이다.

임플란트로 전달되는 과부하를 예방하기 위하여 상악 임플란트 overdenture 설계 시 고려해야 할 중요한 요소 중에 하나는 구개부의 의치상 피개 여부이다. Palmqvist 등<sup>24)</sup>은 의치상의 형태가 상악 overdenture의 성공과 실패를 결정할 수 있는 중요한 요소 중의 하나로 강조하였다. 상악 overdenture의 의치상은 상악 총의치를 제작할 때처럼 구개부 전체를 덮는 형태와 구개부를 제거한 horse-shoe 형태로 크게 분류할 수 있다.<sup>25)</sup> 후자의 형태는 일반적으로 식립된 임플란트의 개수가 4개 이상일 경우 흔히 사용된다.<sup>26,27)</sup> 그러나 Beumer 등<sup>28)</sup>은 구치부 골질이 불량

하고 상악동으로 인해 충분한 길이의 임플란트를 식립할 수 없는 상악 overdenture의 경우에서, 의치상의 구개부를 제거하여 의치상 지지면적이 감소되면 임플란트 실패가 야기될 가능성이 높다고 지적하고 있다. 이처럼 구개부로부터의 지지가 임플란트 overdenture의 예후에 중요하다는 데에는 인식을 같이하고 있으나, 실제로 여러 anchorage system과 의치상 피개 여부가 임플란트로 전달되는 하중의 크기에 미치는 영향에 대한 연구는 희소하다.

이에 본 연구에서는 상악 무치악 전방부에 식립된 네 개의 임플란트를 이용하여 bar overdenture를 제작할 경우 anchorage system과 의치상 구개부 피개가 임플란트 지지골 내 응력분포에 미치는 영향을 삼차원 광탄성 응력분석을 이용하여 알아보고자 하였다.

## II. 연구 재료 및 방법

### 1. 상악골 복제모형 제작 및 임플란트 식립

중등도의 골흡수가 일어난 상악 무치악궁을 실리콘(Dublisil-15, Dreve dentamid GmbH, Germany)으로 인상을 채득하여 에폭시 레진(JRA-323, Jeungdo Chemical Co., Korea)으로 상악골 복제모형을 제작한 후, 하중 시 모형의 안정성을 위하여 가로 7.5cm, 세로 7cm, 높이 1cm의 기저부를 형성하였다. 복제모형의 치조정을 평탄하게 하여 임플란트 식립이 용이하도록 한 후 상악동 전방부로 추정되는 양측 제 1 소구치 사이에 직경 4mm, 길이 15mm의 나사형 AVANA 임플란트(AF1B026, Osstem Implant Co., Korea) 네 개를 좌우 대칭으로 중심간 거리가 14mm가 되도록 같은 높이로 평행하게 식립하였다. 다음 의치상이 피개되는 잔존 치조제와 구개부위에 2mm 두께가 되도록 baseplate wax를 이장하여 점막조직을 재현하였다.

### 2. 보철물 제작

#### (1) 작업모형 제작 및 인공치아 배열

임플란트에 square impression coping(ICFR500, Osstem Implant Co., Korea)을 연결하고 실리콘 인상재(Imprint II, 3M-ESPE, U.S.A.)로 인상을 채득

한 다음 기공용 아날로그를 연결하여 초경석고(Die-Keen, Heraeus Kulzer, U.S.A.)를 부어 보철물 제작을 위한 작업모형을 제작하였다.

레진 기록상과 왁스 교합계를 제작하고 반조절성 교합기에 임의평균법으로 작업모형을 부착한 후 인공치(Endura artificial teeth, Shofu Co., Japan)를 배열하였다. 다음 채부착용 jig를 교합기 하체에 고정시키고 인공치 교합면의 석고 index를 채득하여, bar구조물의 납형제작과 실험의치의 인공치 배열에 이용하였다.

(2) Bar 구조물의 제작

작업모형의 기공용 아날로그에 non-hexed gold UCLA abutment(GCR100, AVANA implant system, Osstem Implant Co., Korea)를 연결한 후 다음과 같이 attachment의 종류, cantilever 유무에 따라 서로 다른 4가지 bar 구조물의 납형을 제작하였다. 완성된 납형을 통법에 따라 매몰한 후 제 4형 금

합금(super 45, Soo Min dental alloy Co. Korea)으로 주조하고 연마하였다.

가) 제 1형 : Hader bar using clips without cantilever.

4mm 높이의 Hader bar(Preci line Co.,Swiss)를 치은에서 1mm 떨어지도록 gold UCLA abutment 사이에 연결하였다. 후방 cantilever는 없으며, 세 개의 플라스틱 clip이 각 Hader bar의 중앙에 위치되도록 하였다(Fig. 1).

나) 제 2형 : Cantilevered Hader bar using clips

제 1형과 같이 Hader bar를 gold UCLA abutment 사이에 연결하고, 후방에 10mm 길이의 cantilevered Hader bar를 추가로 부착하였다(Fig. 2). 세 개의 플라스틱 clip이 정중부와 양측 cantilevered bar의 중앙에 위치되도록 하였다.

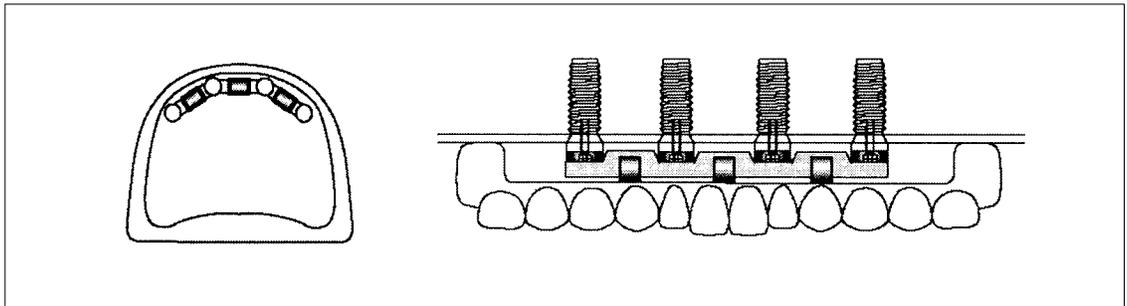


Fig. 1. Anchorage system of type 1.

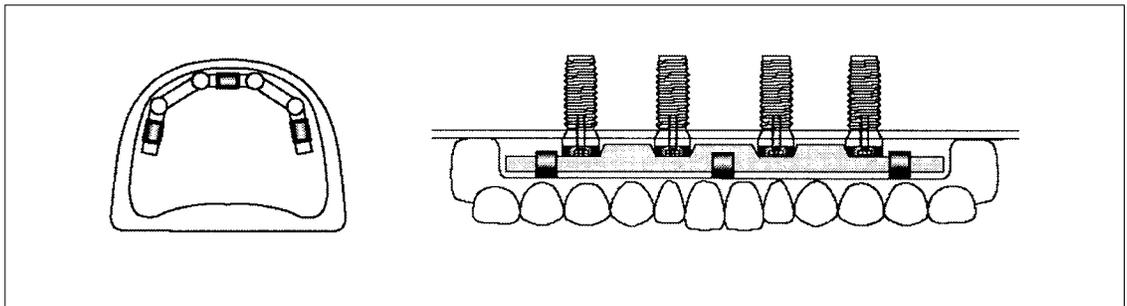


Fig. 2. Anchorage system of type 2.

다) 제 3형 : Hader bar using clip and extracoronal universal hinge resilient attachments(ERA)

이 anchorage system은 정중부에 한 개의 플라스틱 clip과 양측 후방에 두개의 ERA가 위치되도록 설계하였다. Hader bar를 gold UCLA abutment 사이에 연결하고 bar 구조물의 양측 후방으로 ERA의 matrix(APM Stern Gold Co., USA)를 부착하였다 (Fig. 3).

라) 제 4형 : Cantilevered milled-bar using swivel-latches and frictional pins

10mm의 후방 cantilever를 갖고 상단의 두께가 2mm이며 2°의 경사도를 갖는 tapered milled bar를 제작하였다(Fig. 4). 이 anchorage system은 전방 순측에 두 개의 frictional pin과 양측 후방 cantilevered bar의 중앙 구개측에 두 개의 swivel-

latch mini attachment(SAE dental vertriebs GmbH - International, Germany)가 위치되도록 설계되었다.

(3) 실험의치 제작

제 4형에서는 의치상과 milled bar 사이의 긴밀한 접촉을 위해 의치상 내부용 금속 구조물을 제작하였다. 또한 실험의치 제작 전에 금속 구조물을 bar 구조물에 위치시키고 치과용 방전가공기인 SAE-2000(SAE dental vertriebs GmbH-International, Germany)에서 swivel-latch attachment와 frictional pin의 receptacle을 형성한 후 swivel-latch attachment와 0.9mm pin을 금속 구조물에 고정하였다.

실험의치 제작을 위해 각 bar 구조물 또는 bar 구조물과 금속 구조물을 작업모형에 위치시킨 후 정해진 위치에 플라스틱 clip이나 ERA의 기공용 아날로

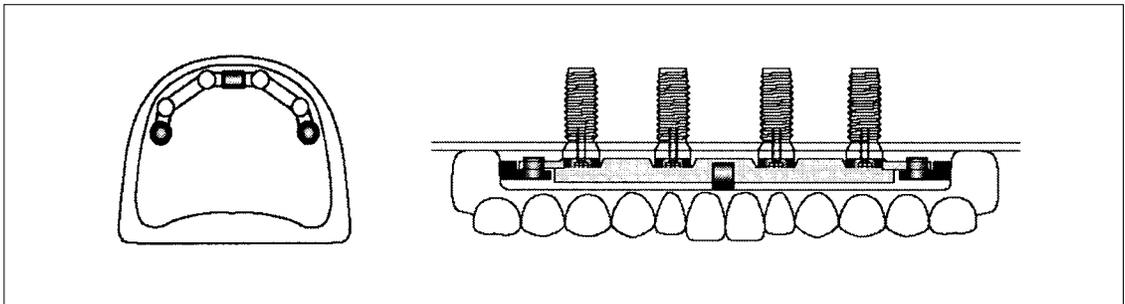


Fig. 3. Anchorage system of type 3.

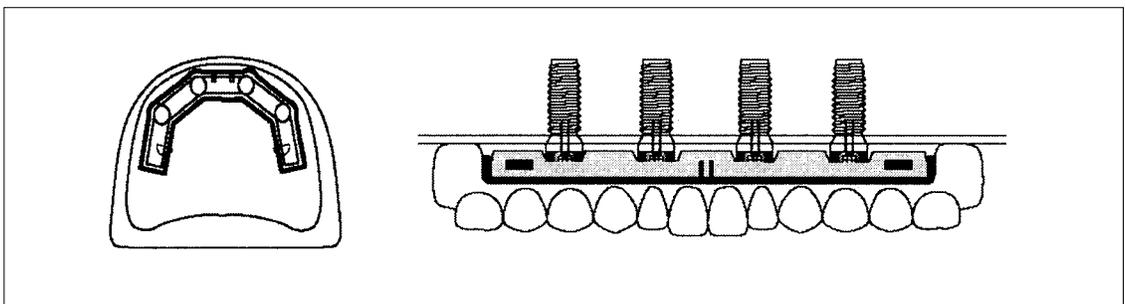


Fig. 4. Anchorage system of type 4.

Bold lines in left drawing indicate the intimate contacts between milled bar and metal framework.

그를 삽입하고 undercut 부위를 block out 하였다. 인공치를 교합면 석고 index에 재위치 시키고 고정한 후 잔존 치조제와 구개부를 모두 피개하는 납의치상을 형성하였다. 통법에 따라 매몰하여 열중합형 의치상용 레진(Acron MC, GC dental industrial Co., Japan)을 전입, 온성하고 연마하여 실험의치를 완성하였다.

점막 조직의 재현을 위해 복제모형으로부터 이장된 왁스를 제거한 다음 bar 구조물을 abutment screw로 고정하였고, 실험의치 조직면에 접착제를 도포한 후 light body의 실리콘 인상재(Examixfine, GC Co., Japan)를 적용하고 의치를 bar 구조물에 완전히 안착시켰다. 인상재 경화 후 의치를 철거하고 잉여 인상재를 제거한 다음, 각 실험용 의치의 기공용 아날로그들을 환자용 플라스틱 clip이나 흰색의 ERA patrix로 교환하였다.

### 3. 광탄성모형 제작

광탄성모형 제작을 위해 복제모형에 bar구조물을 abutment screw로 다시 고정하고 실리콘(Dublisil-15, Dreve dentamid GmbH, Germany)으로 인상 채득하여 주형을 제작하였다. 다음 bar 구조물을 복제모형으로부터 제거하여 임플란트 매식체를 abutment screw로 연결한 후 실리콘 주형에 재위치시키고, Araldite D-type 에폭시 레진(CY 230, Nagase CIBA Geigy Co.,Japan)과 경화제(HY951, Nagase CIBA Geigy Co.,Japan)을 10 : 0.8의 비율로 혼합하여 주입하고 중합시켜 광탄성 모형을 제작하였다. 완성된 광탄성 모형을 투과형 광탄성 실험장치(PA-420, Riken Keiki Fine instrument Co., Japan)에서 잔유응력 유무를 검사하고 잔유응력이 발생하지 않은 것을 확인한 후 다음과정을 진행하였다. 광탄성모형은 의치상의 구개부 피개 여부에 따른 응력비교를 위해 anchorage system마다 두 개씩 총 여덟 개를 제작하였다.

### 4. 하중조건과 응력 동결

보철물이 장착된 광탄성 모형을 응력동결로(PA-2S Riken Keiki Fine Instrument Co., Japan)에 넣고 50℃로 1시간 가열한다. 하중측 최후방 임플란트

로부터 20mm 떨어진 우측 제 1 대구치의 중심와에 4kg의 수직하중을 가한 후 응력동결주기를 따라 응력을 동결시켰다.

본 연구에서는 먼저 잔존치조제와 구개부를 완전히 피개하는 실험의치의 광탄성 실험이 종료된 후 각 실험의치의 구개부를 제거하고 위와 동일한 방법으로 나머지 실험을 진행하였다. 구개부는 horse-shoe 형태가 되도록 평탄한 구개와 경사진 치조제가 만나는 경계부위까지 제거되었다.

### 5. 무늬차수 계측과 비교

응력동결이 끝난 광탄성 모형을 유동파라핀과  $\alpha$ -Bromonaphthalene 혼합액에 침전시킨 후 투과형 광탄성 실험 장치에서 전체적인 응력분포를 관찰하고 사진촬영을 하였다. 임플란트를 중심으로 약 15mm 정도의 두께가 되도록 순구개측 방향으로 광탄성 모형을 절단하고 사포로 활택하게 연마한 후 각 절단 모형에서 임플란트 지지골에 나타난 응력분포를 근원심과 순구개측으로 관찰하여 가장 응력이 집중되는 부위의 무늬차수를 Null-balance Compensator (Measurement group, Photoelastic div., Vishay Co.,USA)를 이용하여 계측하고, 압축과 인장응력을 구분한 다음 사진촬영을 하였다.

## III. 결 과

실험결과 모형간의 응력분포 비교를 용이하게 하기 위하여 하중 반대측인 좌측 최후방 임플란트를 1번 임플란트로 하여 우측 최후방 임플란트를 4번 임플란트라 명하고, 모든 모형에서 응력집중이 가장 크게 일어난 하중측 최후방 임플란트 지지골에 나타난 최고무늬차수를 Table I에 비교 요약하였다.

#### 1. 제 1형: Hader bar using clips without cantilever

(가) 의치상이 구개피개를 한 모형

모든 임플란트에 나타난 최고응력은 압축응력이었으며 하중점에 인접한 4번 임플란트에서 가장 높은 2.9차의 무늬차수가 나타났고, 3번, 2번, 1번 임플란트 순으로 감소하였다.

(나) 의치상이 구개피개를 하지 않은 모형  
이 모형에서는 구개피개를 한 경우와 달리 2번, 3번, 4번 임플란트에 나타난 최고응력은 압축응력이었으며, 1번 임플란트에 나타난 최고응력은 인장응력이었고, 가장 응력이 집중된 4번 임플란트의 최고 무늬차수는 의치상이 구개를 피개하였을 때보다 증가하여 4.1차를 나타내었다.

### 2. 제 2형: cantilevered Hader bar using clips

(가) 의치상이 구개피개를 한 모형  
모든 임플란트에 압축성분의 최고응력이 나타났으며, 하중점에 인접한 4번 임플란트에서 4.5차로 가장 높은 무늬차수를 나타내었고, 제 1형에 비해 1.7차수 증가하였다.

(나) 의치상이 구개피개를 하지 않은 모형  
2번, 3번, 4번 임플란트에 나타난 최고응력은 압축응력이었고 1번 임플란트에서는 인장응력이 나타났으며 구개피개를 한 모형에 비해 모든 임플란트의 최고 무늬차수가 증가하였다. 가장 높은 최고무늬차수는 4번 임플란트에서 5.3차로 나타났으며 모든 모형 중에서 가장 높은 무늬차수를 나타내었다.

### 3. 제 3형: Hader bar using clip and ERAs

(가) 의치상이 구개피개를 한 모형  
이 모형에서도 모든 임플란트에서 압축응력이 나타났으며, 하중점에 인접한 4번 임플란트에서 가장

높은 응력이 집중되었다. 4번 임플란트에 나타난 2.5차의 최고무늬차수는 전체 anchorage system 중 가장 낮았다.

(나) 의치상이 구개피개를 하지 않은 모형  
의치상이 구개를 피개하지 않은 다른 모형과 같이 이 모형에서도 2번, 3번, 4번 임플란트에 압축성분의 최고응력, 1번 임플란트에는 인장성분의 최고응력이 나타났다. 가장 응력이 집중된 4번 임플란트의 최고무늬차수는 3.3차였으며, 구개피개를 한 경우와 같이 이 anchorage system에서 가장 낮은 무늬차수가 관찰되었다.

### 4. 제 4형: cantilevered milled-bar using swivel-latches and frictional pins

(가) 의치상이 구개피개를 한 모형  
이 모형에서도 모든 임플란트에 압축성분의 최고응력이 나타났으며, 전체적인 응력분포는 제 2형 anchorage system과 유사하였으나 가장 높은 응력이 관찰되는 4번 임플란트에서의 최고무늬차수는 4.0차로 낮게 나타났다.

(나) 의치상이 구개피개를 하지 않은 모형  
이 모형에서 역시 2번, 3번, 4번 임플란트에는 압축성분의 최고응력이 나타났으며, 1번 임플란트에서는 인장성분의 최고응력이 나타났고, 모든 임플란트에서 구개피개를 한 경우에 비해 최고무늬차수가 증가하였다. 가장 높은 최고무늬차수는 4번 임플란트에 나타난 4.5차였다.

**Table I.** Maximum stress transfer to ipsilateral distal implant

Anchorage system *	Number of fringes	
	with palatal coverage	without palatal coverage
Type 1	2.9	4.1
Type 2	4.5	5.3
Type 3	2.5	3.3
Type 4	4.0	4.5

\* Type 1 : Hader bar using clips without cantilever  
Type 2 : Cantilevered Hader bar using clips  
Type 3 : Hader bar using clips and ERAs  
Type 4 : Cantilevered milled-bar using swivel-latches and frictional pins

#### IV. 고 찰

일반적으로 임플란트와 연관된 응력연구 방법으로는 유한요소 분석법<sup>29-35)</sup>과 전기저항 스트레인 게이지법<sup>23,36,37)</sup>, 광탄성 분석법<sup>19-22,38-42)</sup> 등이 있는데, 이중 본 연구에 이용된 광탄성 분석법은 복합적인 기하학적 구조물에서 발생하는 기계적 내부 응력을 가시광의 형태로 변화시켜 응력분포 상태를 광학적으로 조사하는 방법이다. 따라서 이 분석법은 임플란트 보철물과 같은 복잡한 구조물에 의해 지지골 내에 발생하는 응력분석에 유리하며, 특히 본 연구에서는 근원심 뿐만 아니라 손측 또는 구개측 임플란트 지지골에 발생하는 응력의 위치와 크기를 자세히 관찰하기 위하여 3차원적 광탄성 응력분석을 시행하였다.

상악 전방부에 소수의 임플란트를 식립하여 overdenture를 제작할 경우 몇 개의 임플란트가 적절한가에 대해서는 이견이 있다. Lewis 등<sup>25)</sup>과 Beumer 등<sup>28)</sup>은 상악 견치부에 두 개의 임플란트를 식립하고 bar로 연결한 경우, 임플란트의 실패나 상부구조물의 실패도 거의 일어나지 않고 치료가 매우 성공적이었다고 하였으나, Williams 등<sup>43)</sup>은 임플란트로부터 적절한 유지력과 지지를 얻기 위해서는 최소한 네 개의 임플란트가 필요하다고 하였다. 한편 Mericske-stern 등<sup>44)</sup>은 임상연구를 통해 네 개의 임플란트를 이용한 상악 overdenture의 5년간 성공률이 94.2%로 비교적 높았다고 보고하면서 올바른 치료계획과 임상술식의 중요성을 강조하였다. 따라서 두 개의 임플란트만으로도 상악 overdenture 치료가 가능하겠지만, 상악 전방부의 불량한 골량과 골질, 그리고 의치의 기능성을 고려해볼 때 가능한 네 개의 임플란트를 식립하는 것이 바람직하다고 생각된다.

Overdenture에 사용되는 유지 장치들은 일반적으로 bar attachment와 stud attachment로 나뉘어 지는데, Bergendal 등<sup>45)</sup>, Engquist 등<sup>17)</sup>은 이러한 attachment의 종류가 임플란트 성공률에 영향을 주지 않았다고 보고하였다. 그러나 Quirynen 등<sup>46)</sup>은 두 개의 임플란트를 이용한 상악 overdenture에서 magnet 또는 ball attachment를 사용한 경우 과도한 변연골 흡수로 인해 평균 6.4년 동안의 절대적 성공률이 40%에 불과하였다고 하였으나, Naert 등<sup>47)</sup>은 네 개의 임플란트를 bar로 연결하고 resilient type의 attachment를 이용한 결과 평균 3년간의 성공률이

88.6%이었다고 보고하였다. 이러한 결과의 원인은 증가된 임플란트의 개수뿐만 아니라 bar attachment에 의한 임플란트 간의 고정효과 때문으로 생각할 수 있다.<sup>48)</sup> 비록 bar attachment 제작은 시간적 경제적 부담이 크기는 하지만 이러한 고정효과 외에도 임플란트 식립 방향에 대한 제약이 적고 ball attachment나 magnet에 비해 손 망실이 적기 때문에 유지관리가 용이하다는 장점이 있다.<sup>7,49)</sup>

따라서 본 연구에서는 상악 무치악 전방부에 식립된 네 개의 임플란트를 이용한 bar-overdenture 제작 시 anchorage system의 종류와 의치상의 구개피개가 임플란트 지지골에 발생하는 응력분포에 어떠한 영향을 주는 지를 알아보고자 하였다.

Jemt 등<sup>6)</sup>은 상악 임플란트 overdenture환자에서 48~258 N(평균 128N)의 교합력을, Mericske-Stern 등<sup>8)</sup>은 50-250N의 교합력을 각각 보고하였다. 이처럼 상악 임플란트 overdenture 환자의 교합력은 환자마다 매우 큰 차이를 보이고 있다. 본 연구에서는 예비실험을 통해 응력동결과정에서의 에폭시 레진 연화로 실제 교합력에 근접한 하중을 가한 경우에는 의도하지 않은 부위의 접촉이나 attachment의 이탈을 확인할 수 있었다. 따라서 등색선 무늬 관찰이 용이한 하중의 크기를 선택하여 편측으로 4kg의 수직하중을 제일 대구치 중심좌에 가하였다. 비록 하중의 크기가 작더라도 광탄성 모형의 탄성 한계 내에서는 응력의 크기는 하중에 비례하고 하중의 변화는 응력분포 양상에 큰 차이를 일으키지 않기 때문에, 일정 하중조건하에서 모형간 응력비교에는 큰 문제가 없을 것으로 생각된다.

본 연구결과 모든 광탄성 모형에서 하중측 최후방 임플란트에 가장 큰 응력이 집중되었는데 이는 다른 연구와 일치하는 결과이다.<sup>19-21)</sup> 한편 각 임플란트에서 최고 무늬차수가 발생한 부위는 모두 임플란트 근단부였다. 그러나 실제 환자의 악골과 같이 피질골과 해면골을 구분하여 실험한 광탄성<sup>50)</sup> 또는 유한요소 연구들<sup>51-53)</sup>에서는 골능 피질골에 응력집중이 가장 크게 일어나는 것으로 보고 되고 있다. 따라서 본 실험의 근단부 응력집중은 광탄성 모형이 한 가지 레진으로 구성되어 있어 나타난 결과로 실제 상황과는 응력분포 양상에 차이가 있기 때문에 본 연구결과는 모형간의 응력크기 비교를 위한 제한적 의미만 가질 뿐이다.

구개부 피개유무에 관계없이 후방 cantilever bar가 없는 제 1형에 비해 제 2형과 제 4형에서 최후방 임플란트에 발생한 최고 무니차수가 증가하였다. 이는 최후방 임플란트의 원심축으로 설계된 cantilever bar에 의한 굽힘 모멘트 발생과 후방 의치상의 지지면적 감소 때문이다. Zitzmann과 Scharer<sup>54)</sup>는 임플란트 사이에 attachment를 위치시킬 만한 공간이 없는 경우를 제외하고는 가능한 cantilever상에 attachment를 위치시켜서는 안 된다고 주장하였으며, Kim 등<sup>21)</sup>은 overdenture의 운동을 허용하지 않는 anchorage system에서는 가능한 cantilever의 길이를 최소화하여 하중을 임플란트 사이로 전달시키고 잔존치조제로부터 더 많은 지지를 얻는 것이 응력분산에 유리하다고 하였다.

그러나, 후방 cantilever가 없는 bar의 경우에는 임플란트로 전달되는 하중이 감소하는 반면 의치의 유지력과 안정성이 저하될 수 있다. 제 1형의 경우 예비실험 과정 중 하중이 커질수록 다른 모형에 비해 의치가 쉽게 탈락하는 것이 관찰되었고, 김 등은 제 1형과 같이 후방 cantilever가 없고 clip간의 거리가 좁은 경우에는 의치의 유지력과 안정성이 빨리 저하될 수 있으며 잔존치조골의 흡수로 의치상이 적절한 지지를 받지 못하게 되면 attachment의 파손이 일어날 가능성이 높다고 지적하였다. 따라서 제 1형과 같은 조건에서는 attachment부위를 제외한 bar의 측면을 milling하고 이 bar상에 적합이 좋은 의치상 금속구조물을 제작하여 수평력이나 모멘트에 대한 저항성을 높이는 방법이 필요하다.<sup>21,52,55)</sup> 이러한 의치상 금속구조물은 의치의 안정성 증가뿐만 아니라 의치파절을 예방하는데도 큰 도움을 준다.

플라스틱 clip과 ERA를 이용한 제 3형에서는 의치에 하중이 가해지면 전방 clip은 회전하고 후방 ERA는 0.3~0.4mm 수직운동을 허용함으로써 후방 지지조직으로 전달되는 하중은 증가하는 반면 임플란트로 전달되는 하중이 감소된다. 따라서 이러한 anchorage system의 운동허용으로 인해 하중측 최후방 임플란트에 집중된 응력의 크기가 구개부피개 유무에 관계없이 anchorage system 중 가장 작게 나타났으며, 또한 각 임플란트 간의 응력차이도 가장 적은 매우 양호한 응력분포 양상을 나타내었다. 따라서 식립된 임플란트의 개수가 제한적이거나 길이가

짧은 경우, 또는 골질이 불량한 경우에는 가능한 구개피개를 넓게하고 resilient attachment를 선택하는 것이 과부하로 인한 실패를 줄일 수 있는 바람직한 방법이라고 생각된다.<sup>21,28,47)</sup>

제 4형은 제 2형과 같은 길이의 cantilever를 갖고 있기 때문에, 전체적인 응력분포는 유사하지만 하중측 최후방 임플란트에 발생한 응력의 크기는 감소하였다. 이는 플라스틱 clip이 전적으로 유지, 안정 및 지지를 담당하는 제 2형에 비해 milling된 bar와 의치내 금속구조물이 부가적인 유지력과 안정성을 제공할 뿐 아니라 강성이 크고 연결고정 효과가 우수하기 때문에 bending moment를 감소시켜 균일한 하중분산 효과를 얻을 수 있었기 때문이라고 생각된다.<sup>21,37,56)</sup>

한편 본 실험 결과로부터 anchorage system의 설계와 함께 의치상의 피개정도가 응력분포에 영향을 줄 수 있음을 알 수 있다. 모든 anchorage system에서 의치상 구개부를 제거한 경우 가장 응력이 집중된 하중측 최후방 임플란트의 최고무니차수가 구개피개를 한 모형보다 증가하였다. 이러한 결과는 예상한 것처럼 의치상 지지면적이 감소함에 따라 임플란트로 전달된 하중의 크기가 증가하였음을 의미한다. 또한 의치상 구개부를 제거한 모형에서는 구개피개 모형과 다르게 반대측 최후방 임플란트에서는 인장응력이 나타났다. 이러한 응력분포의 변화는 의치상 구개부를 제거함으로써 의치의 안정성이 저하되어 하중측 반대편에 의치를 탈락시키려는 힘이 작용했기 때문이다. 따라서 본 연구조건과 같은 임플란트 overdenture 제작 시에는 가능한 의치상 피개면적을 크게 하는 것이 임플란트로 전달되는 과부하 예방에 도움이 될 뿐만 아니라 의치 안정성을 향상시켜 의치의 기능성이나 편안감을 높이고 attachment의 손상을 감소시키는 바람직한 방법이라 생각된다. 이와 아울러 의치장착 후 잔존 치조제와 의치상간의 긴밀한 접촉을 지속적으로 유지하기 위한 주기적 검사와 재이장에 주의를 기울여야 할 것이다.

의치상 구개부 제거에 따른 하중측 최후방 임플란트의 응력증가 양상을 보면 후방 cantilevered bar가 없는 제 1형에서 가장 큰 응력 증가를 나타냈는데, 이러한 결과는 제 1형과 같은 anchorage system은 후방 잔존 치조제나 구개부로부터 많은 지지를 받는

다는 것을 의미한다. 이와는 다르게 제 1형과 같이 후방 잔존치조제나 구개부로부터 많은 지지를 받고 있다고 추측되는 제 3형에서는 응력 증가가 작게 나타났는데, 그 원인은 의치의 운동을 허용하는 resilient type의 attachment를 사용했기 때문으로 생각되며 anchorage system의 설계에 따라 의치상 피개 정도가 응력 분포에 미치는 영향이 달라진다는 것을 알 수 있다. 한편 후방의 cantilever bar가 있는 제 2형과 제 4형 역시 제 1형에 비해 작은 응력 증가를 보였는데, 이러한 anchorage system에서는 후방 cantilever bar로 인해 하중의 상당부분이 임플란트로 전달되기 때문에 의치상의 지지면적 변화가 전체적인 응력분포에 미치는 영향이 적었다고 생각된다. 또한 제 4형에서는 앞서 언급한 바대로 bar 두께 증가로 인한 굽힘 저항성 및 연결고정 효과의 향상, 그리고 bar와 의치 금속구조물에 의한 의치의 유지력과 안정성 증가로 제 2형보다 응력 증가가 작게 나타난 것으로 보인다.<sup>21,37,56)</sup>

마지막으로 본 연구 조건하에서 anchorage system의 종류와 의치상 구개부 피개 유무가 하중전달에 미치는 영향을 비교하여 보면, 물론 의치상 피개 정도에 따라 응력분포는 달라질 수 있겠지만, anchorage system의 종류가 의치상 구개부 피개보다 영향이 더 큰 것으로 나타났다. 연구결과에서 볼 수 있듯이 의치상 구개부를 피개하지 않은 제 3형의 하중측 최후방 임플란트에 나타난 최고 응력의 크기는 구개부를 피개한 제 2형과 제 4형에 비해 작게 나타났다. 이는 상악 overdenture 설계 시 임플란트로 전달되는 과부하를 예방하기 위해서는 우선적으로 적절한 anchorage system이 선택되어야 하고, 다음으로 의치상 피개 면적을 증가시키는 것이 필요하다는 것을 시사하고 있다고 생각한다.

본 연구에서 이용된 광탄성 응력분석법은 실제와 유사한 실험 모형이나 조건을 재현하지 못한 한계성을 갖고 있다. 따라서 본 연구결과는 한정된 실험조건하에서 상악 임플란트 overdenture의 bar 설계와, 구개부 및 후방 잔존치조제의 의치상 지지가 하중전달에 미치는 영향을 개략적으로 파악하고 상호 비교함으로써 생역학적 관점에서의 기초적인 임상지침을 제시한 정도로만 해석되어야 할 것이다.

상악 무치악 전방부에 식립된 네 개의 임플란트를 이용하여 상악 bar overdenture를 제작할 경우 anchorage system(제 1형: Hader bar using clips, 제 2형: cantilevered Hader bar using clips, 제 3형: Hader bar using clip and ERA attachments, 제 4형: cantilevered milled-bar using swivel-latches and frictional pins)과 의치상 구개부 피개가 하중전달에 미치는 영향을 알아보기 위하여, 제 1대 구치 편측 하중 시 임플란트 지지골 내 응력분포 양상을 삼차원 광탄성 응력분석법으로 비교분석하였다.

이상의 연구 조건으로부터 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Anchorage system의 종류나 구개부 피개 여부에 관계없이 하중측 최후방 임플란트 지지골에 가장 높은 응력이 발생하였다.
2. 하중측 최후방 임플란트 지지골에 발생한 최고응력은 구개부가 의치상으로 피개된 경우나 피개되지 않은 경우 모두 제 3형에서 가장 작았고, 제 1형, 제 4형, 그리고 제 2형의 순으로 증가하였다.
3. 구개부가 의치상으로 피개된 경우 모든 임플란트에 압축응력이 발생하였으나, 구개부가 피개되지 않은 경우에는 하중 반대측 최후방 임플란트에 인장응력이 발생하였다.
4. 모든 anchorage system에서 구개부가 의치상으로 피개되지 않은 경우 하중측 최후방 임플란트 지지골에 더 높은 응력이 집중되었다.
5. 전체적으로 anchorage system의 종류가 의치상 구개부 피개 여부보다 하중 전달에 미치는 영향이 더 큰 것으로 나타났다.

이상의 결론을 종합해보면, 상악 무치악 환자의 bar overdenture 치료 시 식립된 임플란트의 개수가 제한적이거나 길이가 짧은 경우, 또는 골질이 불량한 경우에는 resilient type의 attachment를 사용하거나 후방 cantilever bar의 길이를 최소화하는 것이 바람직하며, 이와 아울러 가능한 의치상 구개부를 피개하는 것이 응력분산에 유리하다고 생각된다.

## 참고문헌

1. Zitsmann NU, Marinello CP. Treatment plan for restoring the edentulous maxilla with implant-supported restorations: removable overdenture versus fixed partial denture design. *J Prosthet Dent* 1999; 82:188-96.
2. de Gradmont P, Fein JS, Tache R, Boudrias P, Donohue WB, Tanguay R, Lund JP. Within-subject comparisons of implant-supported mandibular prostheses: psychometric evaluation. *J Dent Res* 1994;73(5): 1096-104.
3. Fein JS, de Gradmont P, Boudrias P, Brien N, LaMarche C, Tache R, Lund JP. Within-subject comparisons of implant-supported mandibular prostheses: choice of prosthesis. *J Dent Res* 1994; 73(5):1105-11.
4. Kramer A, Weber H, Benzing U. Implant and prosthetic treatment of the edentulous maxilla using a bar-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7: 251-5.
5. Smedberg JI, Lothigius E, Bodin I, Frykholm A, Nilner K. A clinical and radiological two-year follow-up study of maxillary overdentures on osseointegrated implants. *Clin Oral Impl Res* 1993;4:39-46.
6. Jemt T, Book K, Karlsson S. Occlusal force and mandibular movements in patients with removable overdentures and fixed prostheses supported by implants in the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8:301-8.
7. Naert I, Quirynen M, Theuniers G, van Steenberghe D. Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. *J Prosthet Dent* 1991;65:671-80.
8. Mericske-stern R, Venetz E, Faharlander F, Burgin W. In vivo Force measurements on maxillary implants supporting a fixed prosthesis or an overdenture: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2000;84:535-47.
9. Goodcare CH, Kan JYK, Rungcharasseng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999; 81:537-52.
10. Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:129-34
11. Jhons RB, Jempt T, Heath MR, Hutton JE, McKenna S, Mcnamara DC, von Steenberghe D, Taylor R, Watson R, Herrmann I. A multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:513-22.
12. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in the edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degree of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:303-11.
13. Jemt T, Chai J, Harnett J, Heath MR, Hutton JE, Johns RB, McKenna S, McNamara DC, von Steenberghe D, Taylor R, Watson R. A 5-year prospective Multi follow-up report on overdenture supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:291-8.
14. Hutton JE, Heath MR, Chai JY, Harnett J, Jemt T, Jhons RB, Mcnamara DC, van Steenberghe D, Taylor R, Watson R, Herrmann I. Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *Int J Oral Maxill-*

- ofac Implants 1995;10:33-42.
15. Zitzmann NU, Mrinello CP. Treatment outcomes of fixed or removable implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. Part II. Clinical findings. *J Prosthet Dent* 2000;83:434-42.
  16. Desjardin RP. Prosthetic design for osseointegrated implants in the edentulous maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:311-20.
  17. Sadowsky SJ. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. *J Prosthet Dent* 1997;78:28-33.
  18. Chan MFWY, Narhi TO, de Baat C, Kalk W. Treatment of the atrophic edentulous maxilla with implant-supported overdentures: a review of the literature. *Int J Prosthodont* 1998;11:7-15.
  19. Sadowsky SJ, Caputo AA. Effect of anchorage system and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent* 2000;84:327-34.
  20. Kang JM, Vang MS. Photoelastic stress analysis on the mandible caused by implant overdentures. *J Korean Acad Prosthodont* 1994;32:327-53.
  21. Kim JY, Jeong CM. Effect of anchorage systems on load transfer with mandibular implant overdentures: A three-dimensional photoelastic stress analysis. *J Korean Acad Prosthodont* 2002;40:507-24.
  22. Shin KH, Jeong CM, Jeong YC, Hwang HS. A three dimensional photoelastic stress analysis of implant supporting bone tissue according to design of attachments used for mandibular overdenture using two osseointegrated implants. *J Korean Acad Prosthodont* 1996;34:31-69.
  23. Cho HW, Kwon JH, Lee WY. A stress analysis of the implant supported overdenture using strain gauge. *J Korean Acad Prosthodont* 1993;37:93-103.
  24. Palmqvist S, Sondell K, Swartz B. Implant-supported maxillary overdentures: outcome in planned and emergency cases: *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:184-90.
  25. Lewis S, Sharma A, Nishimura R. Treatment of edentulous maxillae with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1992;68:503-8
  26. de Albuquerque Jr. RF, Lund JP, Tang L, Larivee J, Gauthier G, Feine JS. Within-subject comparison of maxillary long bar implant-retained prostheses with and without palatal coverage: patient-based outcomes. *Clinic Oral Impl Res* 2000;11:555-65.
  27. Zitzmann NU, Marinello CP. Implant-supported removable overdentures in the edentulous Maxilla: clinical and technical aspects. *Int J Prosthodont* 1999;12:385-90.
  28. Beumer III J, Hamada MO, Lewis S. A Prothodontic Overview. *Int J Prosthodont* 1993;6:126-30.
  29. Sertgöz A, Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent* 1996; 76:165-9.
  30. Kim JH, Chang CH, Cho KI. A finite element analysis of mandibular stress and denture movement induced by overdentures. *J Korean Acad Prosthodont* 1990;28:63-94.
  31. Jeong CM, Lee HY. A finite element stress analysis of the stress distribution and short absorption in an osseointegrated implant-natural teeth supported fixed partial denture. *J Korean Acad Prosthodont* 1992;30:582-606.
  32. Kim JH, Jeong CM, Jeong YC, Lim OK.

- Effect of development of supporting bone and mechanical property of implant abutment on stress distribution at osseointegrated interface in mandibular posterior fixed prostheses using implant: A finite element analysis *J Korean Acad Stomat Occ* 1998;14:199-212.
33. Kim DW, Kim YS. A study on osseointegrated prosthesis using three dimensional finite element method. *J Korean Acad Prosthodont* 1991;29:167-213.
  34. Lee DO, Chung CH, Cho KZ. A study on dimensional finite element analysis on stresses according to the curvature of arch and placement of implants. *J Korean Acad Prosthodont* 1995;33:98-129.
  35. Yang SI, Chung CH. The three dimensional finite element analysis of the bone anchored fixed prosthesis according to the load condition. *J Korean Acad Prosthodont* 1995;33:780-806.
  36. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:188-98.
  37. Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jorneus L. In vivo load measurements on osseointegrated implant supporting fixed or removable prosthesis: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:413-7.
  38. Gross MD, Nissan J, Samuel R. Stress distribution around maxillary implants in anatomic photoelastic models of varying geometry. Part I. *J Prosthet Dent* 2001;85:442-9.
  39. Gross MD, Nissan J, Samuel R. Stress distribution around maxillary implants in anatomic photoelastic models of varying geometry. Part II. *J Prosthet Dent* 2001;85:450-4.
  40. Kim YI, Chung CH, Cho KZ. Photoelastic analysis of stress induced by fixed prostheses with rigid or nonrigid connection between natural tooth and osseointegrated implant. *J Korean Acad Prosthodont* 1993;31:271-300.
  41. Bae HS, Cho SA. A photoelastic study of stress distributions around supporting bone tissues of implants depending upon the length of implant fixtures supporting fixed bridges. *J Korean Acad Prosthodont* 1992;30:611-20.
  42. Chung CH, Chang DI. Photoelastic analysis of stress induced by different type endosseous implants. *J Korean Acad Prosthodont* 1993;31:661-7.
  43. Williams BH, Ochiai KT, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA. Retention of maxillary implant overdenture bars of different designs. *J Prosthet Dent* 2001;86:603-7.
  44. Mericske-Stern R, Oetterli M, Kiener P, Mericske E. A follow-up study of maxillary implants supporting an overdenture: clinical and radiographic results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:678-86.
  45. Bergendal T, Engquist B. Implant-supported overdentures: A longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:253-62.
  46. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in Branemark system. *Clin Oral Implant Res* 1992;3:104-11.
  47. Naert I, Gizanni S, van Steenberghe D. Rigidly splinted implants in the resorbed maxilla to retain e hinging overdentures: a series of clinical reports for up to 4 years. *J Prosthet Dent* 1998;79:156-64.
  48. Mericske-Stern R, Piotti M, Sirtes G. 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures.

- Clin Oral Impl Res 1996:387-96.
49. Walton JN, MacEntee MI, Glick N. One-year prosthetic outcomes with implant overdentures: A randomized clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:391-8.
50. Jeong CM, Caputo AA, Wylie RS, Son SC, Jeon YC. Bicortically stabilized implant load transfer. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:59-65.
51. Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F. Stress distribution around dental implants: Influence of superstructures, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent* 1992;68:96-102.
52. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:369-76.
53. Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F. Locations of implants in interforaminal region of the mandible and consequences for the design of the superstructure. *J Oral Rehabil* 1994;21:47-56.
54. Zitzmann NU, Scharer P. Oral rehabilitation with dental implants: Clinical compendium, vol III, KBM, Zurich, Switzerland, 1997, p.25, 97.
55. Kiener P, Oetterli M, Mericske E, Mericske-Stern R. Effectiveness of maxillary overdentures supported by implants: maintenance and prosthetic complications. *Int. J Prothodont* 2001;14:133-40.
56. Davodi A, Nishimura R, Beumer III J. An implant-supported fixed-removable prosthesis with a milled tissue bar and Hader clip retention as a restorative option for the edentulous maxilla. *J Prosthe Dent* 1997;78:212-7.

---

**Reprint request to:**

**Young-Chan Jeon**, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Pusan National University  
1-10 Ami-dong, Seo-gu, Pusan, 602-739, Korea  
joenyc@hanmir.com

## ABSTRACT

# EFFECT OF ANCHORAGE SYSTEMS AND PALATAL COVERAGE OF DENTURE BASE ON LOAD TRANSFER WITH MAXILLARY IMPLANT-SUPPORTING OVERDENTURES : A THREE-DIMENSIONAL PHOTOELASTIC STRESS ANALYSIS

Hong-Ji Je, D.D.S., M.S.D.\* ,Young-Chan Jeon, D.D.S., M.S.D., Ph.D.\* ,  
Chang-Mo Jeong, D.D.S.,M.S.D.,Ph.D.\* , Jang-Seop Lim, D.D.S., M.S.D., Ph.D.\* ,  
Jai-Sug Hawong, Ph.D.\*\*

*Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Pusan National University\**  
*School of Mechanical Engineering, Yeungnam University\*\**

**Purpose:** The purpose of this study was to determine the effect of anchorage systems and palatal coverage of denture base on load transfer in maxillary implant-supported overdenture.

**Material and methods:** Maxillary implant -supported overdentures in which 4 implants were placed in the anterior region of edentulous maxilla were fabricated, and stress distribution patterns in implant supporting bone in the case of unilateral vertical loading on maxillary right first molar were compared with each other depending on various types of anchorage system and palatal coverage extent of denture base using three-dimensional photoelastic stress analysis. Two photoelastic overdenture models were fabricated in each anchorage system to compare with the palatal coverage extent of denture base, as a result we got eight models : Hader bar using clips(type 1), cantilevered Hader bar using clips(type 2), Hader bar using clip and ERA attachments(type 3), cantilevered milled-bar using swivel-latches and frictional pins(type 4).

### **Result:**

1. In all experimental models, the highest stress was concentrated on the most distal implant supporting bone on loaded side.
2. In every experimental models with or without palatal coverage of denture base, maximum fringe orders on the distal ipsilateral implant supporting bone in an ascending order is as follows: type 3, type 1, type 4, and type 2.
3. Each implants showed compressive stresses in all experimental models with palatal coverage of denture base, but in the case of those without palatal coverage of denture base, tensile stresses were observed in the distal contralateral implant supporting bone.
4. In all anchorage system without palatal coverage of denture base, higher stresses were concentrated on the most distal implant supporting bone on loaded side.
5. The type of anchorage system affected in load transfer more than palatal coverage extent of the denture base.

**Conclusion:** To the results mentioned above, in the case of patients with unfavorable biomechanical conditions such as not sufficient number of supporting implants, short length of the implant, and poor bone quality, selecting a resilient type attachment or minimizing the distal cantilevered bar is considered to be an appropriate method to prevent overloading on implants by reducing cantilever effect and gaining more support from the distal residual ridge.

---

**Key words :** Maxillary implant-supporting overdenture, Anchorage system, Palatal coverage of denture base, Load transfer