하악 임플란트 유지 오버덴쳐에서 임플란트 식립위치의 대칭성 여부에 따른 응력변화에 관한 유한요소법적 연구

연세대학교 대학원
치의학과
이 상 훈

하악 임플란트 유지 오버덴쳐에서 임플란트 식립위치의 대칭성 여부에 따른 응력변화에 관한 유한요소법적 연구

지도 한 동 후 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2013년 6월 일

연세대학교 대학원
치의학과
이 상 훈

이상훈의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 한 동 후 인

심사위원 문 홍 석 인

심사위원 박 영 범 인

연세대학교 대학원

2013년 6월 일

감사의 글

대학원 입학 후 졸업까지 많은 시간이 걸렸습니다. 이 동안 알게 모르게 도와 주신 분들이 참 많았습니다. 그 많은 분들에게 고마움을 표현하지 못한 것 같아 송구한 마음입니다. 모든 분들께 감사 드립니다.

긴 기간 동안 기다려주시고 미흡한 제자에게 계속 관심과 격려를 해주신 한동후 교수님의 은혜에 진심으로 감사 드립니다. 언제나 부드러운 미소로 온화하게 지켜봐 주신 문홍석 교수님, 동생같이 후배에게 아낌없는 배려를 해주신 박영범 교수님께 깊은 감사를 드립니다.

지금까지 저를 묵묵히 지켜봐 주시고 항상 바쁘다는 이유로 자주 찾아 뵙지도 못하는 막내 아들을 지지해 주신 사랑하는 부모님께 사랑의 마음을 담아 감사 드립니다. 마흔 살이 넘은 사위 걱정을 항상 하시고 늘 격려만 해주시며 조용히 도와만 주시는 가장 든든한 후원자이신 장인, 장모님께 말로 다 전할 수 없는 감사의 마음을 표합니다.

연구와 진료로 바쁠 때 저의 부족함을 넘치도록 채워 주고 중도하차를 고민할 때 항상 든든히 믿어준 사랑하는 아내 김성아에게 무한한 사랑이 마음을 전합니다. 지난 한 해 동안 뒷모습만 많이 보여준 아빠를 사랑하고 큰 힘을 준 이제는 어엿하게 초등학교 학생으로 자란 준호에게도 깊은 감사와 사랑을 전합니다.

또한 연구를 같이 하면서 많은 도움을 주시고 힘이 되어 주신 강경탁 박사님과 진료로 바쁜 와중에도 연구과정을 원활하게 도와주신 원욱재 원장님께 감사 드립니다.

2013년 6월 이 상 훈 드림

차 례

표 차례 ii

그림 차례 iii

국문요약 iv

I. 서론 1

II. 재료 및 방법 5

III. 연구결과 13

IV. 총괄 및 고찰 29

V. 결론 42

참고문헌 43

ABSTRACT 55

표 차례

Table 1. Classification of Models. 9

Table 2. Mechanical properties of materials 11

Table 3. Maximum von Mises stress of Peri-implant cortical bone(MPa) on model CC and model CP. 13

Table 4. Maximum von Mises stress of Peri-implant cancellous bone(MPa) on model CC and model CP. 14

Table 5. Maximum von Mises stress of Locator attachment(MPa) on model CC and model CP. 15

Table 6. Maximum von Mises stress of Peri-implant cortical bone(MPa) on model CC and model CU. 16

Table 7. Maximum von Mises stress of Peri-implant cancellous bone(MPa) on model CC and model CU 16

Table 8. Maximum von Mises stress of Locator attachment(MPa) on model CC and model CU. 17

Table 9. Maximum von Mises stress of peri-implant bone(MPa) on model CC and model CC-O. 19

Table 10. Maximum von Mises stress of peri-implant bone(MPa) on model CP and model CP-O. 19

Table 11. . Maximum von Mises stress of peri-implant bone(MPa) on model CU and model CU-O. 19

그림 차례

Fig. 1. Images of 3D finite element model. 5

Fig. 2. CAD images of finite element analysis model(a. anterior view, b. right lateral view, c. posterior view, d. occlusal view). 6

Fig. 3. Dental implant image used in the test. 7

Fig. 4. CAD model images of CC model and CP model. 8

Fig. 5. CAD model images of CC model and CU model. 8

Fig. 6. Loading condition(Vertical load 100N).. 10

Fig. 7. Graph of von Mises stress on model CC and model CP. 14

Fig. 8. Graph of von Mises stress of Locator attachment(MPa) on model CC and model CP. 15

Fig. 9. Graph of von Mises stress on model CC and model CU. 17

Fig. 10. . Graph of von Mises stress of Locator attachment(MPa) on model CC and model CU. 18

Fig. 11. Graph of von Mises stress on model CC, CC-O, CP, CP-O, CU, CU-O. . 20

Fig. 12. Distribution of stress in the peri-implant bone in model CC, CP, CU. The red color means the concentration of stress. 20

Fig. 13. Magification of marginal portion of right side implant(CC, CP, CU). The red color means the concentration of stress. 21

Fig. 14. von Mises stress distribution of cortical bone. 22

Fig. 15. von Mises stress distribution of cancellous bone. 23

Fig. 16. Distribution of stress in the peri-implant bone. 25

Fig. 17. Maximum principal stress distribution. 27

Fig. 18. Minimum principal stress distribution. 27

국문요약

하악 임플란트 유지 오버덴쳐에서 임플란트 식립위치의 대칭성 여부에 따른 응력변화에 관한 유한요소법적 연구

무치악 환자에서 2 개의 임플란트를 이용한 오버덴쳐는 매우 높은 장기적 임플란트 성공률이 보고되고 있다. 오버덴쳐 유지를 위한 임플란트 식립 위치로 좌우측이 동일한 부위를 식립위치로 선택할 수 없는 경우를 가정 할 수 있는데, 이런 경우에 대한 영향을 상대적으로 평가한 자료는 아직 드문 실정이다. 이에 본 연구는 좌우 2 개 임플란트의 전후방 위치와 높이를 다르게 하여 이에 따른 임플란트 주변골에 미치는 영향을 유한요소분석법으로 비교하였다.

2 개의 임플란트가 하악 견치부위에 식립된 완전 무치악 악골 모형을 가정하였다. 악골 모형은 치조제의 협설 폭경은 8mm 로 하여 직경 4mm 임플란트 식립시 협설로 2mm 의 잔존골이 존재하도록 하였다. 피질골의 두께는 1mm 로 가정하였으며 나머지는 모두 해면골로 이루어진 것으로 가정하였다. 의치상과 하악골 사이에 2mm 두께로 점막을 설정하고, 오버덴쳐 부분을 가상한 10mm 두께의 레진판을 설계하였다. 직경 4mm, 길이 10mm 임플란트를 서로 평행하게 같은 높이로 하악 견치 부위에 식립하고 점막 위 2mm 에 Locator attachement 를 위치시킨 모형을 기본모형으로 하고 실험 1 에서는 우측 부위에서 원심측으로 2mm 후방에 임플란트를 식립한 모형을 기본 모형과 비교하고, 실험 2 에서는 우측 임플란트의 Locator attachement 의 높이를 2mm 더 길게 한 모형을 기본 모형과 비교하였다. 실험 3 에서는 Locator attachment 의 Replacement Male 의 효과를 알아 보기 위해서 매식체와 Locator abutment, Replacement Male, Denture Cap 을 동일 재료로 일체형으로 만든 모형을 실험 1, 2 군과 동일 조건에서 비교하여 보았다.

유한요소분석 결과 우측 임플란트를 후방으로 위치한 모형에서 우측 후방에 위치한 임플란트 주변골에 가해지는 응력이 피질골과 해면골에서 모두 증가하였다. Locator attachment 의 한쪽 높이를 증가시킨 모형에서 높이가 2mm 더 긴 Locator attachment 부위의 임플란트 주변골에 가해지는 응력이 피질골과 해면골에서 증가하였다. Locator attachment 의 사용이 Locator attachment 와 임플란트 매식체를 일체형으로 만든 비완압형 attachment 를 사용한 것보다 주변골에서 약 3-6%의 응력의 감소가 관찰되었다. 모든 모형에서 임플란트 주변골의 응력 집중은 Locator attachment, 피질골, 해면골 순이었다. 대칭적 모형에서는 임플란트 주변골의 응력의 집중이 하중이 가해진 후방쪽에 집중 되었으나, 비대칭 모형에서는 집중 부위가 내측으로 이동됨을 볼 수 있었다.

무치악 환자에서 2 개의 임플란트를 사용하여 오버덴쳐를 제작 시 Locator attachment 는 좌우 대칭되고 동일한 높이로 배열 위치시키는 것이 좌우 임플란트의 응력 분산에 유리한 것으로 나타났다.

핵심어: 임플란트, 오버덴쳐, attachment, 유한요소법, 임플란트 주변골, 응력,
임플란트 식립 위치의 대칭성

하악 임플란트 유지 오버덴쳐에서 임플란트 식립 위치의 대칭성 여부에 따른 응력변화에 관한 유한요소법적 연구

연세대학교 대학원 치의학과

(지도 한 동 후 교수)

이 상 훈

Ⅰ. 서 론

대부분의 나라에서 산업화가 진행될수록 발치 되어 상실되는 치아의 수가 빠르게 감소하는 것을 경험한다.[1] 하지만, 국민생활수준의 향상과 보건의료 분야의 발달로 사람의 평균 수명이 계속 늘면서 무치악 환자의 수는 계속 증가한다.[2] 우리나라에서도 통계청의 조사에 따르면 65 세 이상의 노인인구가 1960 년 79 만명에서 1995 년 337 만명, 2012 년 590 만명으로 급속히 증가하였고, 2060 년에는 1762 만명에 도달하리라 예상되면서 급속히 고령화 사회로 접어들고 있다.[3] 이에 따라 총의치를 포함한 의치를 필요로 하는 환자가 점점 증가할 것으로 예상된다.

그러나, 전통적인 총의치는 소실된 자연치아를 대체하기에 부족하므로 임플란트를 이용한 무치악 환자의 구강회복이 보편화되어 가고 있다. 특히 악골이 심하게 흡수된 무치악 환자에서 통상적인 총의치는 유지, 안정, 지지를 얻기 힘들고 저작 시 많은 불편함과 통증을 유발하여 저작 기능 회복에 미흡하다고 하겠다.[4] 이러한 환자들에게 있어서 해부학적, 심미적, 위생적, 경제적인 면을 함께 고려하면, 임플란트 유지 오버덴쳐가 적절한 구강 회복 방법이 될 수 있다.[5)6)7)]

많은 무치악 환자에 있어서 전악 임플란트 고정성 보철물이 추천되지만 하치조신경관 상부 골 부족 등 해부학적 한계가 있거나 경제적인 어려움이 있는 경우에 임플란트를 이용한 오버덴쳐를 그 대안으로 제시 될 수 있다. 특히 하악에 2-4 개의 임플란트를 식립 후 만드는 오버덴쳐는 고정성 보철물을 제작하기 위해 6 개 이상의 임플란트를 식립하는 방법에 비해 외과적, 보철적으로 간단하며, 치유기간도 좀 더 짧기에 고령의 환자에게 좀 더 적합한 방법으로 추천된다.[8)]

하악 무치악 환자에서 총의치의 대안으로 2 개의 임플란트를 이용한 오버덴쳐는 1987 년 Naert 등 [9)]이 처음 소개한 이후 이에 관련하여 식립되는 임플란트 개수나 attachment 의 종류, 보철적인 디자인에 대한 연구와 이에 대한 평가를 보고한 연구들 [10)11)12)]에서 매우 높은 장기적 임플란트 성공률이 보고되고 있다. 2002 년 Feine 를 비롯한 21 명의 석학들 [1)] 은 The McGill Consensus Statement on Overdentures 에서 하악 무치악 환자에서 총의치를 이용한 치료는 더 이상 첫 번째 선택은 아니며, 2 개의 임플란트를 이용한 오버덴쳐가 하악 무치악 수복의 첫 번째 선택이 되어야 한다고 추천하였고 그에 대한 객관적인 증거가 있음을 보고하였다. 또한, 2009 년 영국 York Consensus statement 에서도 McGill Consensus statement 의 내용에 지지를 보내며 환자의 치료에 있어서 아직 늦게 적용된다고 언급하면서 하악 무치악 환자에게 2 개의 임플란트를 사용하여 오버덴쳐를 제작해

주는 것은 환자의 만족, 비용, 진료시간 등을 고려 시 최고의 치료 방법이 아니라 최소한의 치료기준이라고 하였다.[13)]

임플란트 오버덴쳐에 사용될 수 있는 attachment 는 Ball and Socket, Locator, Magnet, Bar attachment 등으로 구별되며, 하악의 해부학적 상태 및 환자의 요구도에 따라 적합한 것으로 선택해야 한다.[14)15)16)] 이중 2000 년도부터 시장에 출시된 Locator(Zest Anchors,Escondido, USA)는 다른 attachment 에 비해 external type 의 임플란트에서 비교적 적은 3.17mm 의 수직 공간을 필요로 하여 악간 공간이 부족한 환자에게 유리하며, 치은 상방에 노출된 attachment 의 높이가 낮아서 구강위생관리가 용이하고 보철 과정이 간단하고 추후 유지력 감소 시 수리가 쉽다는 장점을 가지고 있다.[17)] Geckili[18)], Chung[19)], Rutkunas 등 [20)]은 다른 attachment 에 비해 유지력이 우수하다고 하였고, Rutkunas 등 [20)]은 attachment 사이에 성공률의 차이가 없으므로 환자가 가장 만족해 하는 attachment 의 유지력이 가장 중요하다고 하였다. 최근 이러한 장점들로 인해 임상에서 Locator attachement 의 사용빈도가 증가되고 있다.

임플란트를 이용한 오버덴쳐의 응력 분산에 대한 연구로는 주로 광탄성 분석법 [21)22)]과 스트레인 게이지를 이용한 연구 [23)24)] 그리고 유한요소법을 통한 연구 [25)26)27)] 등이 있다. 유한요소법은 정성적 분석이므로 실제 응력 값과는 차이가 있다. 하지만, 모형 내에서 조건을 달리하면서 모형의 설계와 변형이 용이하며 임상적으로 실험하기 어려운 임플란트 주변골의 응력분포를 측정하고 각각의 모형 간의 결과 값의 시각적인 간결한 비교가 가능하기에 본 연구를 위한 방법은 유한요소분석법이 용이하다고 판단되었다.

임플란트 오버덴쳐에서 의치상의 유지, 안정, 저작 기능 시 발생되는 힘이 임플란트를 통해 주위 골조직에 전달되므로 임플란트의 장기적인 유지를 위해서는

응력과 골반응의 상관 관계에 대한 이해와 이에 따른 보철물 설계가 중요하다. 임플란트 유지 오버덴쳐는 전방 부위에서는 임플란트, 후방부위에서는 치조제와 점막에 의해 지지되므로 회전운동이 불가피하므로 임플란트를 연결하는 회전축이 정중선에 대해 직각이 되고, 교합평면과 평행하게 위치되는 것이 바람직하다. 심한 골 소실로 인해 좌우 동일한 부위에 임플란트 식립이 어려운 경우 오버덴쳐 유지를 위한 임플란트 식립 위치로 측절치나 소구치 부위를 비대칭적으로 선택해야 하는 경우가 종종 생긴다. 또한, 좌우측의 골 높이 차이가 많이 나는 경우에서 좌우측 임플란트 높이가 달라지는 경우를 접하게 된다. 이런 좌우 비대칭인 상황에서 Bar attachement 를 사용시에는 임플란트의 위치와 상관없이 Bar 의 위치를 정중선에 대해 직각이 되고 교합평면과 평행되게 배열할 수 있다. 하지만, Stud type 의 attachment 에서는 보철물 제작이 비교적 용이한 반면 이런 비대칭 상황에서 이를 보상하기가 Bar attachment 보다 어렵다. 하지만, 이런 임플란트의 수평적, 수직적 비대칭 위치에 따른 영향을 상대적으로 평가한 자료는 아직 드문 실정이다.

이에 본 연구에서는 하악에 Feine 등 [1)]이 추천한 2 개의 임플란트를 이용한 오버덴쳐 모형을 설계한 후 교합하중을 적용하여, 2 개 임플란트의 위치가 수직적, 수평적으로 비대칭인 상황이 임플란트 주변골 응력 분산에 미치는 영향을 삼차원 유한요소 분석법으로 알아보고 나아가 임상에서 치료계획 수립에 도움이 되고자 한다.

Ⅱ. 재료 및 방법

1.유한요소 모형의 설계와 실험방법

실험 단계는 CAD 프로그램인 NX 6.0으로 모델링하고, 전처리 및 유한요소 모델링은 Hypermesh 10.0(Altair Co., USA)으로 하였으며, ABAQUS 6.10(HKS,Inc.)으로 분석하여 분석결과 중 피질골과 해면골에서 최대 등가응력(maximum von Mises stress)을 산출하여 각 모형을 비교하였다.

악골의 유한요소 모델은 2개의 임플란트 유지형 하악 오버덴쳐에 대한 Menicucci 등[25)]의 유한요소분석 연구 모형과 attachment 종류와 잔존골 폭경에 따른 주변골 응력에 대한 Won[28)]의 연구 모형을 참고하여 무치악 환자의 구후융기 전방의 하악골 부분만을 설계하였다(Fig.1,2).

하악골에 유착된 임플란트 매식체와 이에 연결된 상부 보철물 및 하악골의 유한 요소 모형 설계 시 하악골의 복잡한 구조, 부위 마다의 특성 차이 등을 유한요소 모형으로 재현하기 어려워 의치의 피개 범위 내에서 하악골의 모양과 크기, 임플란트의 디자인을 단순화하여 총 177193개의 3차원 요소를 이용하여 구성하였다.

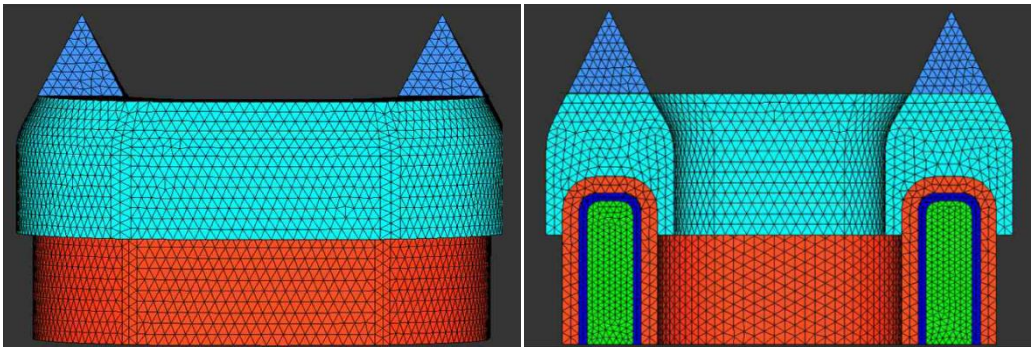


Fig. 1. Images of 3D finite element model.

3차원 유한요소 모델은 완전 무치악 하악골의 일부분, 2개의 임플란트 매식체, Locator attachment와 의치상으로 구성되었다.

하악 악궁의 형태는 첨형 또는 장방형으로 인한 영향[29]의 가능성을 배제하기 위해 난형으로 설계하였고, 2개의 임플란트가 하악 견치 부위에 식립된 부분적인 완전 무치악 악골 모형을 가정하였다. 치아모형(Nissin Dental Products INC, Kyoto, Japan)을 참고하여 악골 모형은 전체 길이는 87mm가 되게 하고, 잔존 치조제의 중앙에서 28mm 거리를 두고 직경 4mm, 길이 10mm 임플란트를 서로 평행하게 같은 높이로 하악 견치 부위에 식립한 모형을 기본 모형으로 하였다.

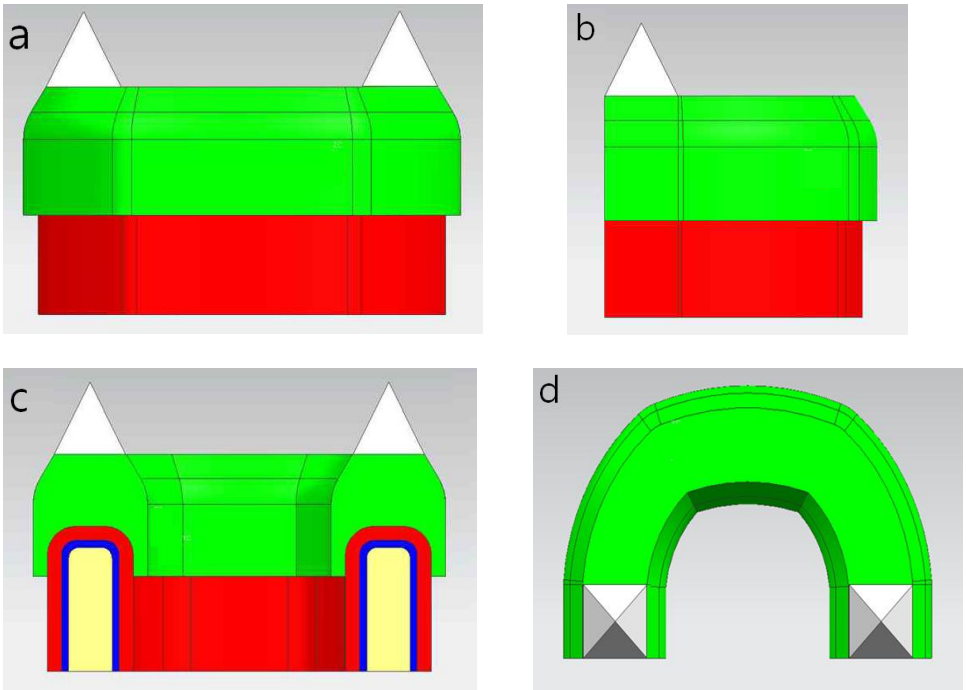


Fig. 2. CAD images of finite element analysis model(a. anterior view, b. right lateral view, c. posterior view, d. occlusal view).

임플란트의 형상은 단순화시킨 모형을 적용하였다. 임플란트의 직경은 4mm, 길이는 10mm로 하였으며, 나사산 사이의 거리 0.5mm, 나사산 바닥의 길이는 0.2mm이

고 나사산의 높이는 0.3mm로 설정하였다(Fig.3).

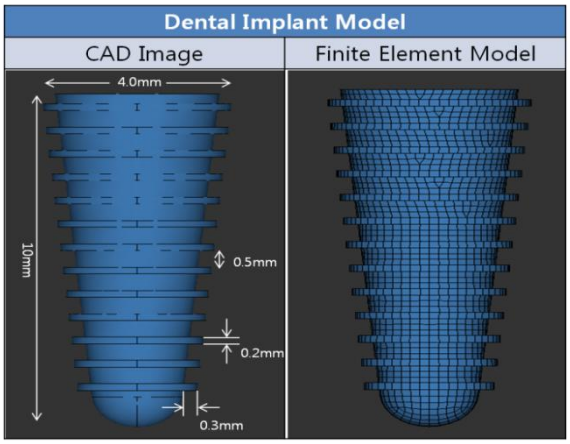


Fig. 3. Dental implant image used in the test.

임플란트의 협설적 위치는 협설측을 기준으로 2mm의 잔존골이 있도록 하였으며, 피질골의 두께를 1mm로 가정하였으며 나머지는 모두 해면골로 이루어진 것으로 가정하였다.[30)31)] Lekholm과 Zarb[32)]의 임플란트 주위 골조직의 형태는 피질골의 두께에 따라 4가지 타입으로 분류하였는데, 본 연구에서는 그 중 type Ⅱ를 가정하였다.[33)] 의치상과 하악골 사이에 2mm 두께로 점막을 설정하였다. Locator attachment(Zest Anchors Inc., USA)의 규격은 제품을 실측하여 얻었으며, Locator attachment의 높이는 점막 위 2mm로 설정하였으며, 수직적 비대칭 모형에서는 우측 locator attachment가 점막 위 4mm에 위치되도록 하였다.

의치상은 attachment의 Denture Cap과 Replacement Male을 포함하며, 오버덴쳐 부분을 가상하여 10mm 두께의 레진판을 설계하였다. 치아의 하중을 가하는 부위는 제 1대구치 부위로 예상되는 좌우측 임플란트 후방 20mm에 위치에 피라미드 형태로 단순화시켜 만들었다.

2.유한요소 모형의 분류

실험 1군(수평적 비대칭 모형)

임플란트의 수평적 비대칭 시 주변골의 응력을 비교하기 위해서 좌우측 견치부위에 임플란트가 위치한 기본모형(CC모형)과 우측 견치부위의 임플란트를 후방 2mm로 식립위치를 이동한 모형(CP모형)을 비교하였다(Fig.4).

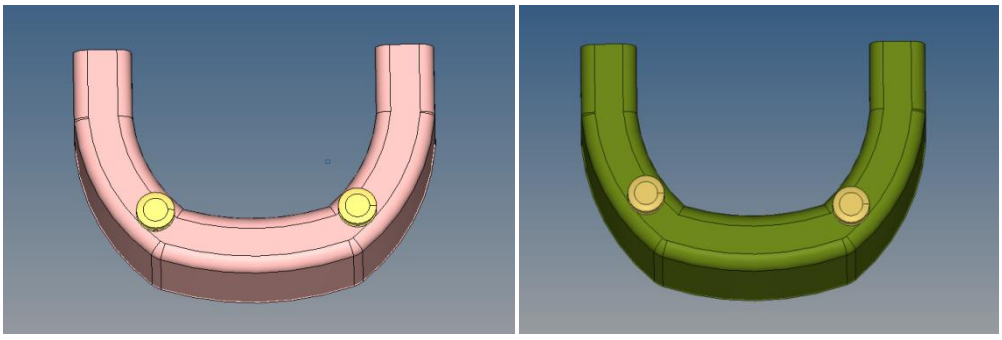


Fig. 4. CAD model images of CC model and CP model.

실험 2군(수직적 비대칭 모형)

수직적 비대칭에 대한 비교를 하기 위해 기본 모형(CC모형)과 우측 임플란트 부위의 Locator attachement의 높이를 2mm 더 길게 하여 좌우의 Locator attachment를 비대칭적으로 한 모형(CU모형)과 비교하였다(Fig.5).

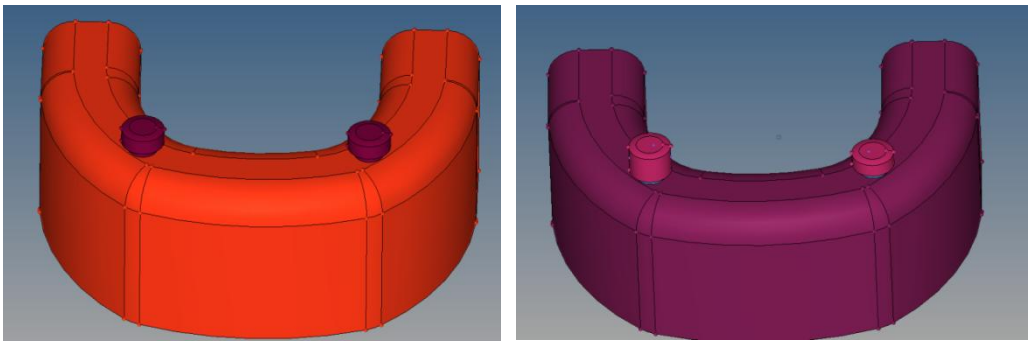


Fig. 5. CAD model images of CC model and CU model.

실험 3군(매식체와 attachment 일체형 모형)

Locator attachment의 Replacement Male의 효과를 알아 보기 위해서 매식체와 Locator Implant abutment, Replacement Male, Denture Cap을 모두 titanium 재질로 일체형으로 만든 비완압형 attachment 모형(CC-O, CP-O, CU-O모형)을 실험1, 2군과 동일 조건에서 비교하여 보았다.

Table 1. Classification of Models.

CC	A model with fixtures on both canine areas and 4mm Locator attachment.
CP	A model with left fixture on canine area and right fixture on 2mm posterior canine area.
CU	A model with right 6mm Locator attachment and left 4mm Locator attachment.
CC-O	A model with onebody Locator attachments and fixtures on both canine areas.
CP-O	A model with left onebody Locator attachment and fixture on canine area and right onebody Locator attachment and fixture on 2mm posterior canine area.
CU-O	A model with right 6mm onebody Locator attachment and fixture and left 4mm onebody Locator attachment and fixture.

3.하중 및 경계조건

적용하는 하중의 크기는 오버덴쳐 환자에 대한 이전 연구[34)]를 참고하여 수직하중 100N으로 정하였다. 하중을 가하는 위치는 양측 임플란트의 원심으로 20mm 떨어진 지점의 의치상에 45° 경사면을 가진 피라미드를 형성하여 좌우 동일하게 수직하중 50N씩 총 100N을 가했다(Fig.6).

경계 조건(boundary condition)은 하악골의 움직임이 전혀 발생하지 않도록 하기 위해서 하악골 모형 밑면을 X, Y, Z축 3 방향으로 모두 구속하였고, 보철물과 임플란트 및 주변골 조직에서는 변형이 허용되도록 하였다.

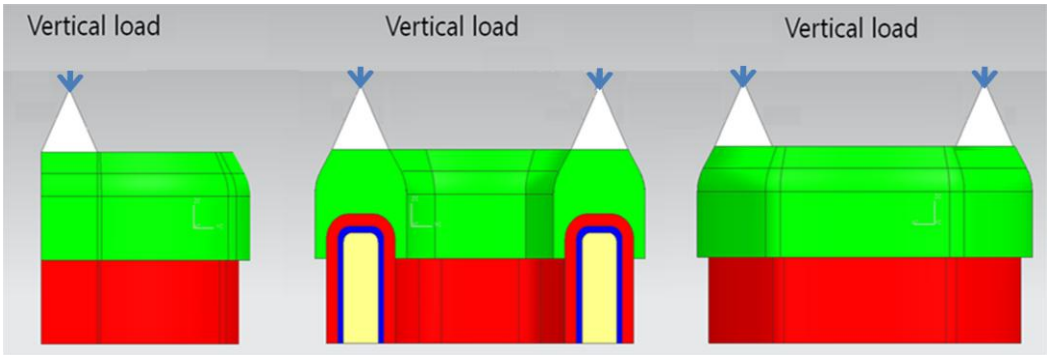


Fig. 6. Loading condition(Vertical load 100N).

4.재료와 골의 특성

실제적으로는 모든 재료는 불균일하고 피질골과 해면골은 이방성이지만, 모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해 몇 가지 가정을 하였다. 각 임플란트 매식체와 치조골 사이에 완전한 골유착(osseointegration)과 결합(bonding)이 있고, 각 재료의 기계적 특성이 한 재료의 내부에서는 균일하다는 균질성(homogenecity), 재료의 특성

이 3방향으로 모두 동일하다는 등방성(isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례한다는 선형탄성(linear elasticity)[35)36)37)]을 가정하였다.

각 구성 성분들의 탄성율(Young' modulus)와 Poisson's ratio 등은 선학들의 연구[38)39)40)]에서 사용한 물성치를 참고하였다. 임플란트 매식체와 Locator attachment의 지대주는 titanium 합금으로 하고, 오버덴쳐의 경우 레진의 물성 값을 적용하였고, 피질골과 해면골은 Akca 등[41)]의 연구결과들 따랐다(Table2).

Table 2. Mechanical properties of materials.

Material	Poisson's ratio	Young Modulus(GPa)
cortical bone	0.3	13.7
cancellous bone	0.3	1.37
mucosa	037	0.001
Overdenture (resin)	0.35	4.5
titanium alloy	0.34	103
Replacement male (nylon)	0.4	3
Denture cap (stainless steel)	0.283	215

5.응력분석과 표시

세가지 모형에 대한 유한요소 해석이 수행되었다. 임플란트 주변골과 골/임플란트 사이의 계면에 발생하는 응력 중 다축 방향 응력을 단축 방향 응력으로 간주하는 계산 값을 얻어 상호 비교 목적으로 사용할 수 있는 등가응력(von Mises stress)를 기

준으로 각 모형에서 응력 분포를 비교 분석하였다.

결과는 전체응력의 분포와 최대응력 집중부분이 나타나도록 등가응력의 크기에 따른 색상의 Scale별로 색도에 변화를 주는 응력 등고선식(stress contour plot)으로 표현해서 가장 높은 응력은 적색으로 가장 낮은 응력은 청색으로 시각적 표시를 하였다. 등가응력은 3차원의 응력상태를 단축응력 상태에 상당 시킨 응력으로 이 값이 항복응력(yield stress)에 이르렀을 때 항복(yielding)이 일어나는 것으로 생각한다.

Ⅲ. 연구결과

유한요소해석을 통하여 주로 등가응력(von Mises Stress)으로 나타나는 주변골에 가해지는 응력의 크기 및 분포를 분석하였다. 임플란트 식립 위치와 Locator attachment의 높이에 따른 모형을 피질골과 해면골로 나누어서 응력의 크기와 분포를 3차원 이미지로 나타내었다(Fig.14-16).

1.실험 1군(수평적 비대칭 모형)

유한요소 해석 결과 양쪽 견치 부위에 임플란트를 식립한 경우(CC모형)와 우측 임플란트를 후방으로 위치한 경우(CP모형)를 비교해 보면, 좌우 동일하게 수직하중을 준 경우 CP모형에서 우측 후방에 위치한 임플란트 주변골에 가해지는 응력이 피질골과 해면골에서 모두 증가하였다(Fig.6). 증가 정도는 피질골에서 50.6% 증가하고 해면골에서는 11.1% 증가하였다. 반대로 CP모형에서 좌측 전방에 식립된 임플란트에서는 피질골과 해면골에 가해지는 응력이 피질골에서 34.6%, 해면골에서 50.6% 감소하였다(Table2,3).

Table 3. Maximum von Mises stress of Peri-implant cortical bone(MPa) on model CC and model CP.

Cortical bone	Rt. Side	Lt.Side
CC	8.1	8.1
CP	12.2(50.6%↑)	5.3(34.6%↓)

CC: A model with fixtures on both canine areas and 4mm Locator attachment

CP: A model with left fixture on canine area and right fixture on 2mm posterior canine area.

Rt. Side: Right side Lt. Side: Left side

↑: increase ↓: decrease

Table 4. Maximum von Mises stress of Peri-implant cancellous bone(MPa) on model CC and model CP.

Cancellous bone	Rt. Side	Lt.Side
CC	1.8	1.8
CP	2.0(11.1%↑)	0.89(50.6%↓)

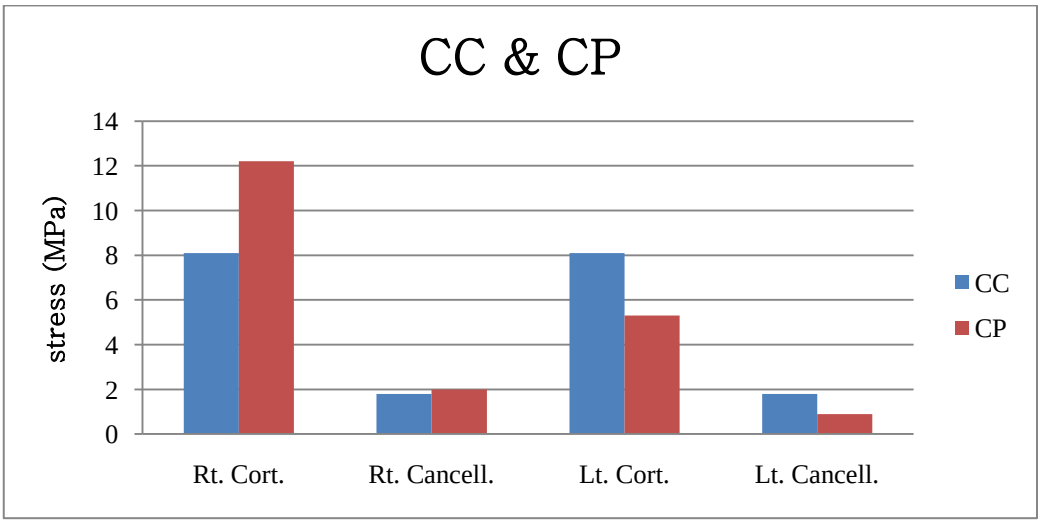


Fig. 7. Graph of von Mises stress on model CC and model CP.

Cort.: cortical bone Cancell.: cancellous bone

임플란트 위치에 따른 Locator attachment의 각 구성요소인 Locator abutment, Replacement Male, Denture Cap의 응력의 변화를 살펴보면 CC모형에 비해 CP모형에서 임플란트가 후방에 위치한 우측에서 Locator abutment에서 13.3%,

Replacement Male에서 2.5%, Denture Cap에서 18.8%의 응력의 증가하였고, 임플란트가 전방에 위치한 좌측에서는 감소가 관찰되었다(Table5, Fig.8).

Table 5. Maximum von Mises stress of Locator attachment(MPa) on model CC and model CP.

	Rt. Side		Lt. Side	
	CC	CP	CC	CP
Locator Abutment	23.01	26.07(13.3%↑)	23.01	20.39(11.4%↓)
Replacement Male	7.90	8.10 (2.5%↑)	7.90	7.86 (0.5%↓)
Denture Cap	11.61	13.79(18.8%↑)	11.61	9.87 (15.0%↓)

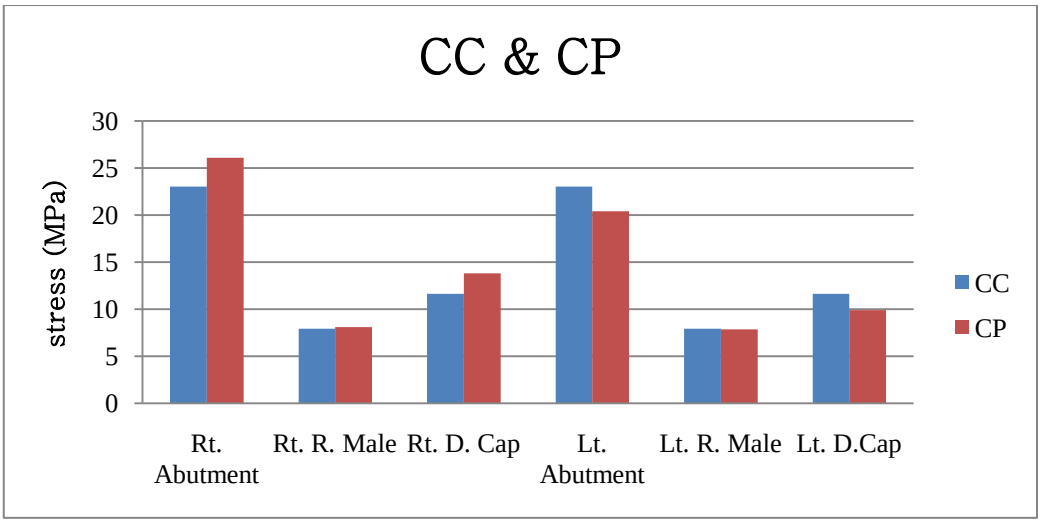


Fig. 8. Graph of von Mises stress of Locator attachment(MPa) on model CC and model CP.

Abutment:: Locator Abutment, R.Male: Replacement Male, D.Cap: Denture Cap

2.실험 2군(수직적 비대칭 모형)

Locator attachment의 좌우측 높이가 같은 모형(CC모형)과 한쪽 높이를 2mm 길게 한 모형(CU모형)을 비교해 보면 CC모형에 비해 CU모형에서 높이가 2mm 긴 우측 Locator attachment 부위의 임플란트 주변골에 가해지는 응력이 CC모형에서 보다 피질골에서 8.6%, 해면골에서 5.6% 증가 하였고 CU모형에서 좌측의 Locator attachment 부위에서는 피질골에서는 응력이 1.2% 감소하였고, 해면골에서는 응력이 38.9% 감소하였다(Table6,7, Fig.9).

Table 6. Maximum von Mises stress of Peri-implant cortical bone(MPa) on model CC and model CU.

Cortical bone	Rt. Side	Lt.Side
CC	8.1	8.1
CU	8.8(8.6%↑)	8.0(1.2%↓)

CU: A CC model with right 2mm longer Locator attachment.

Table 7. Maximum von Mises stress of Peri-implant cancellous bone(MPa) on model CC and model CU.

Cancellous bone	Rt. Side	Lt.Side
CC	1.8	1.8
CU	1.9(5.6%↑)	1.1(38.9%↓)

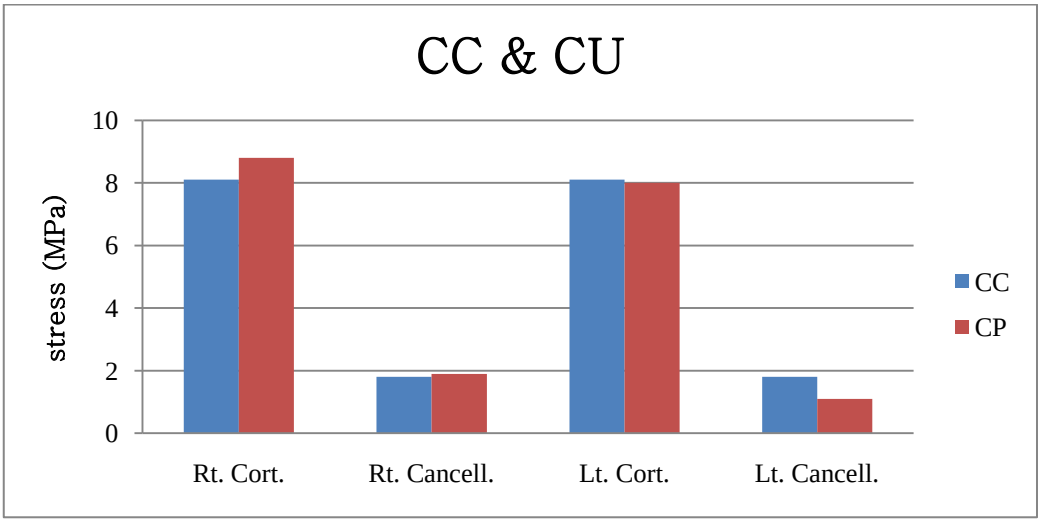


Fig. 9. Graph of von Mises stress on model CC and model CU.

임플란트 위치에 따른 Locator attachment의 각 구성요소인 Locator abutment, Replacement Male, Denture Cap의 응력의 변화를 살펴보면 CC모형과 비교하여 CU 모형에서 Locator attachment가 2mm 더 긴 우측에서 Locator Abutment에서 4.4%, Replacement Male에서 1.3%, Denture Cap에서 4.0%의 응력이 증가하였고, 좌측에서는 감소하였다(Table8, Fig.10).

Table 8. Maximum von Mises stress of Locator attachment(MPa) on model CC and model CU.

	Rt. Side		Lt. Side	
	CC	CU	CC	CU
Locator	23.01	24.02(4.4%↑)	23.01	21.36(7.2%↓)
Replacement Male	7.90	8.00(1.3%↑)	7.90	7.88(0.3%↓)

Denture Cap	11.61	12.08(4.0%↑)	11.61	10.74(7.5%↓)

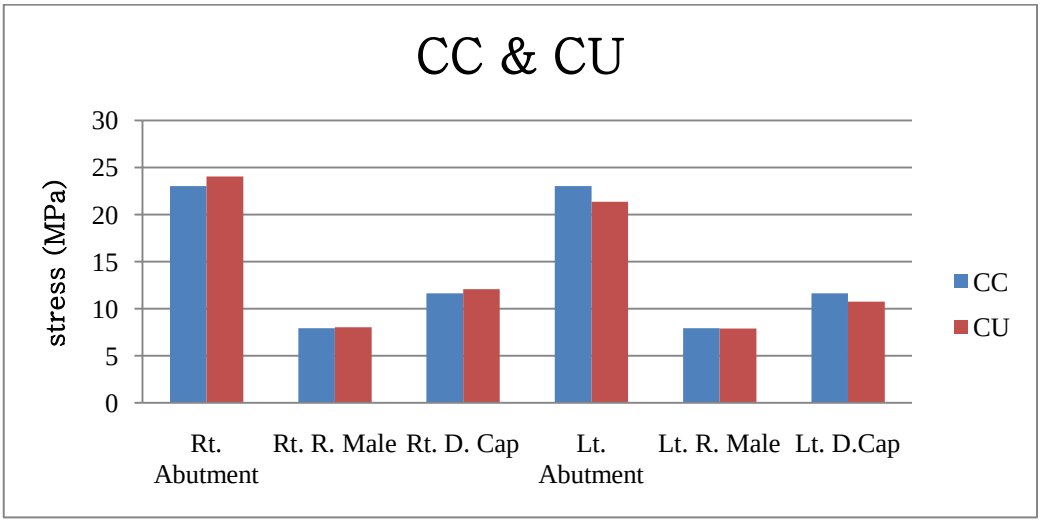


Fig. 10. Graph of von Mises stress of Locator attachment(MPa) on model CC and model CU.

3.실험 3군

매식체와 Locator Abutment, Replacement Male, Denture Cap을 동일 재료로 일체형으로 만든 CC-O모형을 CC모형과 비교시 CC-O모형에서 피질골에서 6.2% 응력의 증가와 해면골에서 5.6%의 응력의 증가가 관찰되었다(Table9). CP모형과 CP-O모형의 비교에서는 CP-O모형에서 우측 피질골에서 5.7%, 우측 해면골에서 5%, 좌측 피질골에서 3.8%, 좌측 해면골에서 5.6% 응력이 증가하였다(Table10). CU모형과 CU-O모형의 비교에서는 CU-O모형에서 우측 피질골에서 5.7%, 우측 해면골에서 5.2%, 좌측 피질골에서 3.8%, 좌측 해면골에서 5.5% 응력이 증가하였다(Table11).

따라서, 매식체와 Locator attachment를 일체형으로 만든 CC-O, CP-O, CU-O모형

에서 임플란트 주변골에 가해지는 응력이 증가됨을 볼 수 있다(Fig.11).

Table 9. Maximum von Mises stress of peri-implant bone(MPa) on model CC and model CC-O.

Model	Rt. Cort.	Rt.Cancell.	Lt.Cort.	Lt.Cancell.
CC	8.1	1.8	8.1	1.8
CC-O	8.6(6.2%↑)	1.9(5.6%↑)	8.6(6.2%↑)	1.9(5.6%↑)

CC-O : A model with onebody Locator attachments and fixtures on both canine areas.

Table 10. Maximum von Mises stress of peri-implant bone(MPa) on model CP and model CP-O.

Model	Rt. Cort.	Rt.Cancell.	Lt.Cort.	Lt.Cancell.
CP	12.2	2.0	5.3	0.89
CP-O	12.9(5.7%↑)	2.1(5%↑)	5.5(3.8%↑)	0.94(5.6%↑)

CP-O : A model with left onebody Locator attachment and fixture on canine area and right onebody Locator attachment and fixture on 2mm posterior canine area.

Table 11. Maximum von Mises stress of peri-implant bone(MPa) on model CU and model CU-O.

Model	Rt. Cort.	Rt.Cancell.	Lt.Cort.	Lt.Cancell.
CU	8.8	1.9	8.0	1.1
CU-O	9.3(5.7%)	2.0(5.2%)	8.3(3.8%)	1.16(5.5%)

CU-O : A CC-O model with right 2mm longer onebody Locator attachment and fixture.

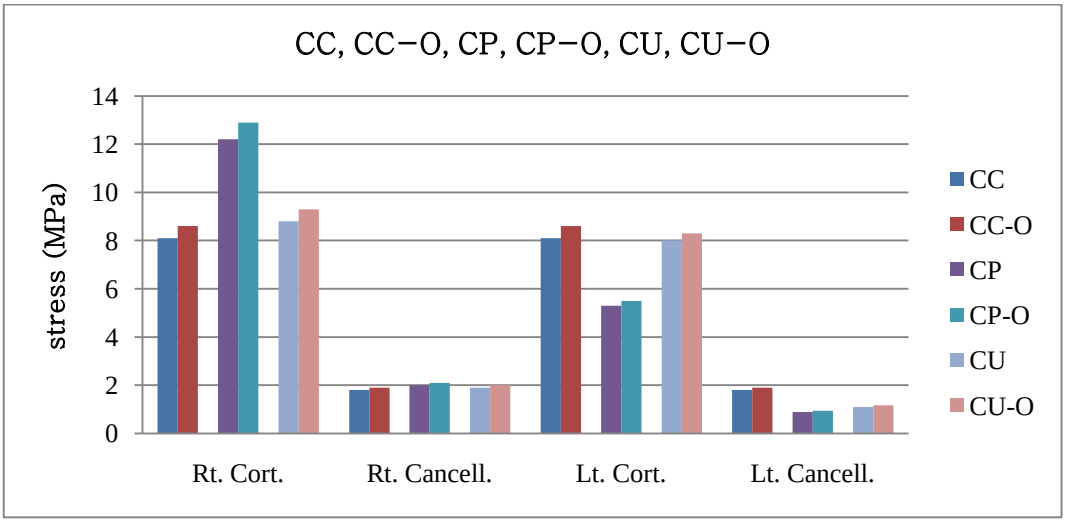
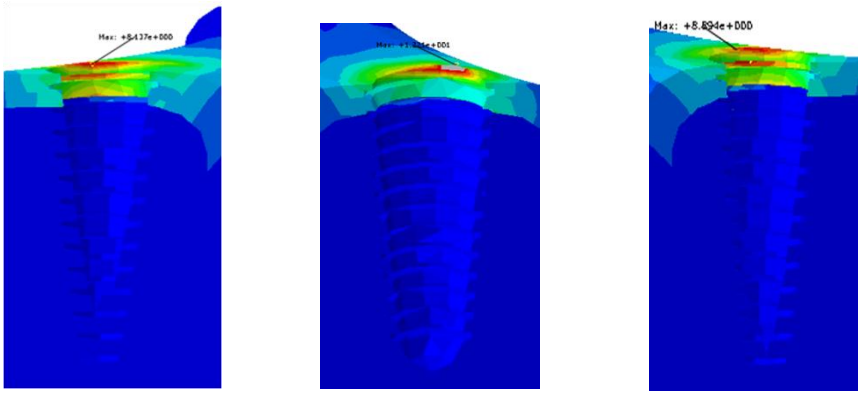


Fig. 11. Graph of von Mises stress on model CC, CC-O, CP, CP-O, CU, CU-O.

4.응력분포

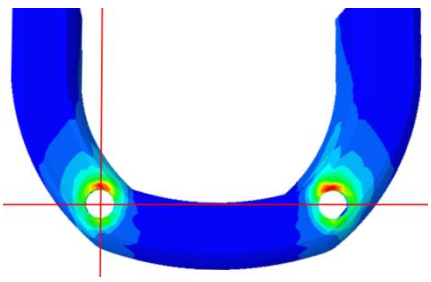
임플란트 주변골에서 응력이 가장 크게 나타나는 부위의 단면을 살펴보면, 모든 모형에서 응력의 집중은 해면골보다 피질골에 집중되었다(Fig.12).



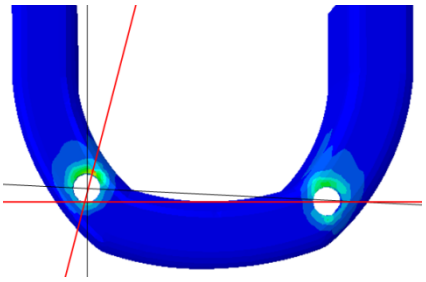
CC CP CU

Fig. 12. Distribution of stress in the peri-implant bone in model CC, CP, CU. The red color means the concentration of stress.

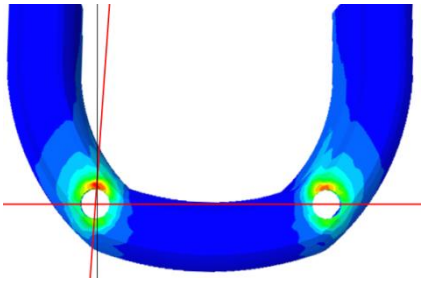
주로 응력은 임플란트의 후방 부위에 집중되었다. CC모형에서는 하중방향으로 좌우 평행하게 임플란트 후방 부위에 응력의 집중이 일어났으나, CP모형에서는 우측에 원심으로 식립된 임플란트에서 응력의 집중 부위가 후방 부위에서 내측 방향으로 이동됨을 볼 수 있었다. CU모형에서는 Locator attachment의 높이가 2mm 긴 우측 임플란트에서 후방 부위에서 약간 내측 방향에 응력의 집중이 나타났다(Fig.13).



CC



CP



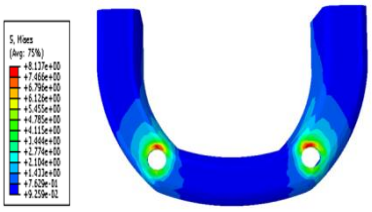
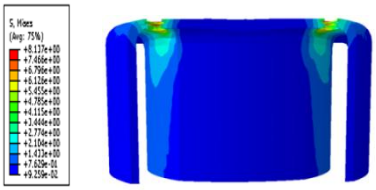
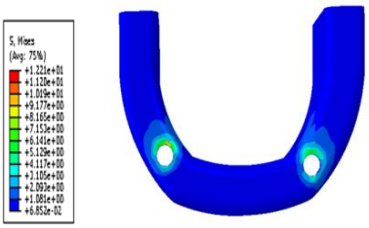
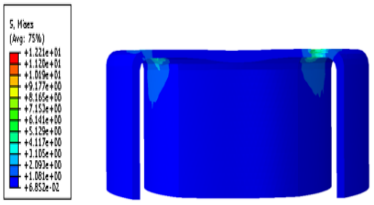
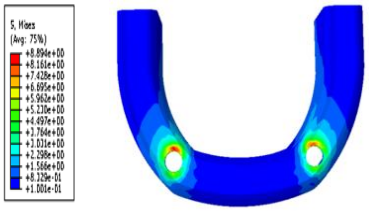
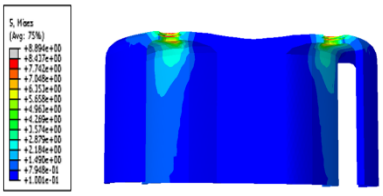
CU

Fig. 13. Magification of marginal portion of right side implant(CC, CP, CU). The red color means the concentration of stress.

CC, CP, CU모형과 매식체와 Locator attachment를 일체형으로 만든 CC-O, CP-O, CU-O모형에서 임플란트 주변골에 가해지는 응력분포 방향은 거의 변화가 없었다.

최대주응력과 최소주응력을 비교해 보면 CP, CP-O모형에서 좌우에 뚜렷한 차이를

보이면서 우측 임플란트 피질골 부위에 압축력이 집중되는 것을 볼 수 있었다 (Fig.17,18).

Models	Cortical bone	
CC		
CP		
CU		
CC-O		

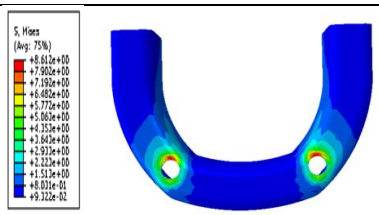
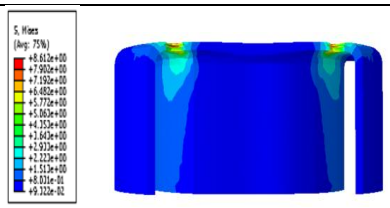
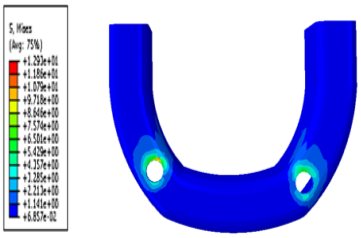
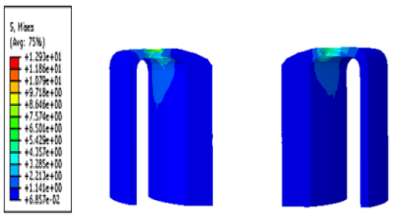
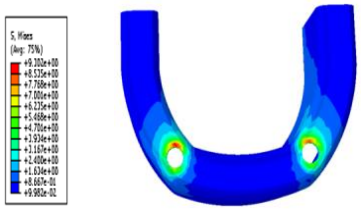
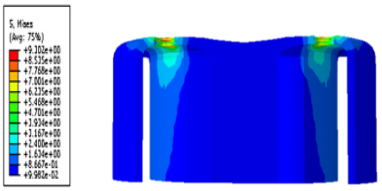
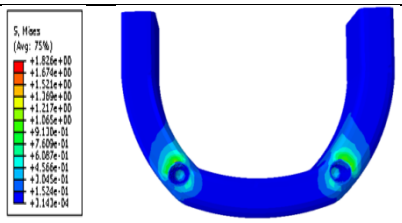
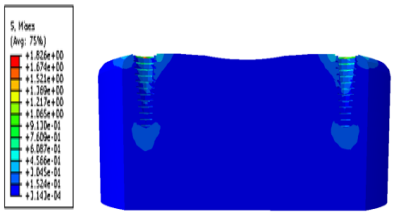
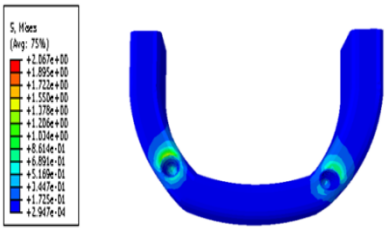
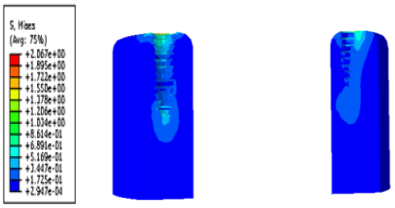
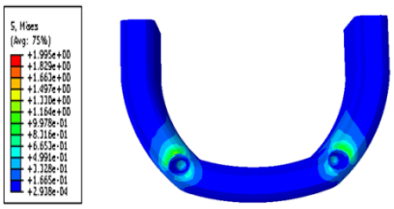
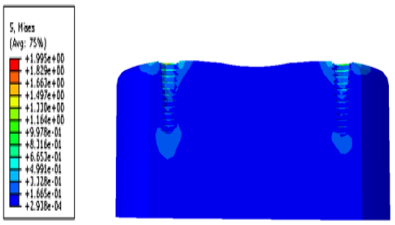
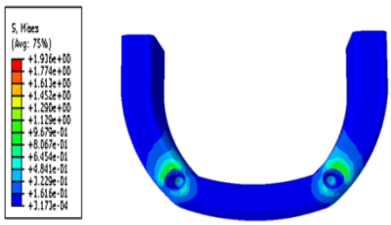
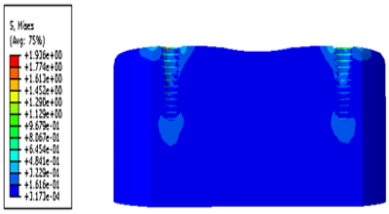
		
CP-O		
CU-O		

Fig. 14. von Mises stress distribution of cortical bone.

Models	Cancellous bone	
CC		

		
CP		
CU		
CC-O		
CP-O		

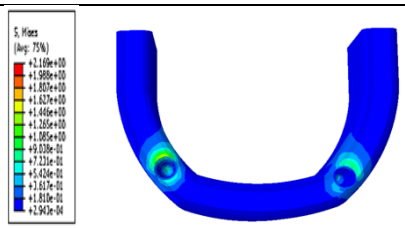
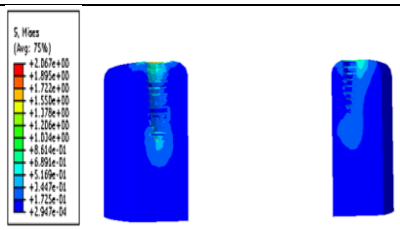
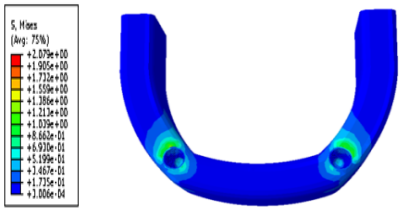
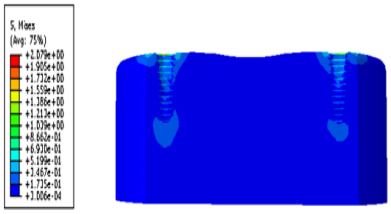
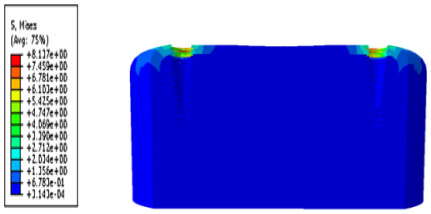
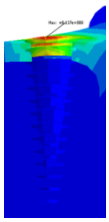
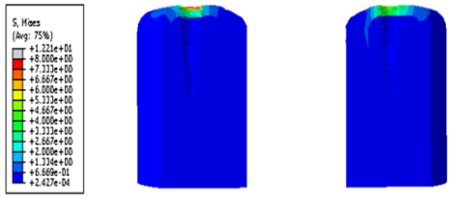
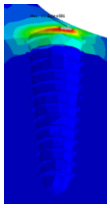
		
CU-O		

Fig. 15. von Mises stress distribution of cancellous bone.

Models	Cortical and Cancellous bone	
CC		
CP		

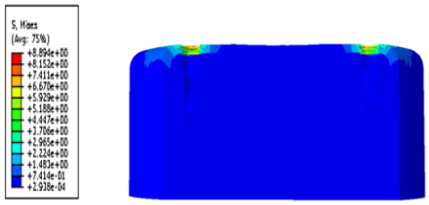
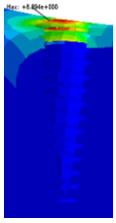
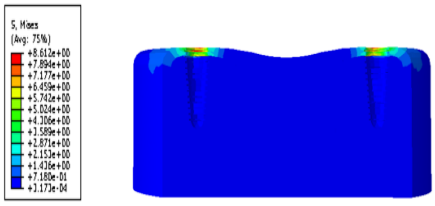
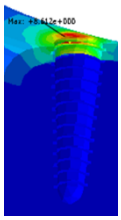
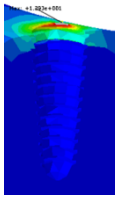
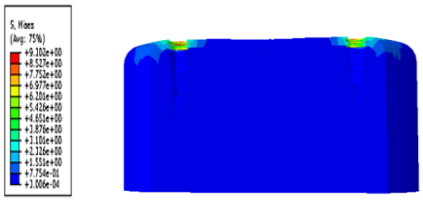
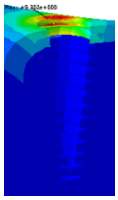
CU		
CC-O		
CP-O		
CU-O		

Fig. 16. Distribution of stress in the peri-implant bone.

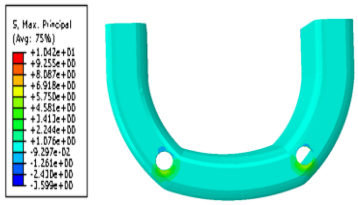
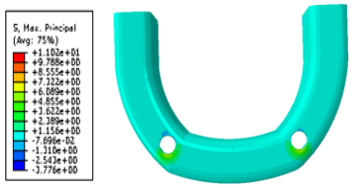
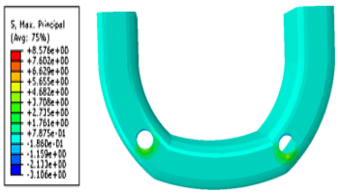
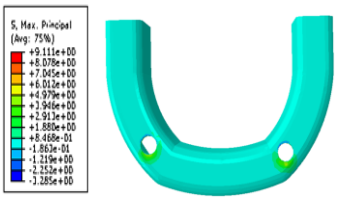
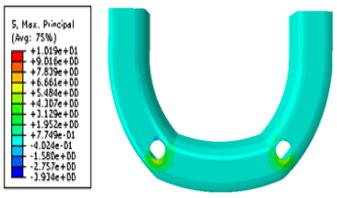
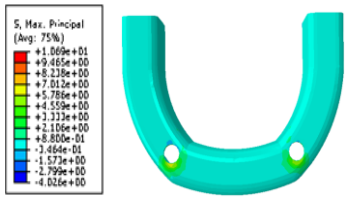
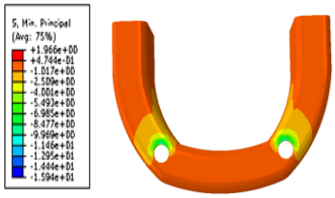
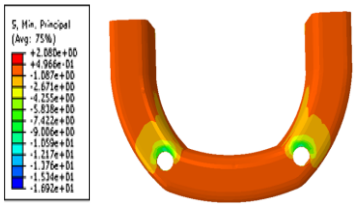
Models		Models	
CC		CC-O	
CP		CP-O	
CU		CU-O	

Fig. 17. Maximum principal stress distribution.

Models		Models	
CC		CC-O	

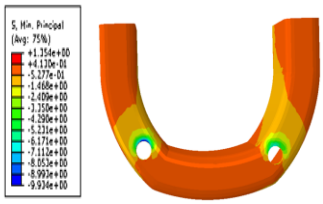
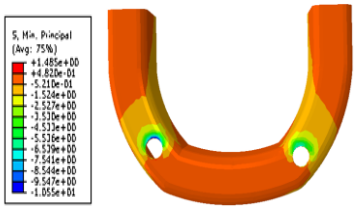
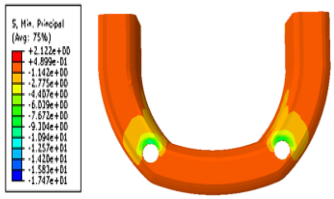
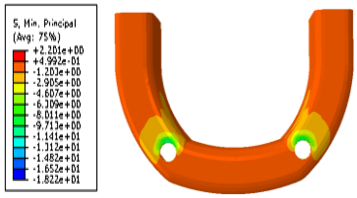
CP		CP-O	
CU		CU-O	

Fig. 18. Minimum principal stress distribution.

Ⅳ. 총괄 및 고찰

임플란트를 이용한 치료 영역의 발전으로 완전 무치악 환자의 구강회복에 있어서 총의치의 대안으로 임플란트를 이용한 치료방법이 증가되고 있다. 완전 무치악 환자를 치료하는 방법에는 크게 통상적인 총의치와 다수의 임플란트에서 의치의 유지력과 지지력을 얻는 임플란트 지지 오버덴쳐와 임플란트에서 유지력을 얻고 안정과 저작에 대한 지지는 조직에서 얻는 임플란트 유지 오버덴쳐, 다수의 임플란트를 식립한 후 고정성 보철물로 치료를 하는 fully bone anchored fixed bridge 가 있다.[42] 하악 임플란트를 이용한 오버덴쳐에 대해서는 식립되는 임플란트 개수나 연결장치의 종류, 보철적인 디자인 등 치료방법에 대해서 많은 연구들 [21)24)43)]이 진행되어 왔으며, 치료 후 장기적인 예후에 대한 객관적인 평가를 연구한 보고가 늘고 있다.[10)11)12)] 이러한 여러 연구 결과에서 보면 임플란트 오버덴쳐는 후방부의 연조직에서 부가적인 지지 및 유지력을 얻을 수 있어 고정성 임플란트 보철물보다 적은 수의 임플란트가 사용되므로 경제적으로 유리하며, 경우에 따라서는 더욱 심미적인 결과를 얻는 경우가 많다. 또한 통상적인 총의치에 비해 충분한 유지와 지지를 부여함과 동시에 그에 따른 식습관 개선, 심미, 발음 등 기능적으로 우월한 많은 근거를 가지고 있고 삶의 질 향상의 측면에서도 유리한 것으로 보고되고 있고,[6)7)11)12)42)44)] 2 개의 임플란트를 이용한 하악 오버덴쳐는 매우 높은 장기적 임플란트 성공률이 보고되고 있다.[1)13)] 따라서, 2 개의 임플란트를 이용한 하악 오버덴쳐는 하악 무치악 환자에서 주된 치료방법으로 받아지고 있다. 반면 상악에서 임플란트를 이용한 오버덴쳐에서는 Widbom 등 [45)]은 임플란트 생존율과 기능적인 면에서 권장할 만한 근거가 부족하다 하였다.

교합력이란 저작근의 수축에 의하여 발생되는 장력이 대합치 또는 그 사이에 존재하는 물질을 매개로 하여 가해지는 힘이다.[46] Proffit 와 Fields[47]는 평균 성인의 구치부의 최대 교합력은 35.6kg(349N)이라 하였고, Finn[48]은 58.1kg(569N)이라 하였고, Linderholm 과 Wennström[49]은 건강한 자연치아의 경우 제 1 대구치는 평균 490N 이며 전치부 교합력은 구치부 교합력의 1/3 에 해당한다고 보고하였다. 총의치에 있어서는 여러 연구 [34][50][51]에서 자연치열에 비해 1/4-1/6 정도의 수치인 70-130N 으로 보고되었다. 임플란트 오버덴쳐 환자의 교합력에 대한 연구에서는 총의치와 비슷하게 Mericske-Stern 등 [52]은 상악 임플란트 오버덴쳐의 교합력이 50-230N 이었다고 하였으며, Haraldson 등 [34]은 하악 임플란트 오버덴쳐의 평균 저작력은 38.7N, 최대교합력은 131.5N 으로 보고하였다.

하악 임플란트 오버덴쳐의 연구에 있어서 총의치 술식에 따른 접근과 교합에 대한 이해가 필요하고 총의치의 원리인 응력의 분산, 지지, 안정의 관점에서 결과를 분석해야 한다. Schumitt 와 Zarb[10]는 오버덴쳐의 치료는 총의치에 대한 기본지식과 보철과정에 대한 숙련이 필요하다고 하였고, Hong 등 [26]은 교합적인 측면에서는 임플란트 유지 오버덴쳐의 교합양식은 양측성 균형교합 양식이 안정적이었으며 견치유도 교합양식은 하중의 분산과 의치의 안정 면에서 불리하였다고 보고하였다. Mericske-Stern 등 [53]은 임플란트 오버덴쳐에서 교합력은 수직 근심 전방요소를 지니며 이중 수직적 요소가 가장 우세하다고 하였다. 따라서, 이번 연구에서는 하중조건을 양측 제 1 대구치 부위라 여겨지는 임플란트의 원심으로 20mm 되는 지점의 오버덴쳐에 피라미드 형태의 치아 모양에 수직적 힘을 가하는 단순한 모형을 제작하고, 선학들의 연구 [28][54][55]를 참고로 하여 100N 의 수직하중을 결정하였다.

임플란트 오버덴쳐에서 가해진 교합력은 attachment 를 통하여 임플란트와 임플란트 주변골로 전달되거나 일부는 잔존 치조제로 전달된다. 임플란트의 위치나

attachment 의 선택 등 보철의 설계는 잔존 치조제의 지지 정도를 결정하고 임플란트로 전달되는 과부하 예방에 매우 중요한 역할을 한다. 과부하가 술 후 조기 임플란트 실패와 연관이 있다는 것은 여러 연구에서 보고되었다.[56)57)] 하지만, 과연 과부하가 골유착이 된 후 임플란트 주위 골소실을 일으키는지에 관해서는 논쟁이 있다. Lang 등 [58)]과 Tonetti 와 Schmid[59)]의 보고에 따르면 이러한 임플란트 주위 골소실은 과부하가 아닌 미생물의 침착과 그로 인한 합병증과 연관이 있다고 하였다. 반면 Engel 등 [60)]과 Wennerberg 등 [61)]은 자연적으로 발생하는 교합력의 방향 및 크기를 양적으로 나타내기 힘들고 또한 이를 표준화한다거나 조절할 수 없기 때문에, 치아마모 등을 보이는 과부하 부위에 골소실을 보인다 하더라도 과부하와 임플란트 주변골의 흡수와 통계적으로 관련이 있다고 볼 수 없다고 하였다. 하지만, Miyata 등 [62)]은 인위적으로 교합을 높인 원숭이 동물실험에서 교합을 높인 정도에 따라 염증이 없는 임플란트 주위조직에 변연골 소실의 차이가 나타났다고 하였고, Duyck 등 [63)]은 개의 동물실험에서 하중을 가하지 않은 대조군과 정적 하중, 동적 하중을 가한 다음 임플란트 주변골의 소실을 살펴보았는데, 오직 동적 하중을 가한 실험에서만 골소실을 보였다고 하였다. Isidor[64)65)]는 원숭이에서 임플란트에 치태를 침착시킨 군과 과도한 교합력을 가한 군으로 나누어서 한 실험에서 치태를 침착시킨 군에서는 변연골 소실을 동반한 임플란트 주위염의 증상을 보인 반면 과도한 교합력을 가한 군에서는 골유착이 완전히 소실되거나 부분적으로 소실됨을 조직학적으로 관찰하고, 연약한 골질의 환자에서 기능 중 임플란트 실패율이 높은 것이 과부하가 임플란트 실패의 원인이라는 간접적인 증거라 말했고, Quirynen 등 [66)]은 과부하와 이상기능(parafunction)이 고정성 임플란트 보철물과 오버덴쳐에서 임플란트 주변골 소실과 골유착 상실에 관련이 있다고 보고하였으며, Naert 등 [67)]은 과부하가 변연골 소실의 가장 가능성 있는 원인이라고 보고하였다. Rangert 등 [68)]은 과도한 교합력이 임플란트에 굽힘 모멘트를 일으켜 임플란트의 파절을 야기할 수

있는데, 후향적 연구에서 살펴보면 임플란트의 파절 이전에 변연골의 소실이 일어난다고 하였다. 이는 임플란트의 파절을 일으키는 응력이 임플란트 주변 골소실을 야기할 수 있다는 것을 의미한다고 하였다. Rosenberg 등 [69]과 Urbine 등 [70]은 과부하로 인한 임플란트 실패와 biologic complications 로 인한 임플란트 실패 간의 세균학적 분석 시 차이가 있음을 발견하였다.

Wolff[71]와 Frost[72][73]는 골세포는 하중에 의해 야기된 골의 국소적인 변형에 의해 반응한다는 Wolff 의 법칙과 Mechanostat theory 를 제시하였다. 국소적인 하중에 골은 조금씩 변형으로 보상하다가 극치를 초과시 파절이 일어난다. 정상적인 성인에서 골은 1-2MPa 의 하중에 50-100microstrain, 60MPa 에서 3000microstrain 이 나타난다. 약 50-1500microstrain 안에서 골은 정상적인 기능을 하다가 1500-3000microstrain 에서 약간의 과부하가 되면서 골은 remodeling 하면서 적응한다. 반복적인 하중에 의한 3000microstrain 이상시 micro-damage 가 증가하다가 2.5%(25000microstrain, 120MPa)의 변형에서 파절이 일어난다. 반대로 하중이 작아서 50-100microstrain 이 안될 경우에는 골의 remodeling 을 통한 골 소실이 일어난다. 적절한 범위(3400-6600microstrain) 안에서 자극이 증가하면 골의 침착이 일어나고, 임플란트 주위에서는 6700microstrain 초과시 골의 소실이 나타난다.[65][74] 즉, 이런 연구들은 어떤 극치 안에서 기계적인 하중에 임플란트 주위의 골은 반응하여 골의 침착이 일어나고 반면에 이 극치 이상의 과부하에는 임플란트 주변골의 소실이나 골유착의 상실이 일어난다고 볼 수 있을 것이다. 이번 실험에서는 100N 의 교합력을 가했을 때 CP 모형에서 우측부위의 임플란트 주변골에서 최대 12.2MPa 의 응력이 관찰되었다. 이는 cellular biomechanics 관점에서 보면 임상적으로 큰 문제를 야기하지 않으리라 본다. 단, 임상에서는 교합의 방향과 빈도, 이상기능(parafunction) 등이 존재하므로 추가적인 연구가 필요하다.

임플란트와 하중의 밀접한 관계를 볼 때, 복잡한 구성요소의 역학적 관계를 살펴볼 수 있는 유한요소분석법(Finite Element Analysis)은 치과 임플란트 영역에서 매우 유용한 연구방법이다. 유한요소분석법은 1956 년 항공기 구조의 디자인을 분석하기 위해서 처음 사용되었으며 요즘 CAE(Computer Aided Engineering)를 통해 항공우주산업 및 공학분야에 매우 적극적으로 활용되고 있다. 치과에서는 1976 년 Weinstein 등 [75]이 치과용 임플란트에서 최초로 사용하였다. 근래에는 컴퓨터를 이용하여 생체와 가장 근사한 조건을 갖는 모형의 제작이 가능해져서 많은 생체역학적 정보를 제공해 오고 있다. 이 방법은 정성적 분석인 관계로 실제 응력 값과는 차이가 있지만 해석하고자 하는 물체를 컴퓨터를 이용하여 가상 영역을 구성하고 이 모형을 유한개의 요소로 분할하여 전체 영역에서 응력, 변형, 변위 등의 미지변수에 대한 해석을 수학적 방법으로 수행하는 수치해법의 일종이다. 유한요소분석법은 기본적 원리가 수학적 계산인 수리적 방법으로서 적절한 조건 설정과 정확한 계산 과정이 이루어진다면 실험 내용이 실험과 관련 없는 외적 요인에 영향을 받지 않으면서 실험할 수 있는 장점이 있다. 또한, 모형 내에서 조건을 달리한 각 모형들의 설계와 변형이 용이하고 실험 대상물이 매우 복잡한 기하학적 구조나 다양한 재료들로 이루어졌어도 그 조건들을 실험 조건에 포함시킬 수 있다. 임상적으로 실험하기 어려운 임플란트 주변골의 임의 지점에서도 3 차원 내에서 응력의 방향과 크기 등 응력 분포를 측정할 수 있으며, 응력 발생 후 변위 된 상태와 변위 되기 전 상태를 비교해 볼 수도 있다. 일반적으로 응력분석을 위하여 2 차원과 3 차원 분석이 사용되어 왔으며 일반적으로 3 차원 분석법이 2 차원 분석보다 예측이 정확하다. 3 차원 분석법의 정확도는 수학적 모형에서 결절(node)과 요소(element)의 수에 비례한다.[76][77][78] 유한요소분석법이 인체현상과 근접한 결과를 보여주지만 생체를 대상으로 하는 연구가 아니라는 한계로 생체연구(in vivo study)와의 연관성을 검증하고 문제점을 개선하기 위한 작업이 필수적이다. 실제로 임플란트 주변조직은

균일하지 않고, 등방성이나 선형탄성을 보이지 않으며, 임플란트와 골이 완전히 결합하는 것으로 볼 수 없다. 이로 인해 유한요소법적 연구에 오류가 생긴다.[79] O'Mahony 등 [80]은 유한요소 분석에서 가로 등방성(transverse isotropy)과 등방성(isotropy) 중 어떤 것을 적용하는지에 따라 연구 결과에 유의한 차이가 있다고 하였다. Block 등 [81] 은 개를 이용한 동물실험에서 성공한 임플란트에서 50%이하의 골접촉 만이 있다고 하였고, 최근에 연구한 Coelho 등 [82]은 인체회수연구(retrieval study)에서 8 년에서 13 년간 기능한 임플란트의 골-임플란트 접촉율이 20-80%였다고 보고하였다. Lian 등 [83]은 remodeling algorithm 을 이용한 골-임플란트 접촉율을 비교연구 하였는데 초기의 골접촉율이 무엇이든 간에 bone remodelling 이 평형상태에 이르면 58-60%의 골접촉율을 보인다고 하였다. Brunski 등 [84]은 유한요소분석법에 대한 연구에서 임플란트와 치조골 사이의 접촉조건을 접촉(contact)으로 설정 시 결합(bonding)으로 설정한 경우보다는 산출되는 응력에서 3 배정도 큰 응력이 관찰된다고 하였다. 하지만, Barbier 등 [85]은 동물실험에서의 임플란트 주변골의 재형성과 유한요소법적 모형에서 분석된 응력분포간에 강한 상관관계가 있음을 보여주었고, Mellal 등 [86]은 골결합 전후과정의 유한요소 모형과 기존의 생체연구결과를 비교하여, 변형에너지밀도(strain energy density)와 등가응력은 생체자료와 일치한다고 보고하였다. Davis 등 [87]과 Williams 등 [88]은 유한요소 분석법은 응력의 형태를 예측하는데 유용한 시스템으로 임상적 실패의 가능성을 감소시킬 수 있는 보철 설계를 위해 이용될 수 있다고 하였다. 따라서, 본 연구를 위한 응력 분석법으로는 유한요소분석법이 용이하다고 판단되었다.

임플란트 오버덴처에 사용되는 attachment 는 크게 비연결형의 Ball and Socket, Magnetic, Locator 와 연결형의 Bar and Clip attachment 로 나눌 수 있다. 임플란트의 수와 분포, 골질, 악궁의 형태, 필요한 유지력, 의치의 디자인, 제작의

편의성 등이 attachment 선택에 영향을 미친다. Bar attachment 는 임플란트 간의 연결고정이 가능하여 임플란트에 가해지는 힘의 분산에 용이하며 다른 attachment 에 비해 유지력이 우수하여 잔존 치조제의 흡수가 심한 경우에 사용할 수 있다고 알려져 있다.[14] 반면 상대적으로 유지관리가 어렵고, 기공 과정이 복잡하고 혀 공간을 침범할 수 있다는 단점이 있다.[89)90)] 이런 단점을 극복하기 위해서 stud 타입의 attachment 를 사용하게 되는데 이 중 요즘 많이 사용하는 것이 Locator attachment 이다. Locator attachment 는 이중 유지방식을 채택하고 있어 680-2300g 의 강력한 유지력을 발휘하여 다른 attachment 에 비해 유지력이 크고 장기간 지속된다.[18)20)91)] Locator Abutment, Replacement Male, Denture Cap 을 합한 총 높이가 3.17mm 밖에 되지 않아 낮은 높이와 외형을 가짐으로써 악간 공간이 부족한 환자에게 유리하며,[17)18)] 상방에 노출된 attachment 의 높이가 낮아서 구강위생관리가 용이하다. Ball attachment 나 Bar attachment 의 경우 임플란트를 서로 평행하게 식립해야 하는데 해부학적인 위치의 다양성과 잔존 치조골의 상태 등에 따라서 임플란트가 평행하게 식립되지 않은 경우에 의치의 철거 장착 시에 undercut 이 존재하여 어려움을 겪게 된다. 그러나, Locator attachment 는 최대 40°의 임플란트 식립 각도를 보상해 줄 수 있고, 유지력이 감소되면 의치 내면을 삭제하지 않고 Replacement Male 을 쉽게 교체할 수 있다. 오버덴쳐에서 임플란트에 가해지는 응력은 저작 시보다 의치의 철거 장착 시에 더 많이 발생하는데, 2 개의 임플란트 간에 20 도 이상의 각도 차이는 장착하는 동안 임플란트와 골계면에 응력을 많이 발생시키며,[92)] 의치의 분리 시간이 짧을수록 임플란트에 가해지는 해로운 힘의 전달이 감소하게 된다.[93)94)] Locator attachment 는 자동 정렬(self-aligning)방식의 attachment 로서 의치에 포함된 구조물에 guide plane 역할을 함으로써 의치를 쉽게 위치시킬 수 있다.[95)] 결국 attachment 의 마모를 감소시키고 임플란트에 가해지는 응력도 감소시킬 수 있다.

여러 attachment 종류에 따른 임플란트에 하중의 전달에 대한 연구는 아직 결론을 내리지 못한 상태에서 진행되어지고 있다.[15)16)] Mensor[96)]와 English[97)]에 따르면 Bar attachment 는 연결고정 및 안정효과가 뛰어나고 가급적 견고한 Bar 가 탄성이 적어 응력분산에 효과적이라고 하였다. Fueki 등 [12)], Maeda 등 [24)], Widbom 등 [45)]은 임플란트의 종류나 개수, attachment 의 종류 등에 대한 영향 또한 큰 유의차를 보이지 않는다는 보고 하였고, 단, 잔존 치조제의 흡수가 심한 경우 임플란트 간의 연결고정이 가능하여 임플란트에 가해지는 힘의 분산에 용이한 Bar attachment 를 사용하라고 하였다. Mericske-Stern 등 [98)]은 압전변환기(piezo-electric transducer)를 오버덴쳐를 지지하는 임플란트에 연결하여 환자 구강 내에서 직접 임플란트에 발생하는 응력을 측정한 결과 bite plate 를 사용하여 저작한 경우에서 Bar 에 비하여 single telescope 가 수직 방향으로 더 많은 응력을 발생하는 것으로 보고하였으며 Bar 가 응력 분산에 효과적이라고 하였다. Je 등 [99)]은 골질이나 임플란트의 전후방 분포가 불량한 경우 또는 대합치가 자연치인 경우 등의 생역학적 조건이 불리할수록 완압형의 attachment 를 사용하는 것이 임플란트나 잔존 치조제에 발생하는 응력을 분산시킬 수 있는 바람직한 방법이라고 하였다. Bergendal 와 Engquist[100)]는 Clip and Bar attachment 와 Ball attachment 의 장기간 추적 비교 연구에서 attachment 의 종류와 임플란트 성공률과는 차이가 없으나 짧고 직선인 견고한 Bar 는 임플란트에 낮은 stress 를 주어 틀니의 안정에 좋지만, 임플란트 사이가 넓은 경우 Bar 는 길어지고 굽어지고 약해져서 복잡한 stress 를 주어 Ball attachment 보다 못할 것이라 하였다. Heckmann[101)]은 rigid type attachmen 에서 골과 임플란트 계면 사이에 높은 응력이 발생하므로 Bar 보다는 Stud type 의 attachment 가 더 좋은 응력 전달양상이 보인다고 하였으며, Menicucci 등 [25)]은 Ball and Socket attachment 를 이용한 하악 임플란트 유지 오버덴쳐가 Clip and Bar attachment 를 이용한 오버덴쳐보다 작업측과 비작업측 무치악 점막으로의 하중

분산이 우수함을 보고 하였다. Trakas 등 [102]도 독립된 Ball attachment 가 하악골의 휨을 허용하므로 응력의 분산에 있어서 Bar attachment 보다 유리하다고 하였다. Naert 등 [103]은 하악 임플란트 유지 오버덴쳐에서 Clip and Bar attachment 가 Magnet 이나 Ball attachment 보다 유지력에 있어서 더 우수하나 임플란트 성공률과 주변조직의 건강, 환자 만족도에 있어서 두 종류 간 별 차이가 없다고 하였고, Gotfredsen 와 Holm[104]은 전향적 연구에서 attachment 종류와 임플란트의 성공률, 임플란트 주위 조직의 건강도, 주변골의 흡수에는 상관관계가 없다고 하였다. Burns 등 [7]과 Rutkunas 등 [20]은 attachment 에 따른 임플란트 성공률의 차이가 없고 attachment 의 유지력은 환자의 만족도와는 큰 상관관계가 있으므로 유지력이 큰 attachment 의 중요하다고 하였다.

저작시 생기는 교합력은 임플란트를 통해 주위 골 조직에 전달되는데 적절치 못한 설계에 의해 임플란트에 과도한 하중이나 회전력이 가해지면 골과 임플란트 계면의 골유착에 손상을 주거나 임플란트 주변골의 흡수를 일으켜 임플란트 상실을 초해할 수 있다.[21][42] 본 연구에서는 통상적인 유한요소법의 가정 하에, 구강의 임플란트 식립 부위 조건이 응력에 미치는 영향을 개괄적으로 분석하기 위한 연구의 일환으로 편측 견치부위의 심한 골 소실 등으로 좌우측 동일 부위에 임플란트의 식립이 어려운 경우나 좌우측의 잔존골 높이가 차이가 나는 상황에서 오버덴쳐의 유지를 위해 임플란트를 식립 해야 할 때 악골에서 임플란트의 위치가 수평적, 수직적으로 비대칭적일 경우 임플란트 주변골에 미치는 응력을 조사해 보고 추가로 Locator attachment 의 Replacement Male 의 기능을 조사해 보았다.

본 연구에서 삼차원 유한요소 해석의 결과로 산출되는 여러 가지 응력 값 중에서 등가응력(von Mises stress)과 주응력(Principle stress)을 통해 하중에 전달되는 양상과 임플란트 주변골에 나타나는 응력을 비교 분석하였다. 물체는 외부로부터

힘이나 모멘트를 받게 되면 어느 정도까지는 견디지만 얼마 이상의 크기가 되면 외력을 버티지 못하고 파괴된다. 이러한 파괴를 예측하는 기준이 되는 조건을 항복조건이라고 한다. 등가응력이란 하중을 받고 있는 물체의 각 지점에서의 비틀림 에너지(Maximum Distortion Energy)를 3 차원의 응력상태를 단축응력 상태에 상당시킨 응력으로 이 값이 항복응력에 이르렀을 때 항복(yielding)이 일어나는 것으로 생각한다. 주응력은 물체에 가해지는 각 방향의 응력성분 중에 수직응력만 존재하고 전단응력(shearing stress)은 없는 상태의 평면인 주평면에서 얻어진 수직응력으로, 스칼라값인 등가응력과 달리 벡터값이다. 주응력값이 양수이면 인장, 음수이면 압축을 나타낸다. 최대 주응력은 주로 양수의 인장응력을, 최소 주응력은 주로 음수의 압축응력이다.[105] 본 실험에서는 양수의 최대 주응력과 음수의 최소 주응력의 절대치를 각각 인장응력과 압축응력으로 간주하였다.

잔존치조제의 흡수가 심하게 진행된 하악 무치악 환자에서는 해부학적 제한 때문에 악골의 전방부 이공사이에 한정하여 임플란트를 식립할 수 밖에 없는 경우가 많다.[24][100][106] 본 연구에서도 이공사이에 2 개의 임플란트를 식립하여 유한요소 모델을 제작하였다. 임플란트의 수평적 비대칭 모형에서 임플란트 주변골 응력은 대칭모형과 비교시 수직하중 조건에서 후방에 위치한 임플란트 주변 피질골에서 8.1MPa 에서 12.2MPa 로 응력이 증가함을 볼 수 있었다. 반대로 좌측 전방에 식립된 임플란트에서는 8.1MPa 에서 5.3MPa 로 응력이 감소하였다. 좌, 우의 임플란트가 대칭인 CC 모형과 CP 모형의 비교에서 알 수 있듯이 임플란트의 위치가 평행할수록 보다 주변골에 가해지는 응력간 차이가 줄어들어 안정된 응력 분산이 나타남을 알 수 있었다. 이는 비대칭 시 각 임플란트에 가해지는 응력의 차가 커지는 것으로 대칭적으로 임플란트를 전방과 후방에 위치시켜서 양측성으로 수직적 교합하중과 수평적 교합하중을 적용하여 임플란트의 주변골의 응력을 측정한 이전의

연구 [26)107)]에서 임플란트가 전방으로 식립 될수록 주변골 응력이 작게 나타나고 안정된 응력의 분산을 보였던 결과와 같은 결과라 하겠다. 수평적 비대칭 모형에서 양측에 동일하게 수직적 하중을 준 경우 나타나는 결과는 대칭모형에서 편측 하중을 준 결과와 비슷하였다. 이는 의치의 하중의 분산과 안정이라는 측면에서 보철의 디자인에 고려해 보아야 할 사항이라고 사료된다.

견치부에 대칭되도록 식립된 임플란트에서 임플란트 주변골 응력의 집중이 주로 임플란트의 후방 부위에 나타났으며 이는 같은 유형의 연구로 두 종류의 attachment 의 응력을 비교했던 일련의 연구 결과들 [23)25)]과 일치하였고, 임플란트에서 응력의 집중은 모두 하중을 가한 좌우측 제 1 대구치 방향인, 실제 주된 힘의 방향 쪽으로 응력의 집중을 나타내었다. 하지만, 비대칭적으로 식립된 모형에서는 임플란트에 가해지는 응력의 집중 부위가 내측으로 이동됨을 볼 수 있었다. 이는 오버덴쳐 전체가 2 개의 임플란트를 연결한 가상의 선을 중심으로 회전하면서 응력이 분산됨을 알 수 있었다. 이는 수직적 비대칭 모형(CU 모형)보다 수평적 비대칭 모형(CP 모형)에서 더 두드러지게 나타났다. 이는 수평적 비대칭 모형에서 보다 많은 회전축의 변화가 일어난다는 것으로 생각 되어 지며, 임상적으로 고려해야 할 것이라 사료된다.

Ichikawa 등 [23)]은 임플란트 유지 오버덴쳐의 임플란트와 연조직의 교합압 분산에 대한 연구에서 응력이 임플란트에 집중되었고 특히 임플란트의 원심에 집중되었으며 주로 인장력의 성향을 띄고 있다고 하였다. 이번 실험에서는 후방 부위에서 상방부위에 압축력의 성향이 하방부위에서는 인장력의 성향을 나타내었다.

Meijer 등 [30)31)]은 악골에서 내부에 해면골을 감싸고 있는 피질골의 두께를 순측에서 1mm, 설측에서 2mm 등 평균 1-3mm 라고 하였다. 본 실험에서는 임플란트의 순측과 설측에 1mm 의 피질골을 포함한 2mm 의 잔존골이 있도록

설계하였다. 본 연구에서 주변골에서의 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 Lum 과 Osier[108], Atilla 와 Sungur[109], Borchers 와 Reichart[110]의 연구와 같은 결과를 보여주었다. Misch[111]는 초기 임플란트 안정성은 피질골에서 얻고 대부분의 응력은 피질골에 집중되며 해면골에 나타난 응력은 피질골의 1/10 정도로 그 응력치는 물리적, 임상적으로 중요한 의미를 갖지 않는다고 하였다. 임플란트에서 피질골 부위에 응력이 집중되는 이유는 표면을 감싸고 있는 피질골은 고도로 석회화가 되어 있는 치밀골로, 압축 또는 인장강도가 매우 높아 하중지지 능력이 우수하기 때문이다.[112] 또한, 건강한 자연치는 측방압을 받을 때 56-108μm 정도 움직이고 치근단 2/3 지점을 중심으로 회전하여 피질골에 가해지는 응력을 치근단 쪽으로 분산시키지만, 임플란트는 같은 힘을 받을 때 10-50μm 정도만 움직이며 해면골에서 미세한 움직임이 있을 때 피질골이 지렛대의 중심역할을 하기 때문이다.[113][114][115]

피질골의 특성상 압축응력에는 강하나 인장과 전단응력에 취약하다.[116] 피질골의 인장강도는 72-76MPa, 압축강도는 140-170MPa, 탄성한계는 약 60MPa 이다. 해면골의 인장강도는 22-28MPa 이므로 인장력을 받는 부위에서 응력이 28MPa 을 넘지 않고 임플란트에 가해지는 하중이 골과 임플란트 계면에서 탄성 한계 이하의 응력을 유발한다면 골내 미세파절이 발생하지 않을 것이다. 실제 나타나는 임플란트와 골 계면에서의 응력은 이들의 혼합으로 나타난다.[117][118]

수직적 비대칭 모형(CU 모형)에서는 높이가 2mm 긴 Locator attachment 를 사용한 우측 임플란트에서 주변골과 Locator attachment 에서 응력이 증가하였다. 이는 7 년간 Bar 와 Ball attachment 를 사용한 50 명의 환자에서 임플란트의 응력을

줄이기 위해서는 가능한 attachment 의 높이를 낮추어서 lever arm 의 길이를 짧게 유지해야 한다고 한 Bergendal 와 Engquist[100]의 연구 결과와 같다고 하겠다.

Locator attachment 를 매식체와 일체형으로 만든 비완압형 모형에서 피질골에서 3-6%, 해면골에서 5% 정도의 응력 증가가 일률적으로 관찰되었다. 이는 Locator attachment 의 Replacement Male 의 효과가 응력의 완화에 영향을 미침을 알 수 있다. 이는 locator attachment system 이 0.2mm 수직적공간과 8 도의 hinge movement 허용으로 stree 감소시키는 효과가 있다고 볼 수 있다.[119]

단, 비완압형 attachment 사용시 주변골에 가해지는 응력이 예상보다 작게 증가하였는데 이는 임플란트에 가해지는 응력이 주변골로 전달되기 전에 임플란트 매식체와 attachment 내부에 흡수 되는 것으로 예상해 볼 수 있다. 이는 임플란트 비대칭적 식립 위치가 임플란트 매식체의 실패보다는 상부보철물 실패에 더 큰 영향을 주리라 생각된다.

Ⅴ.결론

하악 완전 무치악 환자에서 하악의 이공 사이에 2 개의 임플란트를 식립하는 경우 좌우 동일한 위치에 임플란트를 식립할 수 없다는 가정하에 비대칭적으로 Locator attachment 가 장착된 오버덴쳐의 유한요소 모델을 이용하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 수평적, 수직적 비대칭 모형에서 기본 모형에 비해 후방과 높게 위치한 Locator attachment 에서 임플란트 주변골과 locator attachment 에 응력이 증가하였다. 반대측 위치의 임플란트 주변골과 locator attachment 에 가해진 응력은 감소하였다.

2. Locator attachment 의 사용이 Locator attachment 와 임플란트 매식체를 일체형으로 만든 비완압형 attachment 를 사용한 것보다 주변골에서 약 3-6%의 응력의 감소가 관찰되었다.

3. 모든 모형에서 임플란트 주변골의 응력 집중은 Locator attachment, 피질골, 해면골 순이었다.

4. 대칭적 모형에서는 임플란트 주변골의 응력의 집중이 하중이 가해진 후방쪽에 집중 되었으나, 비대칭 모형에서는 집중 부위가 내측으로 이동됨을 볼 수 있었다.

무치악 환자에서 2 개의 임플란트를 사용하여 오버덴쳐를 제작 시 Locator attachment 는 좌우 대칭되고 동일한 높이로 배열 위치시키는 것이 좌우 임플란트의 응력 분산에 유리한 것으로 나타났다.

Ⅵ.참고문헌

1. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, et al. The McGill consensus statement on overdentures. mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Gerodontology 2002;19:3-4.
2. Mericske-Stern R. Clinical evaluation of overdenture restoration supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 1990; 5:375-83.
3. Korea National Statistical Office. 2012. (http://www.stat.go.kr).
4. Wright PS. Two implants for all endentulous mandibles. Br Dent J 2006; 200(8):469.
5. Carlsson GE, Lindquist LW, Jemt T. Long-term marginal periimplant bone loss in edentulous patients. Int J Prosthodont 2000;13:295-302.
6. 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.
7. Burns DR, Unger JW, Elswick RK Jr, Giglio JA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentues: Part Ⅱ-Retention, stability and tissue response. J Prosthet Dent 1995;73:364-9.
8. Raghoebar GM, Meijer HJ, Stegenga B, van't Hof MA, van Oort RP, Vissink A. Effectiveness of three treatment modalities for the edentulous mandible. A five-year randomized clinical trial. Clin Oral Implants Res 2000;11:195-201.
9. 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.
10. Schmitt A, Zarb GA. The notion of implant-supported overdentures. J Prosthet Dent 1998;79:60-5.

11. Attard NJ, Zarb GA. "Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant overdentures: the Toronto study". Int J prosthodont 2004;17:425-33.

12. Fueki K, Kimoto K, Ogawa T, Garrett NR. Effect of implant-supported or retained dentures on masticatory performance: Asystematic review. J Prosthet Dent 2007;98:470-7.

13. British Society for the Study of Prosthetic Dentistry. The York consensus statement on implant-supported overdentures. Eur J Prosthodont Restor Dent 2010;18(1):42.

14. Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, van Steenberghe D. A 5-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants in the mandibular overdenture therapy. Part Ⅰ: peri-implant outcome. Clin Oral Implants Res 1998;9:170-7.

15. Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - a review. J Dent 2002; 30: 271-82.

16. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. Clin Oral Implants Res 1996; 7: 143-52.

17. Kim SO. Implant Overdenture. Myung Moon Publishing Co., Seoul. 2007;115-8, 344-50.

18. Geckili O, Bilhan H, Bilgin T. Locator attachments as an alternative to ball attachments in 2-implant retained mandibular overdentures. J Can Dent Assoc 2007;73:691-4.

19. Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. J Prosthodont 2004; 13(4):221-6.

20. Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H. Evaluation of stable retentive properties of overdenture attachments. Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal 2005;7:115-20.

21. Kenny R, Richards M, Photoelastic stress patterns produced by implant retained overdenture. J Prosthet Dent 1998;80:559-64.

22. Federick DR, Caputo AA. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. J Prosthet Dent 1996;76:624-32.

23. Ichikawa T, Horiuchi M, Wiganto 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.

24. Maeda Y, Horisaka M, Yagi K. Biomechanical rationale for a single implant-retained mandibular overdenture: An in vitro study. Clin Oral Implants Res 2008;19:271-5.

25. 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.

26. 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.

27. Lucas FT, Valenim AR, Juliana AD. Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdenture: A two-dimensional finite element analysis. J Craniofac Surg 2010;21:696-702.

28. Won WJ. A Finite Element Analysis of Stress on Peri-implant Bone Depending on Attachments and Width of Residual Alveolar Ridge in Implant Overdenture. Department of Dentistry Graduate School, Yonsei University.

29. Lee DO, Chung CH, Cho KZ. A study on the three dimensional finite element analysis of the stresses according to the curvature of arch and placement of implants. J Korean Acad Prosthodont 1995;33:98-129.

30. 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.

31. Meijer H, Starmans F, Steen W, Bosman F. A three-dimensional finite element analysis of bone around dental implants in an endentulous human mandible. Arch Oral Biol 1993;38:491-6.
32. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Quintessence Publishing Co., Chicago. 1985;199-209.
33. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. J Oral Implantol 1997;23:104-11.
34. Haraldson T, Karlsson U, Carlsson GE. Bite force and oral function in complete denture wearers. J Oral Rehabil 1979;6:41-8.
35. Hart RT, Hennebel VV, Thongpreda N, Van Buskirk WC, Anderson RC. Modeling the biomechanics of the mandible: A three-dimensional finite element study. J Biomechanics 1992;25:261-86.
36. del Valle V, Faulkner G, Wolfaardt J. Craniofacial osseointegrated implant-induced strain distribution: a numerical study. Int J Oral Maxillofac Implants 1997;12:200-10.
37. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent 2001;85(6):585-98.
38. Lin CL, Wang JC, Ramp LC, Liu PR. Biomechanical response of implant systems placed in the maxillary posterior region under various conditions of angulation, bone density, and loading. Int J Oral Maxillofac Implants 2008;23:57-64.
39. Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. J Biomech 1993;26:111-9.
40. Meyer U, Vollmer D, Bourauel C, Joos U. Sensitivity analysis of bone geometries around oral implants upon bone loading using finite element method. Comp Meth Biomech Biomed Eng 2001;3:553-9.
41. Akca K, Cehreli MC, Iplikcioglu H. A comparison of threedimensional finite

element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. Int J Prosthodont 2002;15:115-121.

42. Spiekermann H, Donath K, Hassel T, et al. Color atlas of dental medicine: Implantology. Thieme medical Publishing Co., New York. 1995;146-7.

43. Sadowsky SJ. Mandibular implant retained overdentures: A literature review. J Prosthet Dent 2001;86:468-73.

44. Gotfredsen K, Carlsson GE, Jokstad A, et al. Implants and/or teeth: Consensus statements and recommendations. J Oral Rehabil 2008;35(1):2-8.

45. Widbom C, Soderfeldt B, Kronstrom M. A retrospective evaluation of treatments with implant-supported maxillary overdentures. Clin Implant Dent Relat Res 2005;7:166-172.

46. Helkimo M. Studies on function and dysfunction of the masticatory system. II. Index for anamnestic and clinical dysfunction and occlusal state. Sven Tandlak Tidskr 1974;67(2):101-21.

47. Proffit WR, Fields HW. Occlusal force in normal and long-face adults. J Dent Res 1983;62:566-70.

48. Finn RA. Relationship of vertical maxillary dysplasias, bite force, and integrated EMG. Abstracts of Conference on Craniofacial Research. Center for Human Growth and Development. Ann Arbor, MI University of Michigan, 1978.

49. Linderholm H, Wennström A. Isometric bite force and its relation to general muscle force and body build. Acta Odontal Scand 1970;28:679-89.

50. Christensen J, Morimoto T. Dimension discrimination at two different degrees of mouth opening and the effect of anesthesia applied to the periodontal ligaments. J Oral Rehabil 1977;4:157-164.

51. Ishiwara T. Masticatory efficiency and particle size distribution of mastificated raw rice. J Jpn Stom Soc 1995;22:207-55.

52. 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 Maxillofac Implants 1993;8:641-9.

53. Mericske-Stern R, Geering AH, Buergin WB, et al. Three dimensional force measurements on mandibular implants supporting overdentures. Int J Oral Maxillofac Implants 1992;7:185-94.

54. Ogata K, Satoh M. Centre and magnitude of vertical forces in complete denture wearers. J Oral Rehabil 1995;22:113-9.

55. Cruz M, Lourenco AF, Toledo EM, et al. Finite element stress analysis of cuneiform and cylindrical threaded implant geometries. Technol Health Care 2006;14:421-38.

56. Adell R, Lekholm U, Rockler B. et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaws. Int J Oral Surg 1981;6:387-416.

57. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, et al. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. Eur J Oral Sci 1998;106:721-64.

58. Lang NP, Wilson TG, Corbet EF. Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. Clin Oral Implant Res 2000;11:146-55.

59. Tonetti M, Schmid J. Pathogenesis of implant failures. Periodontol 2000;4:127-38.

60. Engel E, Gomez-Roman G, Axmann-Krcmar D. Effect of occlusal wear on bone loss and Periotest value of dental implants. Int J Prosthodont 2000;14: 444-50.

61. Wennerberg A, Carlsson GE, Jemt T. Influence of occlusal factors on treatment outcome: a study of 109 consecutive patients with mandibular

implant-supported fixed prostheses opposing maxillary complete dentures. Int J Prosthodont 2001;14:550-5.

62. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, et al. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: a histologic study in monkeys. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:425-31.

63. Duyck J, Ronold HJ, Oosterwyck HV, et al. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. Clin Oral Implants Res 2001;12:207-18.

64. Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. Clin Oral Implants Res 1997;8:1-9.

65. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. Clin Oral Implants Res 2006;17(2):8-18.

66. Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. Clin Oral Implants Res 1992;3:104-11.

67. Naert I, Quirynen M, Van Steenberghe D, et al. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: prosthetic aspects. J Prosth Dent 1992;68:949-56.

68. Rangert B, Krogh P, Langer B, et al. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10:326-34.

69. Rosenberg ES, Torosian JP, Slots J. Microbial differences in 2 clinically distinct types of failures of osseointegrated implants. Clin Oral Implant Res 1991;2:135-44.

70. Urbine R, Penarrocha M, Sanches JM, et al. Marginal peri-implantitis due to occlusal overload. A case report. Med Oral 2004;9:159-62.

71. Wolff J. The laws of bone remodeling. Springer-Verlag, Berlin. 1986.

72. Frost HM. Perspectives: bone's mechanical usage windows. Bone and Mineral 1992;19:257-71.

73. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. Angle Orthodontist 2004;74:3-15.

74. Melsen B, Lang NP. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. Clin Oral Implants Res 2001;12:144-52.

75. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. J Dent Res 1976;55(5):772-7.

76. Frost HM. A determinant of bone architecture: the minimum effective strain. Clinical Orthopaedics 1983;175:286-92.

77. Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF. Comparison of two-dimensional and three dimensional finite element analysis of a blade implant. Int J Oral Implantol 1987;4:25-31.

78. Malekmadani G. Sheikhrezai R. Analyzing multibody contact in 3-D. Mech Eng 1989;7:47-51.

79. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, et al. Role of the finite element model in dental implants. J Oral Implantol 2000;26(2):77-81.

80. O'Mahony AM, Williams JL, Spencer P. An isotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. Clin Oral Implants Res 2001;12:648-57.

81. Block MS, Finger IM, Fontenot MG, Kent JN. Loaded hydroxylapatite-coated and grit-blasted titanium implants in dogs. Int J Oral Maxillofac Implants 1989;4:219-25.

82. Coelho PG, Marin C, Granato R, Suzuki M. Histomorphologic analysis of 30 plateau root form implants retrieved after 8 to 13 years in function. A human retrieval study. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2009;91:975-9.

83. Lian Z, Guan H, Ivanovski S, Loo YC, Johnson NW, Zhang H. Effect of bone to implant contact percentage on bone remodeling surrounding a dental implant. Int J Oral Maxillofac Surg 2010;39:690-8.

84. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15(1):15-46.

85. Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, et al. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. J Oral Rehabil 1998;25(11):847-58.

86. Mellal A, Wiskott HW, Botsis J, et al. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. Clin Oral Implants Res 2004;15(2):239-48.

87. Davis DM, Zarb GA, Chao YL. Studies on frameworks for osseointegrated prostheses. Part 1. The effect of varying the number of supporting abutments. Int J Oral Maxillofac Implants 1988;3:197-201.

88. Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, et al. Finite element analysis of fixed prosthesis attached to osseointegrated implant. Quintessence 1990;21:563-70.

89. Adell R. Long-term treatment results. In: Bränemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, editors. Tissue integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. Quintessence Publishing Co., Chicago. 1985;175-86.

90. Ericsson I, Lekholm U, Bränemark P-I. A Clinical evaluation of teeth and osseointegrated titanium implants. J Clin Periodontol 1986;13:307-12.

91. Chung KH, Chung CY, Cagna DR, et al. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. J Prosthodont 2004;13(4):221-26.

92. Hobkirk JA, Watson RM. Color atlas and text of dental and maxillofacial implantology. Mosby-Wolfe 1995;73-9.

93. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P. Mandibular implant-retained overdenture: A clinical trial of two anchorage systems. Int J Oral Maxillofac Implants 1998;13:851-56.

94. Tayer H, Caputo A. Occlusal force transmission by overdenture attachment. J Prosthet Dent 1979;41:266-71.

95. Allen LS. A low-profile implant overdenture attachment: A case report. Contemp Esthet Rest Pract 2000;11:1-3.

96. Mensor M. Attachment fixation for overdentures Part I. J Prosthet Dent 1997;37:366-73.

97. English C. Bar patterns in implant prosthodontics. Implant Dent 1994;3:217-29.

98. Mericske-Stern R, Piotti M, Sirtes G. 3-D in vivo force measurements on mandibular implsnts supporting overdentures. A comparative study. Clin Oral Implants Res 1996;7:387-96.

99. Je HJ, Jeon YC, Jeong CM, Lim JS, Hawong 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(4):397-411.

100. Bergendal T, Engquist B. Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 1998;13:253-62.

101. Heckmann SM, Winter W, Meyer M, et al. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 1: In vivo verification of stereolithographic model. Clin Oral Implants Res 2001;12:617-23.

102. Trakas T, Michalakis K, Kang K, et al. Attachment systems for implant retained overdentures: A literature review. Implant Dentistry 2006;15:24-34.

103. Naert I, Quirynen M, Hooghe M, et al. A comparative prospective study of splinted and unsplinted Branemark implants in mandibular overdenture therapy: A preliminary report. J Prosthet Dent 1994;71(5):486-92.

104. Gotfredsen K, Holm B. Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: a randomized prospective 5-year study. Int J Prosthodont 2000;13:125-30.

105. Kim SJ. Three dimensional finite element analysis of short implant placement without bone graft on atrophic posterior maxilla. Department of Dentistry Graduate School, Yonsei University.

106. Davis DM. The role of implants in the treatment of edentulous patients. Int J Prosthodont 1990;3:42.

107. Hong HR. Comparison of Peri-Implant Bone Stresses according to the Positions and Angulations of the Implants which Support the Mandibular Overdenture. Department of Dentistry Graduate School, Kyunghee University.

108. Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: An analysis using statics. Part 2: Axial loading. J Oral Implantol 1992;18:349-53.

109. Atilla S, Sungur G. 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.

110. 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.

111. Misch CE. Prosthetic options in implant dentistry. Contemporary implant dentistry 3rd edition. Mosby. 2008;92-104, 293-314.

112. 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.

113. Parfitt GS. Measurement of the physiologic mobility of individual teeth in an axial direction. J Dent Res 1960;39:68-73.

114. Muhlemann HR, Sabdir LS, Rakeitshak KH. Tooth mobility: Its cause and significance. J Periodontol 1965;36:148-56.

115. 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.

116. Guo XE. Mechanical properties of cortical bone and cancellous bone tissue. Bone Mechanics Handbook. Cowin SC. CRC Press, Boca Raton. 2001;1–23.

117. Chiapasco M, Gatti C. Implant-Retained Mandibular Overdentures with Immediate Loading: a 3-to 8-Year Prospective Study on 328 Implants. Clin Implant Dent Relat 2003;5:29-38.

118. Evans FG. Mechanical properties of bone. Thomas. Springfield, Illinois. 1973;83-94:123-61.

119. Igor C, Phuong D, Farhad V. Implant-retained partial overdenture with resilient attachments. J Prosthodont 2008;17(2):141-8.

ABSTRACT

The effects of the asymmetry of implant position on stress distribution in mandibular implant retained overdenture : A Finite Element Analysis

Sang-Hoon Lee

Department of Dentistry

Graduate School, Yonsei University

(Directed by Professor Dong-Hoo Han, DDS, MSD, Ph.D.)

High success rate has been reported for edentulous patients using two implant-retained overdenture. However, in clinical situations, the symmetrically positioned left and right implants may not be available to improve the stability of the overdenture and sufficient data regarding such situations are not widely available. Thus, the purpose of this study was to evaluate the effects of two asymmetrically placed implants and symmetrical locater attachment height on the peri-implant bone by means of finite element analysis.

In this study, experimental models to simulate completely edentulous mandibular bone with two implants placed on mandibular canine region were used for finite element analysis. Buccolingual width of alveolar ridge was set as 8mm, allowing 2mm residual bone buccolingually when 4mm-diameter-implants were placed. Cortical bone was assumed to be 1mm thick and the rest of bone was

assumed to be composed of cancellous bone. 2mm thick mucous membrane was allowed between the denture base and mandibular bone and 10mm thick resin plate, which corresponds to overdenture was designed. The model with 4mm x 10mm implants placed on the mandibular canines in parallel with each other at the same height along with a locator attachments placed 2mm above the mucous membrane was regarded as a standard model. In experiment 1, compared to the standard model, the right implant was placed 2 mm distal to the original position(horizontal asymmetry model); In experiment 2, the height of right side locator attachment was extended by 2mm compared to the standard model(vertical asymmetry model); In experiment 3, the integral model was fabricated with the fixture, locator abutments, replacement males, and denture caps which were prepared with the same materials as the implant body, was compared under the same conditions as experiments 1 and 2 in order to assess the effect of replacement males in locator attachment.

From the result of finite element analysis, it was observed that the stress exerted on the peri-implant bone of the horizontal asymmetry model increased more in both cortical and cancellous bone. Also, more stress was identified on the peri-implant bone of the vertical asymmetry model. For the model with locator attachments and implant fixture manufactured with the same materials as the implant body, approximately 3-6% elevated stress was observed in the peri-implant bone. In all model cases, the order of the highest stress concentration to lowest on surrounding bone of implant were: locator attachment, cortical bone, and cancellous bone respectively. In the standard model, the stress exerted on

peri-implant bone was focused rather distally to the actual load bearing area, where as in both horizontal and vertical asymmetry models stress from peri-implant bone was focused more medially.

Within the limitation of this study, it can be concluded that when two implant-retained overdenture is designed for edentulous patients, it is advantageous to place locator attachments in bilateral symmetry at the same height and horizontally symmetrical position for balanced stress distribution.

Key words: Implant, overdenture, attachment, finite element analysis, peri-implant bone, asymmetry of implant position, stress