

임플란트 피개의치에서 지대주와 골의 변형률에 관한 연구

김명석¹ · 허성주² · 박재영^{3*} · 김성균³

서울대학교 치과대학 보철학교실, ¹대학원생, ²교수, ³부교수

연구목적: 임플란트 피개의치에서 연결고정형과 비연결고정형 보철물 지대주와 골의 변형률을 비교하고 임플란트 식립 경사에 따른 변형률을 비교 분석하고자 하였다.

연구 재료 및 방법: 2개의 아르릴릭 레진 모형의 좌측과 우측 견치 부위에 2개의 외부연결형 임플란트를 각각의 모형에 식립하였다. 한 모형에는 두 개의 임플란트를 평행하게 식립하였고, 다른 모형에는 순측과 설측으로 10도의 이개도 (divergence)를 가지게 임플란트를 식립하였다. 모형에서 바를 이용한 연결고정형 지대주와 볼을 이용한 비연결고정형 지대주를 고정체에 번갈아 연결하고, 각각의 경우 대응하는 유지장치가 부착된 피개의치를 제작하여 지대주 상에 안착시켰다. 전기저항 스트레인 게이지 (strain gauge)를 이용하여 피개의치에 100 N에서 200 N의 부하를 가하였을 때 지대주와 가상골 표면의 변형률 (strain)을 측정하였다.

결과 및 결론: 측정된 값들을 통계분석하여 얻은 결과는 다음과 같다.

바를 이용한 연결고정형 보철물은 비연결형 보철물 보다 높은 변형률 값을 보였다. 그러나 방향은 주로 압축력이었으며 부하는 분산되었다 ($P < .05$). 볼을 이용한 비연결고정형 보철물은 연결고정형보다 낮은 변형률 값을 보였다 ($P < .05$). 순측경사된 임플란트에서는 비연결고정형 보철물이 연결고정형 보철물보다 더 높은 변형률 값을 보였다. 설측경사된 임플란트는 순측경사된 임플란트보다 낮은 변형률을 보였다 ($P < .05$). 임플란트가 평행하게 식립된 경우보다 평행하지 않게 식립된 경우 지대주와 가상골의 변형률 값이 더 높았다 ($P < .05$). (대한치과보철학회지 2009;47:222-31)

주요단어: 임플란트, 피개의치, 지대주, 골, 변형률, 연결고정

서론

하악 무치악 보철치료에서 기존의 총의치는 의치의 지지와 안정성, 그리고 저작력에서 불리한 조건을 가지는 경우가 많았다. 임플란트를 이용하여 하악 무치악을 치료하는 술식이 Brånemark에 의해 시도되었고, 좋은 임상 결과들을 그동안 보여왔다. 우수한 임상적 결과에도 불구하고 무치악 임플란트 치료는 아직 많은 실험적, 임상적 연구에 기반한 과학적 증거들이 필요한 실정이다. 그러나, 무치악 치료에서 고정성 보철이 항상 가능한 것은 아니고, 또한 항상 바람직한 것도 아니다. 고정성 보철이 힘든 경우도 있고, 가철성 보철이 더 우수한 임상 결과를 보일 수도 있다. 무치악 환자의 경우 잔존골이 부족하거나 사회경제적 상태가 좋지 않은 경우가 많아 소수의 임플란트를 이용하여 상부 구조물을 제작해야 하는 경우가 많은 실정이다.

피개의치는 자연치에서도 사용될 수 있지만 치아우식과 치주질환의 위험이 커서 크게 활용되지 못하다가 임플란트의 등장과 더불어 다시 주목을 받고 있다. 그 형태도 바 (bar)를 사용하여 지대주를 연결고정하는 방식이

주로 사용되었으나 현재는 다양한 비연결고정형 유지장치 등이 출시되어 사용되고 있다. 비연결고정형 유지장치로는 볼 (ball attachment), 자석 (magnet attachment), 텔레스코프 (telescope attachment) 등이 있다. 자석 유지장치의 경우는 임플란트가 측방압을 거의 받지 않으나 부식과 마모의 위험성이 있고 의치의 수평적 안정성이 떨어져서 환자의 만족감이 낮으며, 텔레스코프 유지장치는 의치의 운동이 제한되어 임플란트에 가해지는 응력이 가장 큰 것이 단점으로 보고되었다.² 고정성 보철물에 비해 피개의치는 장축방향의 힘이 감소되고 굽힘 모멘트 (bending moment) 증가하므로 구치부 무치악 치조제에서 지지를 받을 수 있게 어느 정도의 후방 의치회전운동을 허용하는 유지장치가 필요하다.³

임플란트 피개의치에서 의치 유지 장치의 선택은 1980년대부터 20여년 간 논쟁이 되어왔다. 유지 장치의 선택 기준은 유지력, 저작효율, 환자 만족도, 비용, 응력, 크기, 수명 등이 고려될 수 있다. 치조제의 흡수로 인한 의치상의 재이장 (relining)이나, 유지장치의 손상으로 인한 교체를 감수하고라도 일단 식립된 임플란트의 골유착은 유지되어야 하므로 고정체와 골유착 계면에 전달되는 응

교신저자: **박재영**

110-749 서울 종로구 연건동 28 서울대학교 치과대학 치과보철학 교실 02-2072-3027; e-mail, young21c@snu.ac.kr

원고접수일: 2009년 3월 25일 / 원고최종수정일: 2009년 4월 1일 / 원고채택일: 2009년 4월 13일

력은 치과의사의 주된 관심사라 할 수 있다. 따라서 적절한 유지장치는 기계적, 생물학적 지지구조에 균등한 응력의 분산이 가능해야 한다.⁴

임플란트에 전달되는 응력을 최소로 하면서도 적절하게 기능하기 위한 임플란트 수와, 연결고정의 필요성은 오랜 논쟁거리가 되어왔으며, 다수의 임플란트를 식립함에 따라 임플란트 지지는 증가하나 유지력과 안정성은 이에 비례해 유의성 있게 증가하지 않기에 2개로 충분하다는 주장들이 있다.^{5,8} 특히, 하악의 경우는 상악과 달리 의치의 회전이 더 많이 일어날 수 있으므로 전방부에만 임플란트를 식립하는 피개의치가 좋은 치료방법이 될 수도 있다.

van Steenberghe 등은 하악 무치악 치료에서 6개의 임플란트를 심는 대신 소수의 임플란트를 이용한 피개의치를 추천하였다.⁷ McGill consensus에서도 하악 무치악의 치료에서 2개의 임플란트를 이용한 피개의치를 치료의 표준으로 규정하기도 하였다.^{9,10} 이러한 이유로 하악 총의치에는 임플란트 피개의치는 최선의 선택이라는 의견들이 제시되고 있다.¹¹ 그러나 구치부 치조제의 보존이라는 측면에서 보면 4개 이상의 임플란트 식립이 2개의 임플란트를 식립하고 완압성 피개의치를 하는 것보다 유리할 수도 있다.

전통적으로 피개의치를 위한 임플란트들은 상호 평행하게 식립될 것이 추천되어져 왔다.¹² 그러나 실제 임상에서는 하치조 신경관 같은 해부학적 제한이나 골의 형태 때문에 평행하게 식립되지 못하는 경우가 많다. 또한 임플란트가 평행하지 않은 경우에는 볼과 같은 비연결형 단독 유지장치가 사용되어서는 안 된다는 의견들이 있어 왔다.¹³⁻¹⁵ 바 (Bar)를 이용한 임플란트의 연결고정은 특히 임플란트의 배열위치가 잘못되어 있거나 서로 평행하지 않은 경우에 널리 사용되어 왔다.¹⁶ 그러나 이것은 과학적 근거에 기반하기 보다는 경험에 의존하는 경우가 많았다. 경사가 다른 임플란트들에서 바를 이용한 연결고정이 이 문제를 해결할 수 있다고 인식되고 있으나, 비연결고정형 유지장치도 경사가 다른 임플란트들에서 사용될 수도 있다.¹² 임플란트 자체의 장축보다는 임플란트 지대주에 대응되는 보철물의 삽입로가 보철물의 안착에 보다 중요하다.¹⁷ 그러나 만약 이 음형부분 내에서 유지장치의 볼과 소켓의 회전이 일어날 수 없다면 비연결고정형 유지장치로는 고정체의 비평행성을 보상할 수 없을 것이다.¹² 바는 의치의 수직공간을 더 많이 필요로 하며, 악궁이 좁은 경우에는 많은 응력이 임플란트로 집중되기 쉽고, 기공과정이 보다 복잡하고 비용도 많이 든

다. 또 한 개의 임플란트가 골유착을 상실한 경우에는 다른 건전한 임플란트에도 악영향이 갈 수 있으며, 위생관리의 어려움으로 바 하방의 점막이 과증식할 위험도 크다.¹⁸

2개의 임플란트를 이용한 피개의치에서 연결고정형과 비연결고정 독립형 간의 응력비교 실험들은 상충되는 결과들을 보이고 있다. Menicucci 등은 4개의 임플란트를 식립했을 경우 바의 클립이 볼보다는 항상 근심쪽에 위치하게 되어 응력의 분포가 균일하지 않음을 유한요소분석법으로 입증하였다.¹⁹ 또한 하악에 2개의 임플란트를 식립한 피개의치에서 볼을 이용하는 것이 바로 연결고정한 것보다 양측 점막으로의 부하전달이 균일하여 임플란트로의 과부하를 줄일수 있음을 스트레인 게이지 분석을 통해 설명하였다.²⁰ 이 경우 바를 이용한 연결고정의 경우 임플란트로의 부하전달이 더 많았고, 비작업측 점막으로의 부하전달은 적게 일어났다. Kenney 등도 광탄성응력분석 (photoelastic analysis)으로 바의 경우에 응력이 더 많이 발생함을 보여주었다.²¹ Meijer 등도 또한 골흡수가 심한 하악골의 힘에 의한 힘을 줄이기 위해서는 비연결고정형의 유지장치가 적절하다고 하였으며, 특히 악궁이 좁은 경우와 임플란트가 설측으로 경사식립된 경우에 볼 (Ball) 유지장치가 더 바람직하다고 하였다.²²

이에 반하여 Merickske-Stern 등은 *in vivo* 연구에서 견고한 바로 연결 고정하는 것이 부하 공유에 기여한다고 하였다.²³ 바를 사용할 경우도 견고한 형태와 가동성 완압형 중에서 선택 여부도 논쟁거리이다.^{24,25} Chao 등은 임플란트와 피개의치의 연결방식보다는 교합력의 방향이 더 중요하다고 보았고, 바를 사용한 것과 그렇지 않은 것 사이에 응력차이를 발견하지 못하였다.²⁶

Sadowsky와 Caputo는 하악 전방부에 4개의 임플란트를 식립하고 유지장치에 따른 응력전달의 차이를 비교한 결과 의치상의 접촉이 긴밀하다면 응력차이는 없다고 보고하였다.²⁷

이번 실험에서는 앞에서 언급한 다양한 의견을 참고하여 바를 이용한 연결고정형 피개의치와 볼을 이용한 독립형 유지장치 피개의치에서 지대주와 하부 순측골에 전달되는 응력의 크기와 성질을 비교하고자 하였다. 2개의 임플란트가 평행하게 식립된 경우와 순설로 10도의 이개도를 가지고 식립된 경우를 상정하여 어떠한 보철수복물이 더 바람직한지도 비교해 봄으로써 임상에서 유지장치의 선택에 참고가 되는 결과를 알아보하고자 하였다.

연구 재료 및 방법

1. 가상악골과 의치의 제작

아크릴릭 레진으로 제작된 2개의 하악 무치악 모형 (Vertex SC, Dentimex, Zeist, Netherlands)을 사용하여 좌측과 우측의 견치부위에 직경 4 mm, 길이 13 mm의 외부 연결형 임플란트 (US II, Osstem, Seoul, Korea)를 중심간 거리가 22 mm 되도록 식립하였다. 하악골은 균질의 등방성을 가진 물체로 가정하였다. 첫 번째 모형에는 2개의 임플란트를 평행하게 식립하고, 두 번째 모형에는 우측은 설측으로 5도, 좌측은 순측으로 5도의 경사를 주어 식립하였다. 임플란트의 이개도를 부여할 때는 무치악 모형을 서베이어에 올려 놓고 경사를 주어가며 밀링 머신으로 식립부위를 삭제하였다. 골유착을 모사하기 위해 임플란트 표면과 모형사이에 Duralay 레진 (Dental Manufacturing Co, Worth, Ill)을 주입하여 경화시켰다.

금 실린더에 부착된 패턴을 주조하여 제작된 Hader Bar (REF 99-531000, Attachment international, San Mateo, CA, USA)와 기성품 볼 (US O-ring Abutment Set, Osstem, Seoul, Korea)을 임플란트에 번갈아 연결시켰고, 이에 대응하는 클립 (clip)과 링 (O-Ring)이 부착된 임플란트 피개의치를 모형마다 제작하였다. 지대주는 제조사가 권장하는 토크 (32 N/cm)로 전용 드라이버를 사용하여 고정체에 연결하였다. 인상용 퍼티 (Exafine, GC, Tokyo, Japan)를 이용하여 4개의 의치들이 외형상으로는 같은 크기와 인공치 배열을 가지게 하였다. 의치가 제작된 이후 하악의 구치부를 2 mm 가량 삭제하고 실리콘 (Gi-Mask, Coltene AG, Altstätten, Switzerland)을 부착하여 구치부 치조제를 모사하였다. 대합치는 총의치로 가정하여 상악 무치악 모형 2개에서 각각 총의치를 제작하고 이 두 모형도 index를 이용해 같은 크기와 인공치 배열을 가지도록 제작하였다. 따라서 다음과 같이 네 군으로 구분하였다.

- 1군: 평행하게 임플란트가 식립된 모형상의 바 연결고정형 피개의치 (Splint / Parallel)
- 2군: 평행하게 임플란트가 식립된 모형상의 볼 단독형 피개의치 (UnSplint / Parallel)
- 3군: 평행하지 않게 임플란트가 식립된 모형상의 바 연결고정형 피개의치 (Splint / UnParallel)
- 4군: 평행하지 않게 임플란트가 식립된 모형상의 바 단독형 피개의치 (UnSplint/UnParallel)

2. 스트레인 측정

스트레인 게이지 (120 Ω ; gauge length 5.5 mm; KFG-1-120-C1-11, Kyowa, Japan)를 cyanoacrylate (M-Bond200, Vishay Micro-Measurements, Raleigh, USA)를 이용하여 바에서 좌우 원심측 (우측은 Channel 1, 좌측은 Channel 6)과 순측 (우측은 Channel 3, 좌측은 Channel 4)에 4개씩 부착하고, 볼에서도 실린더의 원심측과 순측에 4개씩 부착하였다. 또한 식립된 임플란트들의 순측 (우측은 Channel 2, 좌측은 Channel 5) 치조정 하방 2 mm에도 부착하였다 (Fig. 1-4).

게이지는 터미널을 거쳐서 bridge box (CTB-100, Curiosity Technology, Seoul, Korea)로 연결되었다. 게이지의 선들은 각각 독립적으로 폴리우레탄 (MCoatA, Vishay Micro-Measurements, Raleigh, USA)으로 방수처리되었다. 부착된 스트레인 게이지에서 측정된 값은 데이터 획득 시스템을 거쳐 PC로 전송되어 전용 소프트웨어 (DA-1700B, CasKorea, Seoul, Korea)를 통해 저장되었다. 각 Channel들의 신호는 전기저항으로 측정되어 미세변형 (microstrain)으로 변환되었다.

부하전에 피개의치들을 지대주 상에 장착해 보아 의치 내면에 의해 스트레인 게이지가 압박을 받지 않는지 확인하고 지대주의 주위 의치상 내면을 충분히 삭제해주었다. 의치의 장착후에 생기는 미약한 변형률은 부하를 가하기 전에 영점으로 보정하였다. 부하 측정장치가 부착된 부하장비 (PushPull Gauges Stand, Axis, Seoul, Korea)에서 원형의 load cell을 부착하고 상악 모형 상부에 압박 부하를 주었다. 하악 의치의 제 1대구치 상방에 레진 jig를 만들어서 이 부위에서만 접촉이 일어나도록 하였다. 부하는 좌측 제1대구치 상방 (Lt), 우측 제1대구치 상방 (Rt), 그리고 그 중간부위 (Ct) 세 부위에 각각 가하였고, 부하의 크기는 100 N과 200 N으로 하였다. 한 부하당 10 회씩 측정을 반복하였다.

3. 통계분석

각 모형에서 바를 이용한 경우와 볼을 이용한 경우 변형률 (strain)을 SPSS 12.0 (SPSS Inc., Chicago, Ill, USA)를 사용한 student t-test를 이용하여 비교하였다. 비평행 식립 모델에서는 좌측과 우측도 비교하였다. 지대주들이 장축을 중심으로 선대칭의 형태를 가진다고 가정하고 다음의 값들을 매개변수로 하여 변형률을 비교해보려 하였다.

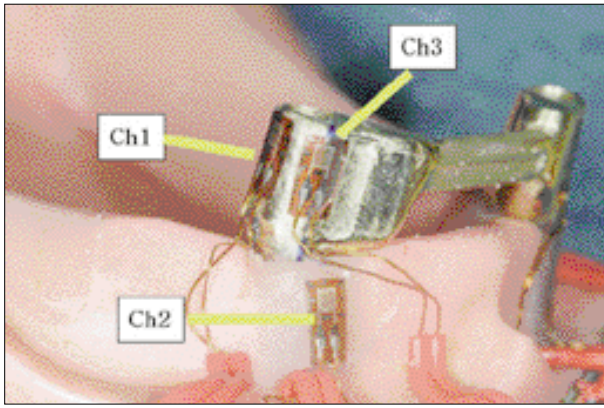


Fig. 1. Strain gauges (Curiosity Technology, Seoul, Korea) bonded to cast bar and labial bone simulant.

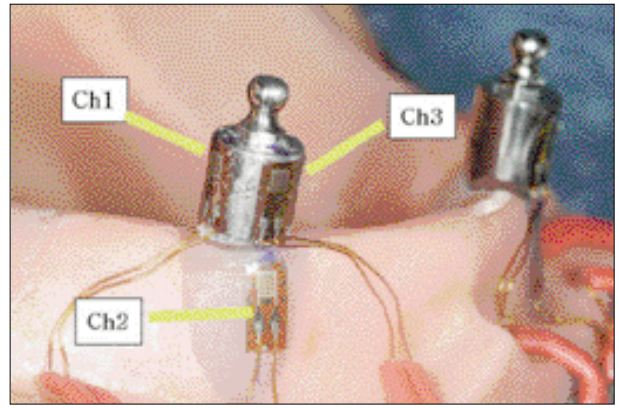


Fig. 2. Strain gauges bonded to ball abutment and labial bone simulant.

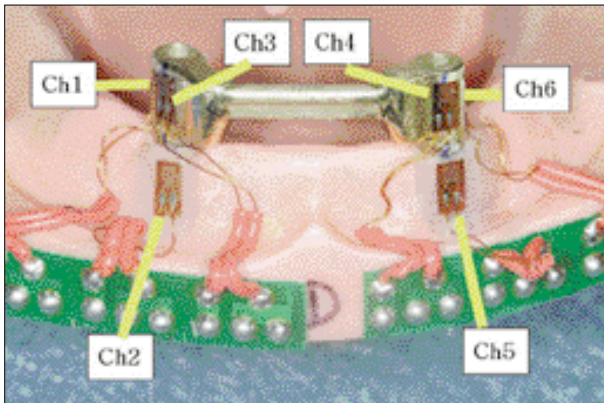


Fig. 3. Positions of each strain gauge channels in splint type overdenture.

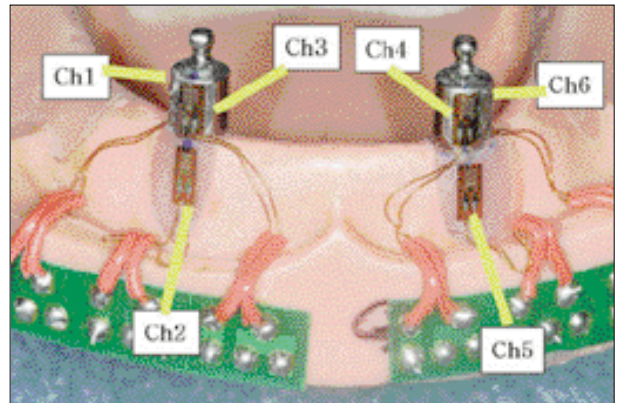


Fig. 4. Positions of each strain gauge channels in unsplint type overdenture.

- 1) 지대주 표면에서 원심측과 순 측에서의 변형률 절대값들의 합
 $|Ch1|+|Ch3|, |Ch4|+|Ch6|$
- 2) 순측의 가상골 표면에서의 변형률 절대값
 $|Ch2|, |Ch5|$

결과

1. 각각의 부하조건에서 나온 변형률 값

지대주와 가상 순측골에 측정된 변형률 값은 Table과 같다 (Table I - IV). 200 N 이상에서는 압박이 강하게 작용하여 스트레인 게이지와 의치가 접촉하여 거의 음의 변형률 값을 나타냈고, 100 N에서 200 N까지는 부하가 증가함에 따라 변형률의 절대값이 증가하였다.

2. 변형률의 크기 비교

지대주에 부착된 스트레인 게이지에서 측정된 변형률

값들 (Ch1, Ch3, Ch4, Ch6)과 가상의 순측골에 부착된 스트레인 게이지에서 측정된 변형률 값들 (Ch2, Ch5)을 절대값으로 비교하였다. 중심측을 기준으로 선대칭의 형태를 가지므로 지대주에서 대칭적으로 스트레인이 발생할 것을 가정하고 원심측과 순측에서 측정된 변형률 값의 절대치를 합하여 지대주의 변형률로 보았다. 임플란트가 평행하게 식립된 모형에서 바 연결고정형이 독립형 유지장치보다 높은 변형률 절대값을 보였다. 임플란트가 평행하지 않게 식립된 모형에서도 대부분의 경우 바의 표면에서 높은 변형률 값을 보였다. 예외적으로 순측 경사지게 식립된 좌측 임플란트에서는 바에서보다 볼 표면에서 더 큰 변형률이 측정되었다 ($P < .05$). 또한 이 경우 부하 반대측의 순측골에서 바 피개의치에서보다 더 큰 변형률이 발생했다.

평행식립 모형보다 비평행식립 모형에서 세가지 부하시의 각 채널의 변형률 절대값 평균이 높았다 ($P < .05$).

임플란트 부하의 공유여부를 간접적으로 알아보기 위해 좌측과 (Ch5) 우측의 (Ch2) 가상골의 변형률을 비교해 보았다. 바를 이용하여 연결고정한 경우 좌측과 우측은

절대값이 통계적으로 유의한 차이가 있지 않은 것으로 나타났고, 볼을 이용한 경우 좌측과 우측의 가상골 변형률은 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다 ($P < .05$).

3. 변형률의 양상 비교

바를 이용하여 임플란트를 견고하게 연결고정한 경우 좌우 양측에서 비교적 균등한 압축 변형을 나타내었다 (Fig. 5, 7). 이것은 지대주 표면에서보다 가상의 순측골판

에서 더 명확하게 드러났다. 의치의 후하방 회전이 일어나게 구치부 쪽에 부하를 주었음에도 바를 이용하여 연결고정을 한 경우 대부분 음의 값을 가지는 스트레인이 측정되어 압축력이 주로 작용하고 인장력은 거의 발생하지 않음을 볼 수 있다. 볼을 이용하고 연결고정을 하지 않은 경우 변형률이 양의 값을 가지는 경우도 많아 인장력도 많이 작용함을 알 수 있다 (Fig. 6, 8). 평행 식립모형에서 볼을 이용한 단독형 지대주를 사용한 경우에는 양쪽 순측골에 반대방향의 변형이 측정되는 것으로 보아 뒤틀림이 더 많이 일어남을 추정할 수 있다. 독립형에서

Table I. Strain values on bar type overdenture in parallel placed implant model

		Ch1	Ch2	Ch3	Ch4	Ch5	Ch6
	Load	Mean SD	Mean SD	Mean SD	Mean SD	Mean SD	Mean SD
Central	100 N	8.7 ± 1.8	-174.2 ± 5.0	-3.5 ± 0.9	-5.5 ± 0.2	-111.2 ± 4.5	4.4 ± 1.6
	200 N	16.3 ± 4.0	-191.0 ± 9.7	-4.6 ± 1.7	-9.9 ± 0.9	-122.4 ± 12.0	5.8 ± 1.1
Right	100 N	2.4 ± 0.6	-20.6 ± 4.9	-0.8 ± 0.4	-0.9 ± 0.6	-6.4 ± 1.1	2.9 ± 0.6
	200 N	4.7 ± 0.5	-27.8 ± 9.6	-2.4 ± 0.6	-2.2 ± 0.3	-19.1 ± 2.8	3.3 ± 0.6
Left	100 N	1.9 ± 0.5	-30.8 ± 3.8	-0.3 ± 0.1	-5.3 ± 2.6	-103.7 ± 10.9	-1.0 ± 0.6
	200 N	4.5 ± 0.4	-123.4 ± 3.4	-2.3 ± 0.7	-9.6 ± 1.1	-180.1 ± 14.0	-1.3 ± 0.2

Table II. Strain values on unsplint type overdenture in parallel placed implant model

		Ch1	Ch2	Ch3	Ch4	Ch5	Ch6
		Mean SD	Mean SD	Mean SD	Mean SD	Mean SD	Mean SD
Central	100 N	-0.2 ± 0.1	-80.1 ± 6.1	0.2 ± 0.1	0.1 ± 0.1	-33.1 ± 4.6	1.2 ± 0.2
	200 N	-0.6 ± 0.2	-121.0 ± 9.6	0.9 ± 0.3	1.1 ± 0.4	-61.1 ± 2.4	3.1 ± 1.4
Right	100 N	0.0 ± 0.1	-81.0 ± 12.5	0.3 ± 0.1	2.8 ± 0.2	22.3 ± 8.0	-0.8 ± 0.4
	200 N	2.3 ± 0.3	-86.5 ± 10.4	1.3 ± 0.7	3.7 ± 0.1	30.1 ± 3.0	-1.5 ± 0.7
Left	100 N	-0.3 ± 0.1	-106.7 ± 3.1	0.4 ± 0.2	0.9 ± 0.4	20.3 ± 2.9	0.4 ± 0.1
	200 N	-1.5 ± 0.6	-119.5 ± 1.7	8.6 ± 0.8	1.2 ± 0.9	29.1 ± 7.5	0.7 ± 0.3

Table III. Strain values on bar overdenture in unparallel placed implant model

		Ch1	Ch2	Ch3	Ch4	Ch5	Ch6
		Mean SD	Mean SD	Mean SD	Mean SD	Mean SD	Mean SD
Central	100 N	3.4 ± 2.0	-62.3 ± 6.4	-0.3 ± 0.1	1.1 ± 0.7	-162.5 ± 6.2	10.8 ± 0.4
	200 N	7.6 ± 1.3	-122.0 ± 2.4	-1.4 ± 0.4	3.8 ± 0.6	-220.1 ± 9.1	19.3 ± 0.2
Right	100 N	-5.4 ± 2.0	-134.3 ± 4.3	-4.0 ± 0.1	0.4 ± 0.1	-190.1 ± 5.4	11.0 ± 0.5
	200 N	-9.2 ± 6.8	-167.2 ± 2.5	-5.2 ± 0.6	0.6 ± 0.2	-209.5 ± 9.1	13.7 ± 0.4
Left	100 N	1.7 ± 0.5	-7.6 ± 2.2	-1.4 ± 0.4	0.2 ± 0.1	-61.0 ± 4.5	6.0 ± 0.4
	200 N	3.8 ± 0.4	-12.4 ± 2.7	-2.7 ± 0.4	1.9 ± 0.3	-96.6 ± 8.3	13.9 ± 0.5

Table IV. Strain values on unsplint type overdenture in unparallel placed model

		Ch1	Ch2	Ch3	Ch4	Ch5	Ch6
		Mean SD	Mean SD	Mean SD	Mean SD	Mean SD	Mean SD
Central	100 N	-0.6 ± 0.1	2.7 ± 0.7	0.5 ± 0.1	18.1 ± 0.8	77.4 ± 5.8	8.7 ± 1.1
	200 N	-0.7 ± 0.2	7.9 ± 2.9	0.7 ± 0.2	34.7 ± 0.6	203.9 ± 5.8	16.0 ± 0.7
Right	100 N	-1.7 ± 0.7	-10.2 ± 4.7	0.4 ± 0.1	15.2 ± 0.9	103.2 ± 3.5	9.2 ± 0.5
	200 N	-2.1 ± 0.6	-30.0 ± 5.1	1.2 ± 0.6	39.3 ± 0.7	175.9 ± 5.3	26.7 ± 0.8
Left	100 N	-0.3 ± 0.1	22.0 ± 2.0	-0.2 ± 0.1	10.2 ± 0.4	10.0 ± 3.9	0.3 ± 0.1
	200 N	-0.7 ± 0.2	42.1 ± 2.6	-0.5 ± 0.2	25.5 ± 0.4	53.0 ± 4.6	6.3 ± 1.1

는 부하측에서 주로 인장력이 반대측에서 압축력이 발생하였다 (Fig. 6). 비평행모형에서는 부하 시에 순측으로 경사식립된 좌측 임플란트쪽에서 설측으로 식립된 우측 임플란트쪽보다 높은 인장 변형률이 측정되었다. 순측 경사식립 임플란트에 동측 부하를 줄 때는 압축력은 거의 발생하지 않고 대부분 인장변형이 측정되었다 (Fig. 8).

고찰

보철물에서의 응력 측정의 여러 방법중 스트레인 게이지 분석법은 가시적이지는 않으나 정량화된 정보를 수치로 제공해 준다는 것과 응력의 방향을 알려준다는 장점이 있다. 3차원 유한요소분석법과 *in vitro* 스트레인 게이지분석법은 정량화에서는 차이를 보이나 정성분석에서 그 스트레인의 성질은 일치된다고 한다.²⁸ 유한요소분석법에서는 임플란트, 지대주, 나사 등을 하나의 구조물로 가정을 하며 상부 보철물도 수동적 적합을 가정

한다. 그러나 실제 상황에서 수동적 적합은 얻어질 수 없으므로 생체의 실험에서 스트레인 게이지 분석법이 유한요소 분석법보다 더 큰 변형률 값을 보인다. 정확한 변형률 측정을 위해서는 크기와 방향을 분리하는 것이 필요하다.²⁸ 전기저항 스트레인 게이지는 응력 분석에서 부하, 토크, 압력을 정량적으로 측정하기 위해 자주 이용되는 장비이다. 스트레인에 의해 전기저항이 변하고 이 저항의 변화는 Wheatstone bridge 회로를 통해 측정된다.²⁹ Glantz 등은 최초로 임플란트의 지대주에 스트레인 게이지를 직접 부착하여 기능적 변형을 측정하였다.³⁰

스트레인은 단위길이당 변형되는 양으로 변형률이라고도 하며, 단위면적당 힘의 크기인 응력과는 조금 다르다 할 수 있다. 그러나 등방성을 가진 탄성체의 경우 변형률과 응력은 비례하므로 간접적으로 응력의 크기를 추측할 수 있다. 또한 악골에서는 세포와 조직의 반응이 응력보다는 변형률에 더욱 의존한다고 알려져 있으므로, 생체실험에서는 스트레인이 더 의미가 있는 단위일 수

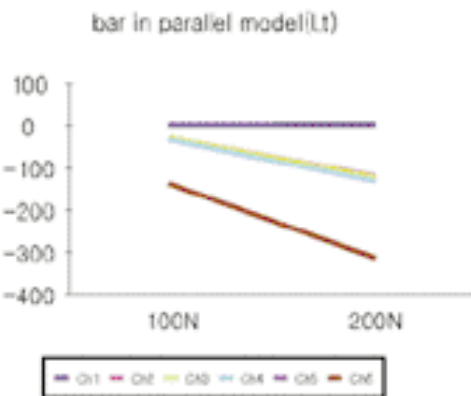


Fig. 5. Strain values on bar type overdenture in parallel model under left side loading.

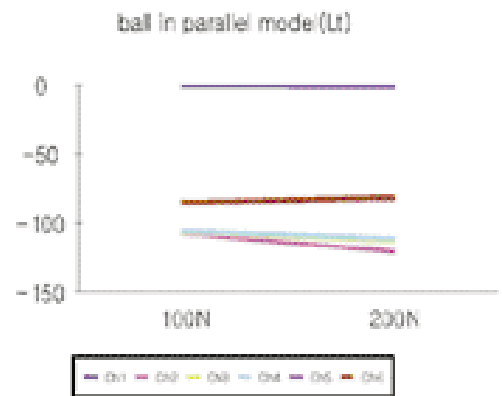


Fig. 6. Strain values on ball type overdenture in parallel model under left side loading.

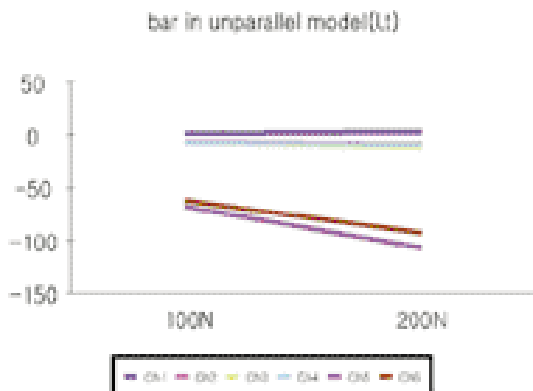


Fig. 7. Strain values on bar type overdenture in unparallel model under right side loading.

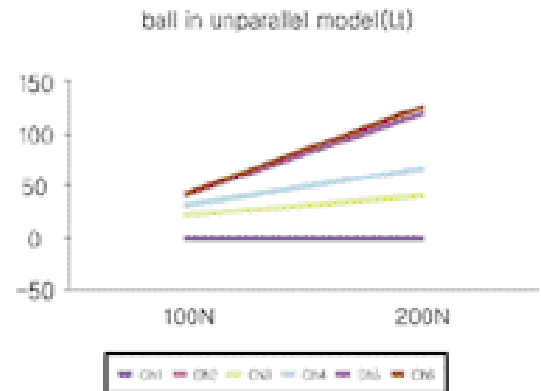


Fig. 8. Strain values on ball type overdenture in unparallel model under right side loading.

도 있다.

과거에는 기계적 환경변화에 골이 적응하고 구조를 바꾼다는 '적응론'이 우세하였는데, 근래에는 이런 경향이 조금 쇠퇴하고 골형태의 결정에 유전적, 진화적 요인이 크다는 의견들이 증가하고 있다.³¹

피개의치에 의한 변형률을 측정하기 위해 *in vivo* 실험을 하는 것이 실용적이지도 윤리적이지도 않다는 의견들이 있다.² 돼지나 개의 경우 악골의 모양으로 인해 의치의 회전이 거의 일어나지 않기 때문에 조직지치 피개의치 실험을 하기에는 부적절하다. 스트레인 게이지 분석법의 경우 *in vivo* 와 *in vitro* 에서 값이 차이가 있는 것으로 알려져 있으므로 이번 실험과 같은 *in vitro* 실험은 한계를 가질 수밖에 없다.

이번 실험에서는 전반적으로 바 연결고정형 유지장치에서 더 높은 변형률이 측정되었다. 그러나 연결고정형의 경우 악골 전방부에서 변형률 값이 음으로 나와 순측골에서 압축력이 작용함을 추정할 수 있었다. 기계적 합병증이나 실패의 경우 압축력보다는 인장력이 더 크게 문제가 된다.³² 골의 적응면에서 보면 과도한 압축력 역시 병적반응을 일으킬 수 있음을 다른 논문들은 보고하고 있다.³³⁻³⁵ 그러나 이번 실험에서 측정된 압축 변형률 값은 그다지 높지 않았기에 연결고정형의 경우 압축력이 작용함으로 임플란트-골계면이나 보철부품에서 문제점이 생길 것으로 보이지는 않는다.

이번 실험에서 측정된 변형률은 방향이나 크기에서 차이를 보이지만 절대값 자체는 큰 값을 보이지 않았다. Frost의 mechanostat 이론에 의하면 50 - 200 microstrain 이 하는 불용성 퇴축이 일어나는 구간이고 4000 microstrain 이 넘을 때 병적인 반응이 생긴다고 하였는데, 측정된 변형률이 지대주 표면에서는 10 정도, 가상골판 표면에서는 200 정도로 생리적으로 안전권이었다.

이번 실험에서는 스트레인 게이지를 지대주와 가상의 순측골판에 부착하였는데, 이는 결국 구조체의 내면 스트레인을 측정할 수 없다는 한계점을 가진다. 특히 볼 유지장치의 경우 의치내의 O-ring과 연결되는 양형 부위는 하부의 원통형 부위보다 직경이 작아서 원통 표면으로 스트레인이 다 발현되지 않을 수 있다. 상부와 하부가 동일한 두께를 가지는 바에 비해서 볼은 보철물로부터 받은 부하중 지대주 표면에 전달하는 비율이 낮을 것이다. 가상의 순측골판에 부착하여 측정하는 변형률도 결국 임플란트 골유착 계면에서의 응력이나 변형을 추정하게 해 줄 뿐이다. 골유착 계면이나 지대주 내로 스트레인 게이지를 넣기도 어렵거나와 포매를 하게 되면 주위 물질들의 압박으로 변형률 측정이 어려워진다.

전반적으로 바 연결고정형에서 좌우균등한 압축 변형이 발생하였고, 비연결고정형에서는 좌우 불균등하게 압축과 더불어 인장력이 발생하였다. 그러나 변형률의 절대값은 볼을 이용한 경우에서 작게 나왔다. 그러나 이것은 볼의 형태적 특성으로 인해 임플란트가 받은 부하를 다 전달하지 못한 결과일 수도 있다. 좌우에 걸리는 부하의 크기를 비교해 볼 때, 연결고정형에서 부하의 분산이 많이 발생함을 알 수 있었다. 인장력을 회피하고 압축력을 유도하는 데에도 연결고정형이 유리한 측면을 보인다.

또 한가지 흥미로운 것은 설측경사된 임플란트에서 변형률이 적게 나오고, 순측경사된 임플란트에서는 변형률이 크게 나온 것이었다. 구치부 치조제의 지지를 받아야 하는 피개의치이므로 양측성 후방연장 국소의치에서처럼 후하방으로의 회전이 일어나야 하는데 순측경사된 임플란트는 장축 방향의 힘보다는 회전방향으로의 굽힘 모멘트를 많이 받게 되어 지렛대 효과가 발생할 수 있다. 이에 반해 설측경사된 임플란트는 의치의 후하방 회전시에 훨씬 유리한 상황에 처하게 된다. 구강내에서 교합력의 방향이 다양하므로 부하조건에 따라 다른 결과가 나오겠지만, 임플란트가 설측 경사를 가지고 식립된 경우 혀공간의 부족으로 바를 사용하기 어렵기에 볼을 사용하는 경우가 응력면에서 유리한 측면을 가진다. 각 채널에서 측정된 변형률의 절대값 비교는 비평행식립 모형에서 평행식립 모형보다 높은 것으로 통계 분석되었다.

결론

임플란트가 평행하게 식립된 모형과 순설로 10도의 이개도를 가지고 임플란트가 식립된 모형에서 바를 이용한 연결고정형 피개의치와 볼을 이용한 단독형 피개의치를 제작한 뒤, 100 N에서 200 N까지 보철물의 부하시 지대주 표면과 가상의 순측골 표면에서의 변형률을 전기저항 스트레인 게이지로 측정하고 그 결과를 통계적으로 비교하여 다음의 결론들을 얻었다.

1. 바를 이용한 연결고정형 보철물에서 더 높은 변형률을 보였다. 그러나 변형의 방향은 주로 압축방향이었고 좌우로 부하의 공유가 일어났다 ($P < .05$).
2. 볼을 이용한 비연결고정형 보철물에는 낮은 변형률을 보였다. 그러나 압축변형과 더불어 인장변형도 많이 발생하였다 ($P < .05$).
3. 순측으로 경사된 임플란트는 설측으로 경사된 임플란트보다 피개의치에서 더 높은 변형률을 보였다 ($P < .05$).

4. 평행하게 임플란트가 식립된 경우보다 평행하지 않게 임플란트가 식립된 경우 변형률이 더 크게 나타났다 ($P < .05$).

참고문헌

- van Waas MA. The influence of clinical variables on patients' satisfaction with complete dentures. *J Prosthet Dent* 1990;63:307-10.
- Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichmann MG. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12:640-7.
- 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.
- Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ Jr. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J Prosthodont* 2004;13:221-6.
- Van Steenberghe D, Quirynen M, Calberson L, Demanet M. A prospective evaluation of the fate of 697 consecutive intra-oral fixtures modum Branemark in the rehabilitation of edentulism. *J Head Neck Pathol* 1987;6:53-58.
- Mericske-Stern R, Steinlin Schaffner T, Marti P, Geering AH. Peri-implant mucosal aspects of ITI implants supporting overdentures. A five-year longitudinal study. *Clin Oral Implants Res* 1994;5:9-18.
- Jemt T, Chai J, Harnett J, Heath MR, Hutton JE, Johns RB, McKenna S, McNamara DC, van Steenberghe D, Taylor R, Watson RM, Herrmann I. A 5-year prospective multicenter follow-up report on overdentures supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:291-8.
- Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, Van Steenberghe D. A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. *J Oral Rehabil* 1999;26:195-202.
- Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chegade A, Duncan WJ, Gizani S, Head T, Lund JP, MacEntee M, Mericske-Stern R, Mojon P, Morais J, Naert I, Payne AG, Penrod J, Stoker GT, Tawse-Smith A, Taylor TD, Thomason JM, Thomson WM, Wismeijer D. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Montreal, Quebec, May 24-25, 2002. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:601-2.
- Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chegade A, Duncan WJ, Gizani S, Head T, Heydecke G, Lund JP, MacEntee M, Mericske-Stern R, Mojon P, Morais JA, Naert I, Payne AG, Penrod J, Stoker GT, Tawse-Smith A, Taylor TD, Thomason JM, Thomason WM, Wismeijer D. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Gerodontology* 2002;19:3-4.
- Visser A, Meijer HJ, Raghoobar GM, Vissink A. Implant-retained mandibular overdentures versus conventional dentures: 10 years of care and aftercare. *Int J Prosthodont* 2006;19:271-8.
- Wiemeyer AS, Agar JR, Kazemi RB. Orientation of retentive matrices on spherical attachments independent of implant parallelism. *J Prosthet Dent* 2001;86:434-7.
- Prieskel HW. Overdentures made easy: a guide to implant and root supported prostheses. London: Quintessence; 1996. pp. 89.
- Merickske-Stern RD, Zarb GA. Clinical protocol for treatment with supported overdentures. In: Zarb GA, Bolender CL, Carlsson GE, editors. Boucher's prosthodontic treatment for edentulous patients. 11th ed. St. Louis: Mosby; 1997. pp. 527.
- Landa LS, Cho SC, Froum SJ, Elian N, Tarnow DP. A prospective 2-year clinical evaluation of overdentures attached to nonsplinted implants utilizing ERA attachments. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2001;13:151-6.
- Burns DR. The mandibular complete overdenture. *Dent Clin North Am* 2004;48:603-23.
- Gulizio MP, Agar JR, Kelly JR, Taylor TD. Effect of implant angulation upon retention of overdenture attachments. *J Prosthodont* 2005;14:3-11.
- Krennmair G, Ulm C. The symphyseal single-tooth implant for anchorage of a mandibular complete denture in geriatric patients: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:98-104.
- 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.
- Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: a clinical trial of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:851-6.
- Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent* 1998;80:559-64.
- Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent* 1992;68:96-102.
- 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.
- Burns DR. Mandibular implant overdenture treatment: consensus and controversy. *J Prosthodont* 2000;9:37-46.

25. Merickske-Stern R. Overdentures supported by ITI implants. In: Schroeder A, Sutter F, buser D, Krekler G, eds. Oral Implantology: basics, ITI hollow cylinder system. 2nd ed. Stuttgart: Thieme; 1996. pp 330-67.
26. Chao YL, Meijer HJ, Van Oort RP, Versteegh PA. The incomprehensible success of the implant stabilised overdenture in the edentulous mandible: a literature review on transfer of chewing forces to bone surrounding implants. Eur J Prosthodont Restor Dent 1995;3:255-61.
27. Sadowsky SJ, Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. J Prosthet Dent 2000;84:327-34.
28. Akça K, Cehreli MC, Iplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with *in vitro* strain gauge measurements on dental implants. Int J Prosthodont 2002;15:115-21.
29. Dally LW, Riley WF. Experimental Stress Analysis. Singapore, Japan, McGraw-Hill, 1985, pp 217-72.
30. Glantz PO, Rangert B, Svensson A, Stafford GD, Arvidarson B, Randow K, Lindén U, Hultén J. On clinical loading of osseointegrated implants. A methodological and clinical study. Clin Oral Implants Res 1993;4:99-105.
31. Pearson OM, Lieberman DE. The aging of Wolff's law: ontogeny and responses to mechanical loading in cortical bone. Am J Phys Anthropol 2004;39:63-99.
32. Jemt T. Three-dimensional distortion of gold alloy castings and welded titanium frameworks. Measurements of the precision of fit between completed implant prostheses and the master casts in routine edentulous situations. J Oral Rehabil 1995;22:557-64.
33. Martin RB, Burr DB. Structure, function, and adaptation of compact bone. New York, 1989, pp 143-85.
34. Frost HM. Perspectives: bone's mechanical usage windows. Bone Miner. 1992;19:257-71.
35. Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. Angle Orthod 1994;64:175-88.

Strains of abutment and bones on implant overdentures

Myung-Seok Kim¹, MSD, Seong-Joo Heo², PhD, Jai-Young Koak^{3*}, PhD, Sung-Kyun Kim³, PhD

¹Graduate student, ²Professor, ³Associate Professor

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University

Statements of the problem: Over the past decades, conventional complete dentures were used for various patients although they have incomplete function. Overdentures using dental implants could help the improvement of denture function. **Purpose:** The purpose of this study was to compare the strains of abutment and bone on implant overdenture between splinted and unsplinted type of prosthesis. Additionally, the strain values of parallel placed implant model and unparallel placed implant model were compared. **Material and methods:** Two acrylic resin model were prepared and two implants were placed at the canine positions in each model. In the first model, two implant were placed parallel. In the second model, two implants were placed with 10 degree labiolingual divergence. Two types of abutment were connected to the fixtures alternatively. One was splint type of Hader bar, the other was unsplint type of ball abutment. Overdentures were fabricated with corresponding attachment systems and seated on abutments. Strains of abutments and labial bone simulants were measured with electric resistance strain gauges when static load from 100 N to 200 N were applied to overdentures. **Results:** 1. Splinted type of overdentures using bar and clip showed higher absolute strain values. But the strain was compressive and the load was shared by two implants ($P < .05$). 2. Unsplinted type overdentures using ball and O-ring showed low absolute strain values ($P < .05$). 3. Labially inclined implant showed higher tensile strain values in unsplinted type of prosthesis than in splinted type of prosthesis. Lingually inclined implant showed rather low strain values under load ($P < .05$). 4. Non parallel implant model showed higher absolute strain values than parallel placed implant model comprehensively ($P < .05$).

Key words: implant, overdenture, abutment, bone, strain, splinting

Corresponding Author: **Jai-Young Koak**

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University 28 Youngun-dong, Jongno-gu, Seoul, 110-749, Korea

+82 2 2072 3027: e-mail, young21c@snu.ac.kr

Article history

Revised March 25, 2009 / Last Revision April 1, 2009 / Accepted April 13, 2009