3차원 유한요소법에 의한 임플란트 지지 3본 고정성 가공 의치의 부적합도가 인접골 응력에 미치는 영향 분석

경북대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실

이승환 · 조광헌

본 연구에서는 유한요소해석 방법을 사용하여 임플란트 지지 3본 고정성 가공 의치에 수평적인 부적합이 존재할 때 그 정도가 임플란트 인접골 응력 발생에 미치는 영향에 대해 조사하였다. 3본 고정성 가공의치, 임플란트/악골 복합체로 구성된 해석 모델은 3차원으로 연구되었다. 3본 고정성 가공의치의 체결 간격은 하악 제2 소구치와 제2 대구치에 17.9mm 거리로 식립된 임플란트 간격에 비해 0.1mm 짧거나(17.8mm), 0.1mm 길게(18.0mm) 모델링하였다. 3본 고정성 가공의치와 임플란트 지대주 간의 체결은 총 6단계로 모사되었고 각 단계별로 가공의치가 하방으로 0.1mm 씩 변위되었다. 유한요소해석에는 PC용으로 출시된 DEFORM^{TM} 3D 프로그램(ver 6.1, SFTC, Columbus, OH, USA)을 사용하였다. 3본 고정성 가공의치와 임플란트 사이의 응력은 von-Mises 응력, 최대 압축 응력, 필요한 경우 방사상 응력을 평가하였다. d=18.0mm인 모델에서는 가공의치와 지대주간의 체결이 이루어지지 않은 반면, d=17.8mm 인 모델에서는 성공적으로 체결이 가능했다. 체결 여부를 떠나 과도하게 높은 응력이 체결과정과 그 이후에 발생되었는데, 17.8mm 모델의 경우 체결완료 후에도 임플란트 주위 변연골에서 잔류하는 인장 및 압축 응력이 각각 최대 186.9MPa과 114.1MPa이었다. 이 경우 임플란트로부터 2mm 떨어진 부분까지 압축 응력이 골개조 장애 임계 응력인 55MPa(4,000με과 같은 크기)보다 크게 측정되었다. 3본 고정성 가공의치의 0.1mm 크기의 수평적 부적합은 체결 과정뿐만 아니라 완료 후에도 인접 변연골에 높은 응력을 발생시킬 수 있다.

주요어: 유한 요소 해석, 수평 부적합, 임플란트지지 고정성 보철 (**구강회복응용과학지** 2012:28(2):147~161)

서 론

임플란트 실패 증례는 인접골 흡수나 임플란트 동요와 같은 전조 과정을 대부분 거친다. 인접골 흡수는 발생 시점과 진행 양상에 따라 초기 흡수와 후기 흡수로 구분되는데, 초기 흡수는 임플란트 식립 후 치유 기간이나 지대주 체결 직후에 생기는 골흡수를 의미하며 수술시 가해진 과열이나 골손상[1], 생물학적 폭경문제[2,3], 치유 기간 중 부하된 과도한 하중[1] 등이 원인으로 알려

교신저자: **조광헌**
경북대학교 치의학전문대학원 보철학교실, 대구광역시 중구 달구벌대구 2175, 700-705, 대한민국.
Fax: +82-53-427-0778, E-mail: khjo@knu.ac.kr
원고접수일: 2012년 04월 20일, 원고수정일: 2012년 05월 23일, 원고채택일: 2012년 06월 25일

져 있고, 여기에 임플란트 디자인[4-6]과 식립부의 골조건[7]이 중요한 영향을 미친다고 보고되었다. 후기 흡수는 보철물 체결이후 임플란트가 기능력을 받으며 진행되는 골융합의 파괴로 염증[8,9] 및 과부하[10,11]가 원인으로 거론되고 있다. 이같이 임플란트의 안정성 상실과 인접골 흡수와 관련하여 그 발생 시점이나 진행 양상의 차이를 막론하고 중요한 원인의 하나로 과부하 문제가 지목되어 왔으며, 임플란트 치료의 성공을 좌우하는 핵심 요소의 하나로 간주되어 왔다.

골 과부하는 복잡한 성격의 문제이다. 왜냐 하면 교합압 등 기능력이 보철물과 임플란트를 거쳐 최종적으로 골에 전달되어 응력을 발생시키는 일련의 과정에 영향을 미치는 인자가 다양하며 서로 중첩되어 작용할 뿐 아니라 형성이 복잡하여 정량적인 분석과 예측이 쉽지 않기 때문이다. 많은 선학들이 이 문제에 대한 이해를 높이기 위해 다양한 연구를 해왔다. 교합압 크기나 작용 방향, 골조건과 더불어 임플란트의 사이즈나 형상[7,12] , 경부 모양 혹은 나사산[13,14] 등의 임플란트 디자인 요소와 골밀도나 피질골 두께, 골질 등의 골 요소[15-17]가 골유착과 그 이후의 응력에 미치는 영향이 광범위하게 연구되어 왔다. 최근 Chun[18]은 임플란트 식립 시술 자체가 골압박으로 생리적 골개조에 대한 허용 수준을 넘어서는 과부하를 일으킬 수 있음을 보이기도 하였다.

골 과부하를 일으키는 중요한 원인 중 하나가 임플란트와 보철물 간의 부적합 문제이다. 보철물은 임플란트에 수동 적합하는 것이 가장 이상적일 것이며,[19,20] 보철물/임플란트 지대주는 서로 간에 빈 공간이 없이 제작되어야 체결 시 불필요한 체결 응력을 만들지 않겠지만[21] 보철물 제작 과정에 내재된 오차로 일정량의 공차는 발생할 수밖에 없다. 보철물 공차에 의한 부적합이 있어도 자연치를 지대주로 하는 경우라면 대부분 큰 문제는 없을 것이다. 치근막은 100-200μm 내외의 치근 움직임을 허용하며, 뒤이은 골개조를 통해 이 범위내의 부적합에 따른 영향을 치조골에서 흡수할 여지가 있기 때문이다. 반면 임플란트는 정상적인 경우 동요도는 거의 없어야 할 것이므로 보철물 부적합을 흡수할 여력이 매우 낮다. 임플란트 동요도에 대한 연구 보고는 많지 않으나, Sekine 등[22]은 동요도가 17 - 66 μm 이내라 하였는데 이에 근거 하더라도 보철물의 부적합은 자연치 지대주 경우보다 훨씬 높은 수준의 골응력을 발생시킬 것이며[23,24] 보철물의 강성 정도에 따라 체결이 어려운 경우도 생길 수 있을 것이다. 다수의 임플란트 지대주를 가지는 보철물을 나사로 체결할 경우 골 과부하의 위험은 더 높아지며 높은 체결 응력으로 인해 보철물이나 연결 나사는 물론 임플란트의 파절도 일으킬 수 있다.[25]

이러한 배경 하에 임플란트 보철물 부적합도에 대한 원인을 규명하고, 인상재의 선택이나 인상방법 개선을 통해 이를 향상시키기 위한 노력도 함께 이루어져 왔다.[26-29] 그러나 기공 과정의 오차나 재질 변형 등 여러 이유로 인해 이상적으로 수동 적합 되는 상부 보철물을 제작하는 것은 쉽지 않으며,[30] 일정 수준의 부적합과 그에 따른 체결 응력을 완전히 배제하기는 어려울 것이다.[8,9]

그러나 임플란트 보철물의 부적합도에 따른 체결 응력과 골응력에 대한 정량적인 연구는 아직 충분치 않아 보이며, 부적합의 패턴과 골응력 발생과의 관계, 허용 수준에 대한 임상적 지침 등이 부족한 것으로 보인다. 이에 본 연구에서는 유한요소해석 방법을 사용하여 임플란트 지지 3본 고정성 가공 의치에 수평적인 부적합이 존재할 때 그 정도가 임플란트 인접골 응력 발생에 미치는 영향에 대해 조사하였다.

연구재료 및 방법

1. 기하 모델

Fig. 1에 보인 바와 같이, 하악 좌측 #5와 #7 위치에 식립된 2개의 임플란트에 #5, #6, #7을 잇는 3본 고정성 가공 의치가 장착되는 경우를 해석 대상으로 설정하였다. 해석에 선정된 임프란트는 2개 모두 덴티스(Daegu, Korea)사의 submerged

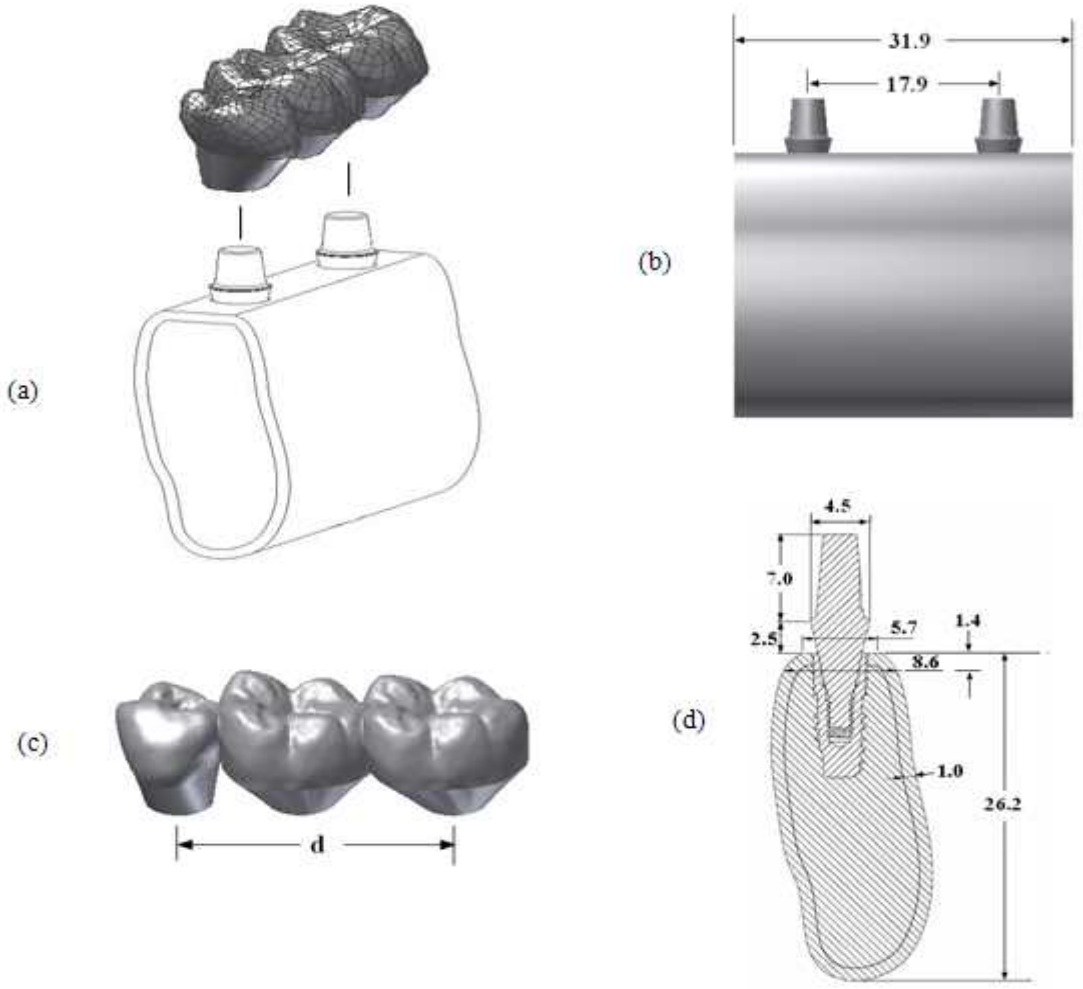


Fig. 1. Geometry model used in this study. (a) Overview of an implant supported 3 unit fixed prosthodontics connecting mandibular #5-#7. Both the implant systems are of DIFR4310 fixture and DSSA4525 abutment from Dentis Co. (Daegu, Korea), (b) dimensions from buccal aspect, (c) dimensions of 3 unit fixed prosthodontics (d= 17.9 ± 0.1), (d) important dimensions shown at cross section. (unit: mm)

형 고정체인 DSFR4310 모델로 cp-titanium 재질이며, 경부직경 4.3mm, 매식부 길이 10mm의 사이즈를 갖는다.

지대주/고정체/악골 결합체의 기하학적 형상과 치수는 Fig. 1에 나타낸 바와 같다. 지대주는 티타늄 합금(Ti-6Al-4V) 재질로 제작되는 solid형 DSSA4525 이며, 지대주의 아래쪽에 가공된 나사를 통해 고정체 내부 나사에 직접 체결된다. 임플란트가 하악골에 식립된 기하학적 형상을 오토데스크(Autodesk Inc, USA) 사의 Inventor 프로

그램을 이용하여 제작하였다. 3본 고정성 가공 의치는 레진치아(#35, #36, #37, Il Shin, Seoul, Korea)를 스캔하여 solid 모델을 만든 후, 그 치관부 만을 선택, 약간의 가공을 거쳐 제작하였다.

Fig. 1에 보인 바와 같이, #5와 #7 위치의 두 임플란트는 동일 높이에 있고, 두 임플란트 간의 근원심 거리는 17.9mm로 설정하였다. Fig. 1(c)에 보인 바와 같이, 3본 고정성 가공 의치는 그 체결거리 d가 임플란트 간격인 17.9mm 보다 0.1mm 길거나, 또는 0.1mm 짧도록 모델링하여 인위적인 보철물 부적합을 부여하였다. 본 연구에서는 보철물 길이에만 부적합이 있도록 하였으며, 임플란트와 3본 고정성 가공 의치의 치관축은 평행을 유지하여, 각도상의 부적합은 생기지 않도록 하였다. 3본 고정성 가공 의치는 가공치를 포함한 전체가 제 4형 금합금으로 제작되는 것으로 가정하였다.

2. 유한 요소 모델

CAD 프로그램을 이용하여 제작한 임플란트와 악골 및 3본 고정성 가공 의치 모델을 STL 형식으로 전환하여 유한요소해석 프로그램에 이전하였다. 유한요소해석에는 PC용으로 출시된 DEFORM^{TM} 3D 프로그램(ver 6.1, SFTC, Columbus, OH, USA)을 사용하였다.

모든 구성 요소는 등방균질, 선형탄성체로 가정하였다. 전체 요소망 구성에는 약 228,000개 사면체 요소가 사용되었으며(3본 고정성 가공 의치: 43,000개, 치밀골: 69,000개, 해면골: 52,000개, 임플란트 고정체: 각각 24,000개, 지대주: 각각 8,000개), 응력 집중이 예상되는 임플란트와 인접한 변연골에는 세밀한 요소망을 사용하였고, 그 외 부분에는 듬성한 요소망을 사용하였는데 최소 요소와 최대 요소 간의 크기 차이는 10배 정도였다(일반적 요소크기: 0.2 - 0.3mm). 전형적인 유한요소 요소망을 Fig. 2에 나타내었다. 초기 요소망은 그대로 유지되지 않고 해석 진행에 따라 그 패턴과 구성 요소의 수적 변화가 이루어진다. 즉, 3본 고정성 가공 의치와 #5, #7 임플란트의 지대주간에 체결이 이루어짐에따라 그 체결부 요소에는 변형이 생기며, 요소에 생기는 변형이 요소 초기 형상에 비해 1/3이상 변형되면 요소망의 재구성이 이루어진다.

해석 시간을 줄이기 위해 3본 고정성 가공 의치를 최대한 지대주에 근접시켜 해석을 시작하여야 한다. 본 연구에서는 이를 위해 초기 조건으로 3본 고정성 가공 의치 체결부의 내면과 임플란트 지대주 외표면과의 거리를 0.001mm이내로 설정하였다. 이를 만족하면, Fig. 1 (c)에 제시한 바와 같이 3본 고정성 가공 의치의 길이 d가 임플란트 지대주간 거리와 ±0.1mm 부적합이 있는 경우, 3본 고정성 가공 의치와 지대주간의 수직거리 g(Fig. 2)는 약 0.6mm가 되었다.

3본 고정성 가공 의치와 임플란트 간의 체결을 모사하기 위해서는 연속적인 여러 단계의 조합이 필요하다. 본 연구에서는 매 단계마다 3본 고정성 가공 의치가 약 0.1mm씩 하방 이동되도록 하기 위해, 가공치 교합면의 절점들에 초당 0.1mm의 z-축방향 속도를 체결조건으로 부여하였으며, 3본 고정성 가공 의치와 임플란트 지대주 간의 간극 g가 소멸되며 체결이 완료될 수 있도록 모두 6단계, 즉 6초에 걸친 해석 모델을 구성하였다. 전체 체결과정에 걸쳐 고정성 가공 의치와 지대주 표면간의 마찰 계수는 0.3이 일정하게 유지되는 접촉조건을 부여하였다. 6번째 단계 이후에는 고정성 가공 의치 체결이 완료된 것으로 간주하여, 고정성 가공 의치에 부여하였던 체결 속도 조건을 없애고 골응력을 평가하였다.

임플란트 고정체와 지대주의 결합시에는 지대주를 돌려 조일 때, 하부의 나사산 부위와 상부의 모오스 테이퍼에서 양자가 접촉하면 전하중이 발생되며 고정된다. 양자간의 전하중 크기는 본 연구에서는 해석 모델에 반영하지 못했다. 그러나 가급적 변연골의 응력 계산이 현실과 비슷한 조건에서 산출이 될 수 있도록 하기 위해 상부 모오스 테이퍼 위치에서의 고정체/지대주 접촉면에는 마찰 계수 0.3 접촉 조건을 부여하여

양자 간에 미끄러짐에 의한 상대 운동을 허용하였다. 반면, 변연골 응력 계산에 미치는 영향이 미미할 것으로 생각되는 하방의 나사산 체결부에는 tie 조건을 부여하여 상대 이동이 없도록 하였으며, 이를 통해 해석 부담을 경감하였다. 한편, 기능력 등 외력 조건은 부여하지 않음으로써 3본 고정성 가공 의치/임플란트/악골 시스템에서 발생하는 응력은 전적으로 부적합한 보철물의 체결에 의해서만 생기는 것으로 가정하였다.

골의 변위 경계 조건으로 악골 segment의 단면상에 있는 모든 절점에 완전 고정 조건을 부여하고(Fig. 2) 3본 고정성 가공 의치의 체결시 해석 모델에 불필요한 동요를 억제하였다.

본 연구에 사용한 재료의 물성은 Table Ⅰ에 나타낸 바와 같다.

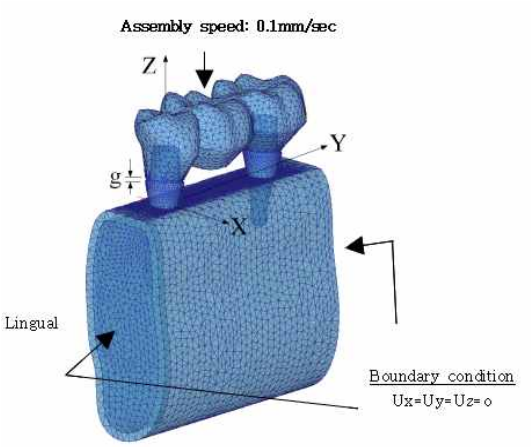


Fig. 2. Typical Finite element mesh constructed for the case of d=18.0mm, together with the axis system used in this study. (g: initial gap between 3 unit fixed prosthodontics and abutments, g was set at 0.6mm as an initial condition, either for d=17.8mm or 18.0mm)

결 과

하악좌측 구치부 #5와 #7 위치에 17.9mm 간격으로 식립된 두 개의 임플란트에 임플란트 간격보다 0.1mm 길거나 짧은 3본 고정성 가공 의치가 체결되는 과정을 유한요소해석으로 모사하였다. 3본 고정성 가공 의치 체결이 진행됨에 따라 고정성 가공 의치/임플란트/골 복합체의 각각 요소에 응력이 발생되었는데, 본 연구에서는 응력의 평가를 2가지로 나누어 실시하였다. 우선 해석 모델의 복잡성을 고려하여 모든 응력 요소의 값을 포괄하는 등가 응력인 von-Mises 응력을 사용하여 응력 분포 개요를 일차 평가하였으며, 다

Table Ⅰ. Mechanical properties (bone and implant materials)

Material	Young Modulus (GPa)	Poisson ratio	Strength (MPa)	Tensile yield stress (MPa)
Titanium (cp)	105	0.34	660	590
Titanium alloy	113	0.342	860	795
Cortical bone	13.7	0.3	72-76 (tensile) 140-170 (compressive)	60
Cancellous bone	1.37	0.3	22-28 (tensile)	-
Type IV Gold31)	95	0.3	456.9	381.7

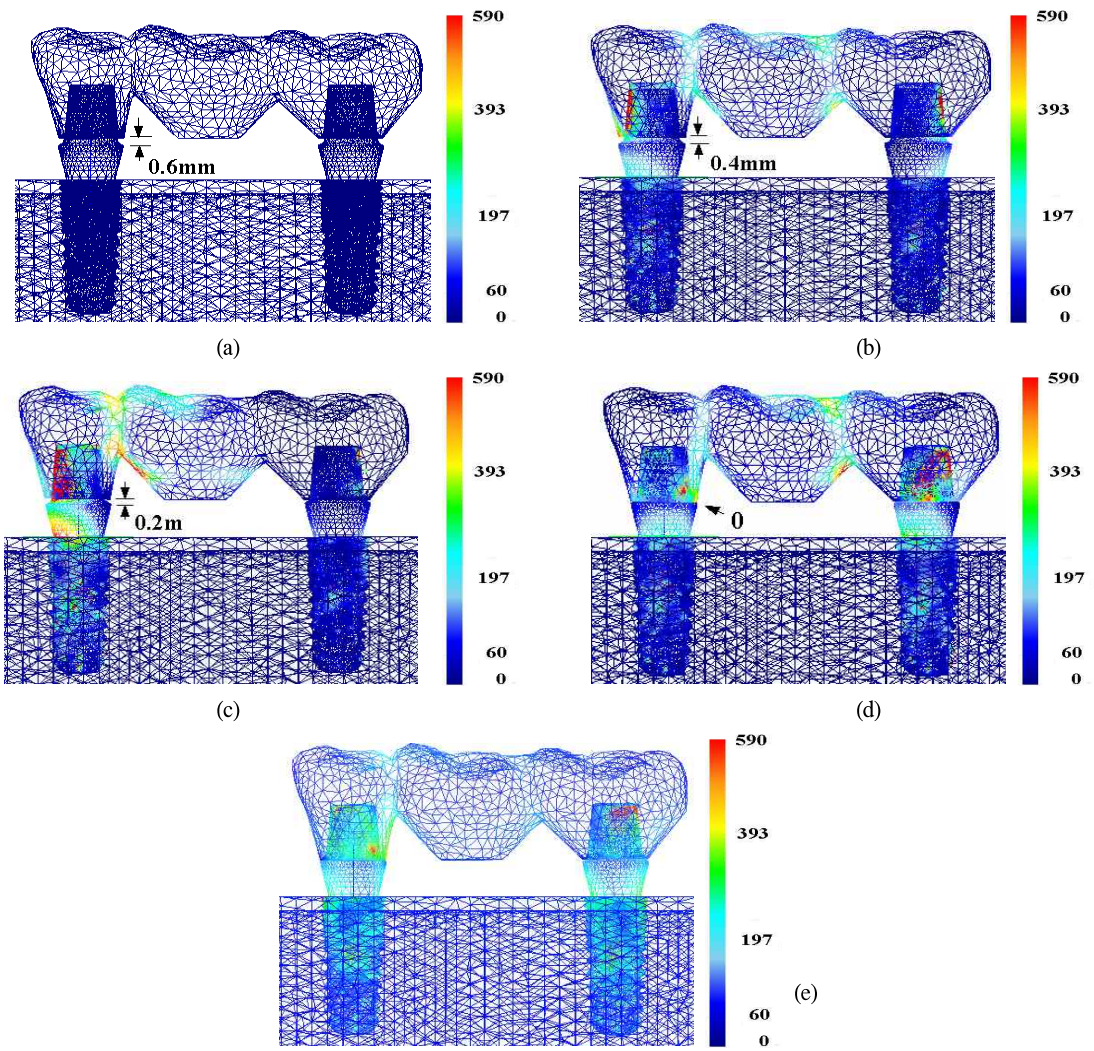


Fig. 3. Von-Mises stress development with the course of the fixed prosthodontics/implant abutment assembly (d=17.8mm). (a) initial, (b) at 2 sec., (c) at 4 sec., (d) at 6 sec., and (e) after final fitting.

음 단계에서는 골 개조에 영향을 미치는 것으로 보고되는 압축 응력인 제3 주응력(최대 압축 응력)을 치밀골에서 관찰하였다.

Fig. 3에는 3본 고정성 가공 의치가 임플란트 지대주의 간격보다 0.1mm 짧은(d=17.8mm) 경우에 대한 해석 결과를 나타내었다. 그림에는 응력(von Mises 응력) 관찰을 쉽게 하기 위해, cp-pure titanium 의 항복 응력인 590MPa를 상한값으로 설정하고 이를 넘어서는 부위는 모두 빨강색으로 나타내었다. 그림 (a), (b), (c), (d) 는 각각 보철물 체결이전, 중간 2 단계 (체결 2초, 4초 후), 그리고 체결 완료 단계(6초후)의 응력 분포를 나

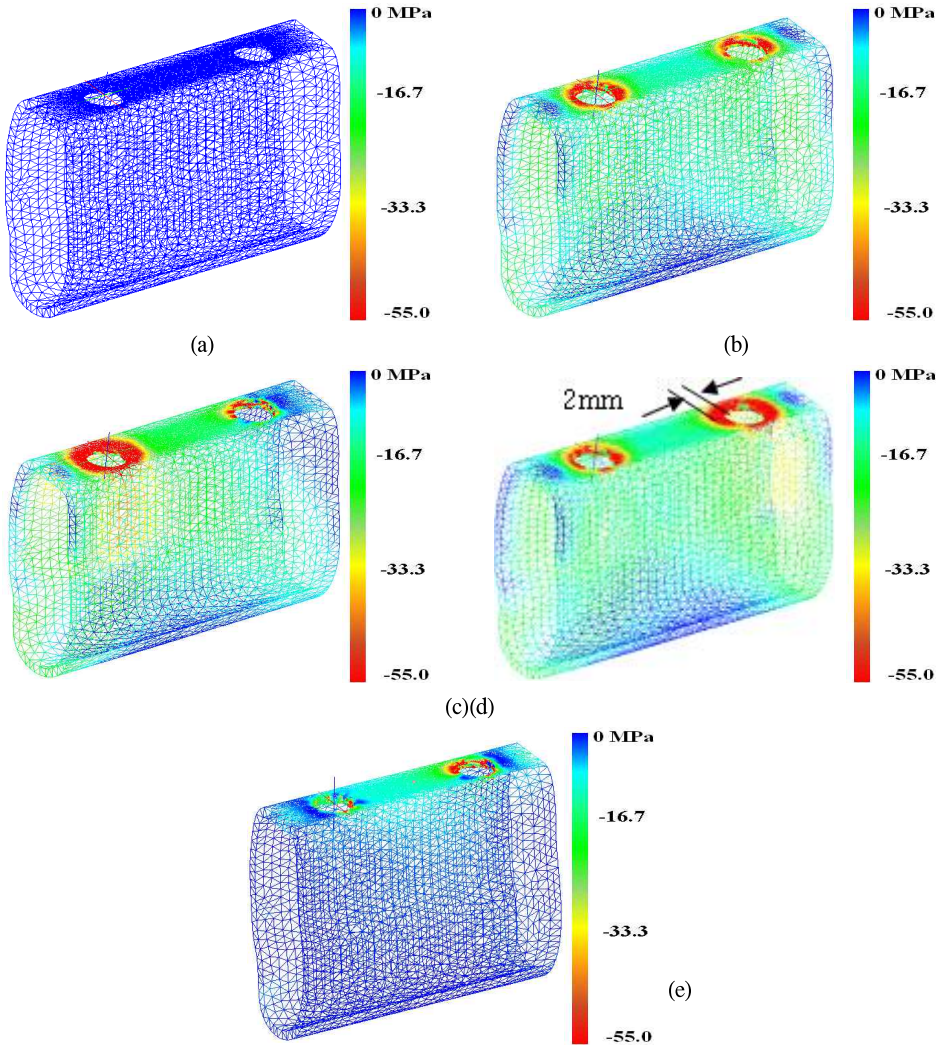


Fig. 4. Maximum compressive stresses in the cortical bone during the fixed prosthodontics/abutment assembly when the fixed prosthodontics is longer than the inter-abutment distance by 0.1mm. (d=17.8mm) (a) initial, (b) at 2 sec., (c) at 4 sec., (d) at 6 sec.. and (e) after final fitting.

타낸다. 그림에서 관찰되는 바와 같이, 보철물 체결 이전에는 모든 부위에 응력이 0 이고, 체결 초기 단계인 (b)에서는 #5 지대주의 근심면과 #7 지대주의 원심면이 보철물과 접촉이 일어나며 응력이 발생하였는데 고정체 내부, 지대주 나사와의 결합부에도 빨강색이 산발적으로 관찰된다. 체결이 더 진행된 (c)의 단계에서는 3본 고정성 가공 의치의 구조강성이 상대적으로 약한 #5 위치에서 변형이 생기며 그 내부와 지대주간에 간섭을 이루며 응력이 크게 발생하고 있다. #5의 보철물/지대주 간섭이 해소되는 다음 단계 (d)에서는 #7에서 보철물/지대주 간섭이 생기며 응력

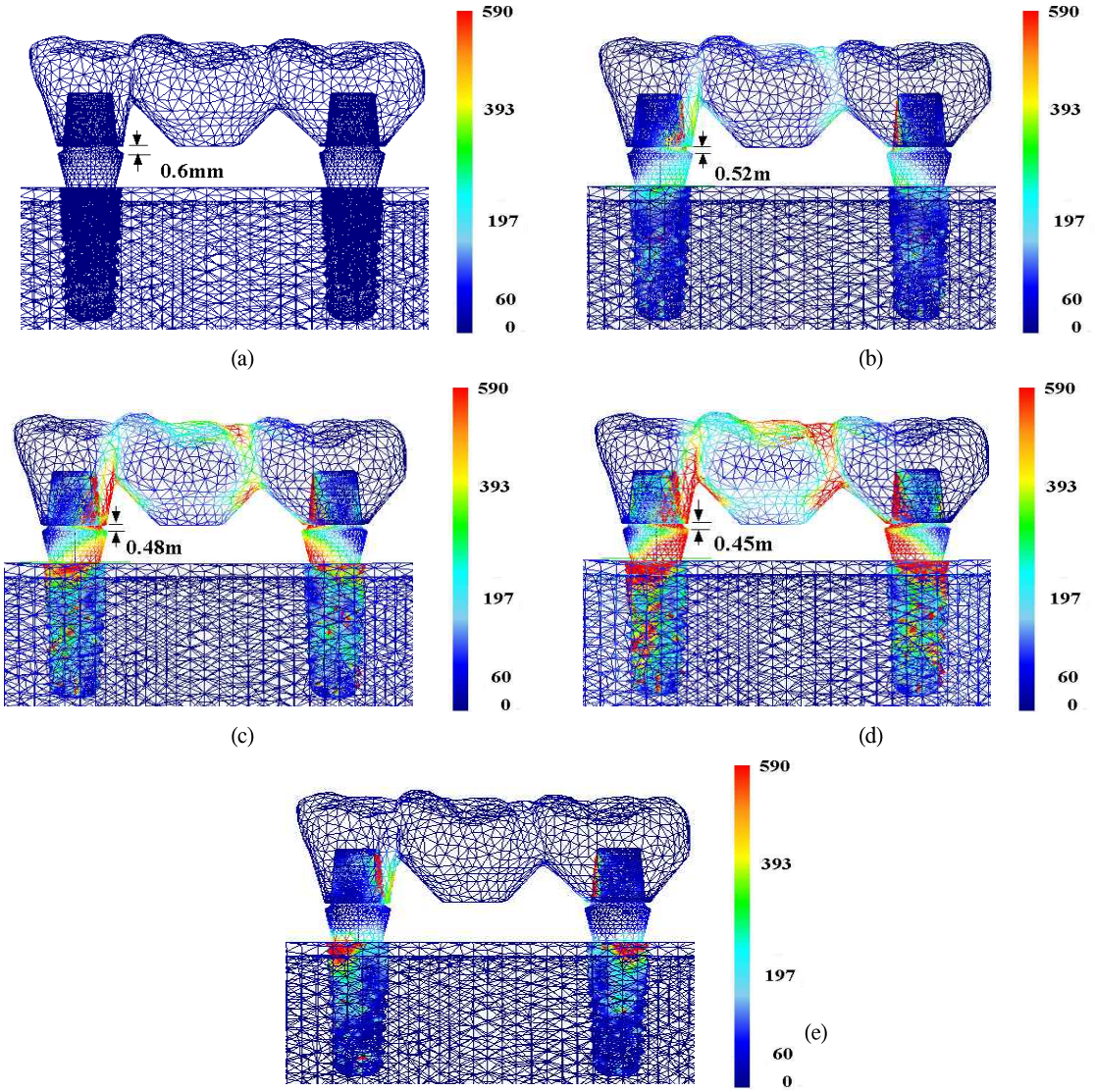


Fig. 5. Von-Mises stress development with the course of the fixed prosthodontics/implant abutment assembly (d=18.0mm). (a) initial, (b) at 2 sec., (c) at 4 sec., (d) at 6 sec., and (e) after final fitting stage.

이 증가되는 것이 관찰된다. 한편, 마지막 단계 (e)는 고정성 가공 의치 체결을 위해 가공치에 부하했던 변위 조건(외력 조건)을 제거하고 난 후, 최종적으로 시스템에 잔류되는 응력을 평가한 결과이다.

Fig. 4에는 Fig. 3에서 보인 전체 시스템 중, 치밀골 만을 발췌하여 응력 분포의 변화를 나타내었으며, 응력 요소는 위에서 언급된 바와 같이

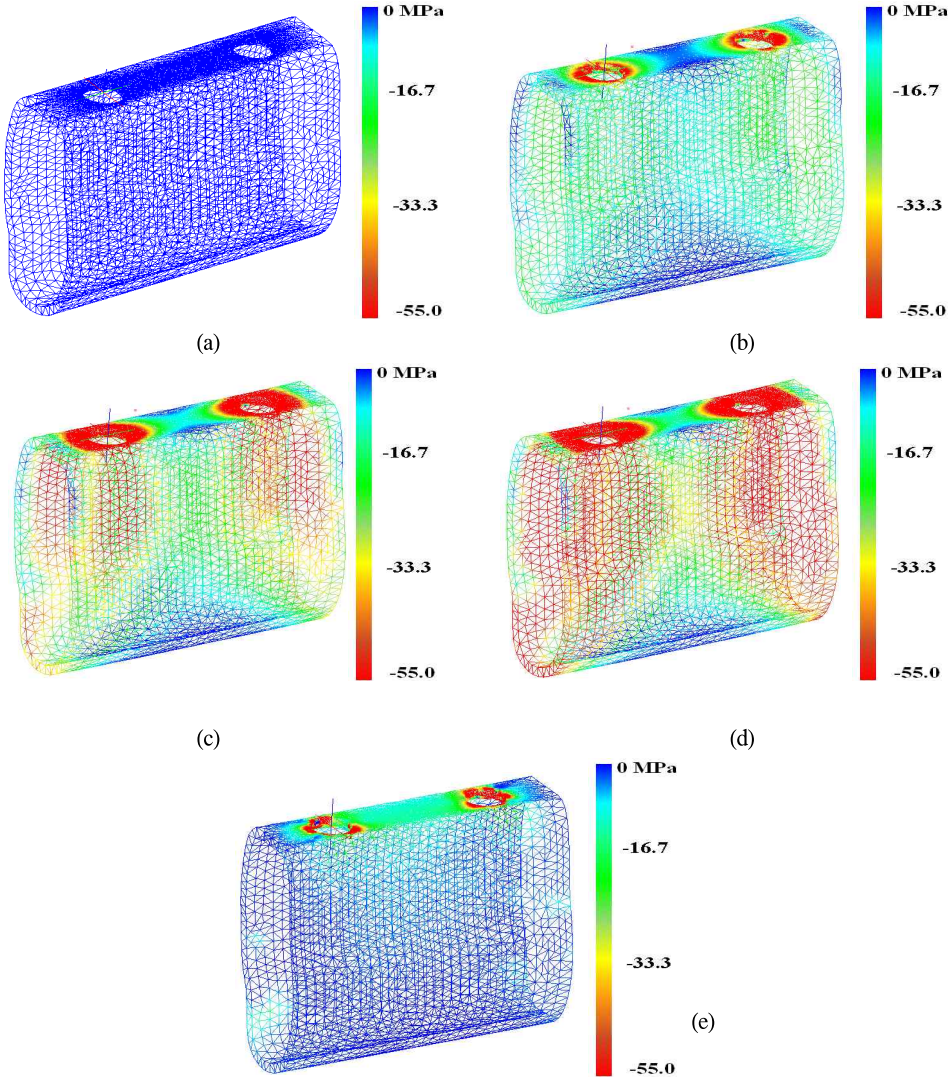
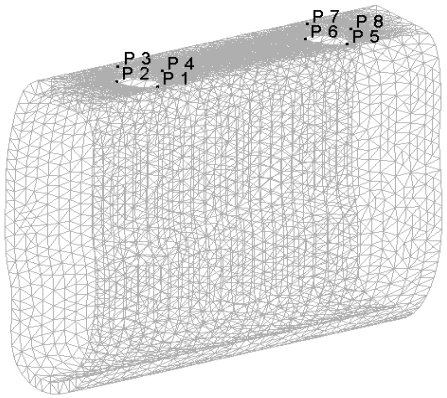
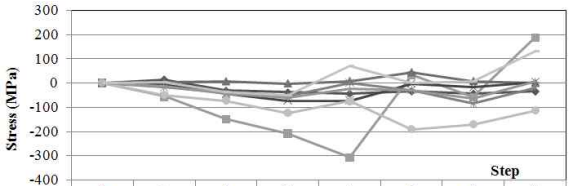


Fig. 6. Stress (maximim compressive stress) development in the cortical bone with the course of fixed prosthodontics/abutment assembly when the fixed prosthodontics is longer than the inter abutment distance by 0.1mm. (d=18.0mm) (a) initial, (b) at 2 sec., (c) at 4 sec., (d) at 6 sec.. and (e) final stage.

제 3 주응력이다. 용이한 응력 관찰을 위해 여기서는 치밀골 생리적 골개조에 대한 임계 응력을 55MPa로 산정, 이를 상한값으로 설정하고 이 값을 넘어서는 부위는 모두 빨강색으로 나타내었다. 임계 응력 55MPa는 치밀골 생리적 골개조 장애를 초래하는 변형율의 임계값으로 보고된 4,000$\mu\varepsilon^{31\text{-}33}$(0.4% strain) 에 치밀골의 탄성 계수 13.7GPa (Table Ⅰ)를 곱하여 산정하였다.



(a)



	0	1	2	3	4	5	6	7
P1	0	14.1	-31.6	-38.5	-43.7	-33.4	-43.7	-34.4
P2	0	-56.7	-150.9	-208.6	-307.7	32.9	-58.3	186.9
P3	0	2.8	6.3	-2.7	7.3	43.9	7.2	-0.8
P4	0	-4.5	-44.5	-72.9	-71.7	-1.4	-17.4	3.8
P5	0	-17.1	-40.2	-51.7	1.7	-27.6	-84.2	-17.9
P6	0	-49.8	-72.1	-123.9	-74.8	-190.4	-170.9	-114.1
P7	0	-14.3	-43.5	-60.3	-23.9	-31.8	-62.4	5.1
P8	0	3	-38.5	-50.9	70.2	0.1	7.2	131.9

(b)

Fig. 7. Stress (radial stress: +tensile, - compressive) development in the reference points on the marginal cortical bone with the course of fixed prosthodontics/abutment assembly for d=17.9mm case. (a) 8 reference points, (b) radial stress (*) step 7 indicates the final stage.

Fig. 4에서 보는 바와 같이 임플란트 경부를 둘러싸는 경부 치밀골, 즉 변연골에는 타 부위에 비해 현저히 높은 응력이 발생하였는데, 이 부위는 보철물이 기능력을 받으면 응력 집중에 의해 과부하 위험성이 가장 높은 부위이다. 지대주 경우에는 3본 고정성 가공 의치와 접촉하는 부위에만 응력이 높게 발생하였던 것에 비해(Fig. 3(b)), 변연골에는 원주 둘레 전체에 응력이 집중되었으며, 55MPa를 넘는 과부하 영역은 원주 벽으로부터 약 2mm에 이른다(Fig. 4(d)). 그러나 고정성 가공 의치 체결이 완료된 이후에는 골의 과부하 영역은 현저하게 감소되는 것이 보인다(Fig. 4(e)).

한편, 3본 고정성 가공 의치의 길이가 지대주간 거리보다 긴 경우, 짧은 경우에 비해 3본 고정성 가공 의치나 지대주의 응력 발생 특징에 차이가 있는 것이 관찰되었다. Fig. 5에는 3본 고정성 가공 의치가 지대주간 거리보다 0.1mm 긴 경우(d=18.0mm)에 대한 전체 구조의 해석 결과를 나타내었다. 고정성 가공 의치 체결 개시후 2초가 지난 상태인 Fig. 5(b)를 보면 d=17.8mm 경우에서와(Fig 3(b)) 달리, #5 지대주의 원심면과 #7 지대주의 근심면에서 고정성 가공 의치와 지대주 외면이 접촉하며 응력이 생기는 것이 관찰된다. d=17.8mm 경우와 또 다른 차이점은 고정성 가공 의치 가공치 상면에 0.1mm의 z 방향 속도를 부여하였음에도 불구하고 고정성 가공 의치와 지대주 간극 g가 0.08mm만 좁혀졌다.

고정성 가공 의치와 지대주간의 체결은 이후 단계에서도 의도대로 진척되지 않았다. 그림의 (c)와 (d)에서 보는 바와 같이 간극 g는 가공치 상부에 부여된 0.1mm 속도로 좁혀지지 않았다. 가공치 교합면에 부여된 변위는 임플란트와 골의 변형으로 흡수되며 Fig. 3의 결과보다 현저히 높은 응력이 발생되는 것이 관찰되었다. Fig. 5(d)에서 보는 바와 같이, #5, #7 임플란트에는 590MPa 이상인 영역이 광범위하게 관찰되며, 악골 상부에도 아래로 오목한 방향의 변형이 관찰된다. 한편 고정성 가공 의치 체결 외력을 제거한 이후에도(Fig. 5(e)) 지대주와 고정체에 임플란트 항복응력을 넘는 높은 잔류 응력이 있음이 관찰된다.

Fig. 6은 d=18.0mm 경우의 치밀골 응력(제 3 주응력) 분포 변화이며, 역시 55MPa 상한값을 초과하는 부위는 빨강색으로 나타내었다. 임플란

트 인접골은 물론 (c), (d) 에서는 치밀골의 광범위한 영역에서 55MPa를 초과하는 영역이 관찰된다. 이는 체결 조건으로 부여된 가공치의 0.1mm/초의 변위 조건을 만족하기 위해 무리한 힘이 프로그램에 의해 부하된 결과이다. 고정성 가공 의치 체결 조건을 제거한 이후에도(Fig. 6(e)) 골의 변연골에 잔류하는 과부하 영역은 Fig. 4(e)의 경우보다 크다.

고정성 가공 의치가 체결되는 중 발생하는, 그리고 체결이 완료된 이후 잔류하는 임플란트 변연골의 응력을 정량적으로 관찰하기 위해 Fig. 7(a)에 나타낸 바와 같이 변연골 표면에 임플란트 외벽으로부터 0.1mm 떨어진 위치에 응력 관찰점을 임플란트 별로 4개씩 설정하였다. 고정성 가공 의치가 지대주 간격보다 0.1mm 짧은 (d=17.8mm) 경우에 대해 해석 단계별로 응력 관찰점에서 산출된 응력(반경방향의 응력)을 Fig. 7(b)에 나타내었다.

고 찰

보철물이 부정확하여 수동적인 적합이 되지 않으면 두 가지 면에서 문제가 될 수 있다. 우선 체결부에서 미세 간극이 미생물 저류 공간으로 작용하여 악취 및 염증과 그에 따른 부작용이 유발될 것이며, 둘째로 체결시 응력이 과도하게 발생하여 지대주 나사의 풀림이나 파절, 과부하에 의한 골조직의 미세 파절, 변연 허혈, 골유착 방해를 일으킬 수 있다.[34-36] 본 연구에서는 과부하의 측면에서 보철물 부적합의 결과를 조사하였으며, 이를 위해 2개의 임플란트에 의해 지지되는 3본 고정성 가공 의치가 양 지대주 사이의 거리보다 0.1mm 길거나 짧은 수평적인 부적합을 가질 때 고정성 가공 의치를 억지 끼워 맞춤으로 적합을 시도하였을 때 생기는 응력을 유한요소 해석으로 분석하였다.

체결 과정에 대한 모사 해석 결과, 임플란트 (하악 #5, #7)와 지대주, 3본 고정성 가공 의치, 그리고 골에는 매우 큰 응력이 발생되었다. 또한, 고정성 가공 의치가 짧았던 d=17.8mm 경우에는 비록 응력은 크게 발생하였으나 부적합을 극복하고 체결은 이루어졌으며, 고정성 가공 의치가 길었던 d=18.0mm 경우에는 체결이 불가능하였다. 체결이 이루어진 d=17.8mm 경우에도 임플란트 인접 변연부의 치밀골에는 응력이 생리적 개조를 저해하는 수준의 과부하를 일으키는 것이 확인되었고(Fig. 4(d)), 또한 임플란트 및 지대주에는 재질의 항복 응력을 넘어서는 수준의 응력이 산발적으로 발생하였다.

임플란트 보철물의 부적합과 관련한 정량적인 연구는 충분히 많지 않으나, Klineberg와 Murray[37]는 보철물과 지대주 간의 계면에서 0.03mm이상 크기의 부적합이 접합면의 10% 이상에 있으면 수동적 적합이 불가능하다고 하였다. Millington 과 Leung[38]은 지대주와 보철물 사이의 부적합도가 6㎛이 되면 구조물에 응력이 발생하고 40㎛가 되면 응력이 급속도로 증가했으며, 55㎛이상에서는 체결나사를 조여도 그 간극이 완전히 없어지지 않음을 보고하였다. 반면, Yanase 등[39]은 임플란트와 보철물 사이에는 150㎛의 수직적 간극까지는 허용될 수 있다고 하였다. 본 연구에서는 이들 연구를 참조하여 그 중간 값인 0.1mm의 부적합을 고정성 가공 의치에 부여하였다. 그러나 본 연구에서 관찰된 응력의 수준, 그리고 고정성 가공 의치의 체결이 불가능했던 d=18.0mm 경우를 고려하면 해석 조건으로 부여한 수평 부적합량 0.1mm는 과도했던 것으로 보인다. Klineberg와 Murray[37] 그리고 Millington 과 Leung[38] 의 보고에 따라 이를 0.02-0.05mm 내외로 부여하였다면 응력수준이 기능력에 의한 응력과 유사한 수준으로 산출되었을 것으로 생각된다.

그러나 본 연구는 지대주와 고정성 가공 의치 사이, 그리고 지대주와 고정체 사이 모오스 테이퍼 부 접촉면에 접촉 조건을 부여하여 미끄러짐을 허용하였으나 기본적으로 탄성 해석이다. 그러므로 본 연구에서 부여한 0.1mm 부적합보다 작은 수준의 부적합 조건하에서의 응력 발생은

비례 관계로부터 큰 오차 없이 추산하는 것이 가능할 것이다. 같은 이유로 체결 모사 해석이 이루어지지 않았던 d=18.0mm 경우에도 d=17.8mm의 해석 결과를 큰 오차 없이 적용할 수 있을 것으로 생각된다.

체결이 이루어졌던 d=17.8mm의 경우에도 체결 완료후 변연골에 잔류하는 응력 수준이 과도히 높았다. Fig. 7에 제시된 바와 같이 인장 응력이 최대 186.9MPa으로 치밀골의 파절응력(Table Ⅰ)보다 훨씬 높아 파절을 초래할 수 있을 것이다. 압축 응력은 최대 114.1MPa 으로 이는 골의 파절까지는 아니나, 골개조 장애 임계 응력 55MPa를 상회하므로 문제가 된다. 본 연구와 동일한 임플란트 시스템에 대해 해석한 Nam[40] 의 연구에 의하면 전하중 200N 조건하에서 100N의 기능력이 30도 경사지게 작용하는 경우 변연골의 반경 방향 최대 압축 응력은 약 30MPa, 인장 응력은 약 13MPa였다. 압축 응력을 기준으로 이와 비교하면 0.1mm 짧은 고정성 가공 의치 체결에 의한 응력은 약 380N의 교합압이 경사지게 작용하는 것과 등가라고 할 수 있다.

3본 고정성 가공 의치가 0.1mm 길었던 d=18.0mm 경우, 해석 의도와는 달리 체결이 불가능하였던 것은 고정성 가공 의치가 과도히 변형되며 그 체결부가 지대주의 외표면에 가공되어 있는 평활면과 간섭이 생겼던 것으로 확인되었다. 연구에 사용된 DSSA4525 모델은 solid형 지대주로 별도의 지대주 나사 없이 자체에 가공된 나사의 조임으로 고정체에 체결된다. 그러므로 나사 조임 기구 적합을 위해 지대주 표면에 평활면이 가공되어 있는데, 본 연구에서는 평활면을 설측 방향으로 향하게 모델링하여 고정성 가공 의치 체결시 간섭 가능성을 최소화시키고자 하였으나, 체결 과정 중 고정성 가공 의치의 뒤틀림 변형이 생기며 고정성 가공 의치 내면과 지대주 간의 간섭을 회피할 수 없었던 것으로 보인다. 고정성 가공 의치는 협설측이 대칭이 아니므로 근원심 방향이 변형에 의해 뒤틀림이 유도되는 것은 피할 수 없다. 한편, Fig. 구조 요소들 간의 내부 간섭이 일어난 여건에서 고정성 가공 의치의 체결 조건으로 고정성 가공 의치 가공치 교합면에 부여된 초당 0.1mm 속도를 만족시키기 위해 DEFORM 내부 알고리즘에 의해 과도한 힘이 구조에 부하되어 해석은 진행되었으나 이러한 과도한 응력은 현실적으로는 생기지 않을 것이다.

결 론

본 연구에서는 2개의 임플란트에 의해 지지되는 3본 고정성 가공 의치가 양 지대주 사이의 거리보다 0.1mm 길거나 짧은 수평적인 부적합을 가지는 경우, 고정성 가공 의치를 억지 끼워 맞춤으로 적합을 시도하였을 때 생기는 응력을 유한요소해석으로 분석하였다. 체결 과정을 모사하기 위해 고정성 가공 의치의 가공치 교합면을 눌러서 고정성 가공 의치/지대주 체결을 도모하는 과정을 6단계로, 그리고 체결이 완료된 이후를 1단계로 하여 총 7단계를 구성하여 해석하였으며, 본 연구의 범위에서 다음과 같은 결론을 도출하였다.

1. 3본 고정성 가공 의치의 0.1mm 크기의 수평 부적합은 임플란트 구조에 국부적인 항복을 유발하며, 인접 변연골의 생리적 개조를 저해할 수 있는 높은 응력을 발생시킬 수 있다.
2. 체결중 임플란트 외벽으로부터 약 2mm 이내의 변연골에는 생리적 골개조에 대한 임계 응력(55MPa) 이상의 응력이 발생된다.
3. 체결이 완료된 후 변연골에 잔류하는 골응력(d=1.78mm의 경우)은, 인장 응력은 최대 186.9MPa, 압축 응력은 최대 114.1MPa로 치밀골에 파절을 일으킬 수준이었으며, 상대적으로 낮은 압축 응력을 기준으로 하여도 약 380N의 교합력에 의한 응력 수준에 필적하였다.

참 고 문 헌

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the

treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 1981;10:387-416.
2. Hermann JS, Cochran DL, Nummikoski PV, Buser D. Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. J Periodontol 1997;68:1117-30.
3. Cochran DL, Hermann JS, Schenk RK, Higginbottom FL, Buser D. Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. J Periodontol 1997;68:186-98.
4. Hansson S. Surface roughness parameters as predictors of anchorage strength in bone:a critical analysis. J Biomech 2000;33:1297-303.
5. Hämmerle CH, Brägger U, Bürgin W, Lang NP. The effect of subcrestal placement of the polished surface of ITI implants on marginal soft and hard tissues. Clin Oral Implants Res 1996;7:111-9.
6. Alomrani AN, Hermann JS, Jones AA, Buser D, Schoolfield J, Cochran DL. The effect of a machined collar on coronal hard tissue around titanium implants: a radiographic study in the canine mandible. Int J Oral Maxillofac Implants 2005; 20: 677-86.
7. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2003;18:357-68.
8. Lindhe, Berglundh T, Ericsson I, Liljenberg B, Marinello C. Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog. Clin Oral Implants Res 1992;3:9-16.
9. Lang NP, Bragger U, Walther D, Beamer B, Kornman KS. Ligature-induced peri-implant infection in cynomolgus monkeys. I. Clinical and radiographic findings. Clin Oral Implants Res 1993;4:2-11.
10. Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FM, Bidez MW. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. Implant Dent 2005;14:108-16.
11. Isidor F. Influence of force on peri-implant bone. Clin Oral Implants Res 2006;17:8-18.
12. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. Clin Oral Implants Res 2005;16:486-94.
13. Clelland NL, Gilat A. The effect of abutment angulation on stress transfer for an implant. J Prosthodont 1992;1:24-8.
14. Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2006;21: 195-202.
15. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. J Oral Implantol 1997;23: 104-11.
16. Kitagawa T, Tanimoto Y, Nemoto K, Aida M. Influence of cortical bone quality on stress distribution in bone around dental implant. Dent Mater J 2005;24:219-24.
17. Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. J Prosthet Dent 2005; 93:227-34.
18. Chun SG. Influence of microthread design on marginal cortical bone strain developing during implant placement: A Finite element analysis. Ph D Thesis, 2010, KNU, Daegu, Korea.
19. Worthington P, Bolender CL, Taylor TD. The Swedish system of osseointegrated implants: problems and complications encountered during a 4-year trial period. Int J Oral Maxillofac Implants 1987;2:77-84.
20. Sones AD. Complications with osseointegrated implants. J Prosthet Dent 1989;62:581-5.
21. Patterson EA. Passive fit: Meaning, significance and assessment in relation to implant-supported prostheses. In: Naert EI. passive fit of implant-supported superstructures: Friction or reality? proceedings of an international symposium. Leuven:

Leuven University Press; 1995, p. 17-28.
22. Sekine H, Komiyama Y, Potta H, Yoshida K. Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixture-supporting systems. In: van Steenberghe D, Albrektsson T, Brånemark PI, Henry PJ, Holt R, Liden G. Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction. Amsterdam: Excerpta Medica; 1986, p. 326-32.
23. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. J Prosthet Dent 2004;92:470-6.
24. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. Int J Oral Maxillofac Implants 2004;19:192-8.
25. Choi JH, Kim CW, Lim YJ, Kim MJ, Lee SH. The effect of screw tightening sequence and tightening method on the detorque value in implant-supported superstructure. J Korean Acad Prosthodont 2007;45: 653-64.
26. Tautin FS. Impression making for osseointegrated dentures. J Prosthet Dent 1985;54:250-1.
27. Henry PJ. An alternative method for the production of accurate casts and occlusal records in osseointegrated implant rehabilitation. J Prosthet Dent 1987;58:694-7.
28. Wee AG. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. J Prosthet Dent 2000;83:323-31.
29. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11:216-22.
30. Bartlett DW, Greenwood R, Howe L. The suitability of head-ofimplant and conventional abutment impression techniques for implant-retained three unit fixed prosthodonticss: an in vitro study. Eur J Prosthodont Restor Dent 2002;10:163-6.
31. Frost HM. Wolff's law and bone's structural adaptation to mechanical usage: an overview for clinicians. Angle Orthod 1994;64:175-88.
32. Sugiura T, Horiuchi K, Sugimura1 M, Tsutsumi S. Evaluation of threshold stress for bone resorption around screws based on in vivo strain measurement of miniplate. J Musculoskel Neuron Interact 2000;1: 165-70.
33. Rubin CT, Lanyon LE. Regulation of bone mass by mechanical strain magnitude. Calcif Tissue Int 1985; 37:411-7.
34. Sones AD. Complications with osseointegrated implants. J Prosthet Dent 1989;62:581-5.
35. Spector MR, Donovan TE, Nicholls J. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. J Prosthet Dent 1990;63:444-7.
36. Worthington P, Bolender CL, Taylor TD. The Swedish system of osseointegrated implants: Problems and complications encountered during a 4-year trial period. Int Oral Maxillofac Implants 1987;2:77-84.
37. Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructures for osseointegrated implants. Swed Dent J 1985;28(suppl):63-69.
38. Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. Int J Prosthodont 1995;8:511-6.
39. Yanase RT, Binon PP, Jemt T, Gulbransen HJ, Parel S. How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant supported prosthesis? (Current Issues Forum). Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9:469-74.
40. Nam HJ. Effect of implant preload on the marginal bone stresses studied by three dimensional finite element analysis. Ph.D thesis. Kyungpook National University, 2011.

Finite Element Analysis of Bone Stress Caused by Horizontal Misfit of Implant Supported Three-Unit Fixed Prosthodontics

Seung-Hwan Lee[1], Kwang-Hun Jo[2]

[1]Department of Dentistry Graduate School, Kyungpook National University Daegu, Korea
[2]Professor, Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Kyungpook National University

This study is to assess the effect of horizontal misfit of an implant supported 3-unit fixed prosthodontics on the stress development at the marginal cortical bone surrounding implant neck. Two finite element models consisting of a three unit fixed prosthodontics and an implant/bone complex were constructed on a three dimensional basis. The three unit fixed prosthodontics were designed either shorter (d=17.8mm model) or longer (d=18.0mm model) by 0.1mm than the span of two implants placed at the mandibular second premolar and second molar areas 17.9mm apart. Fitting of the fixed prosthodontics onto the implant abutments was simulated by a total of 6 steps, that is to say, 0.1mm displacement per each step, using DEFORM 3D (ver 6.1, SFTC, Columbus, OH, USA) program. Stresses in the fixed prosthodontics and implants were evaluated using von-Mises stress, maximum compressive stress, and radial stress as necessary. The d=17.8mm model assembled successfully on to the implant abutments while d=18.0mm model did not. Regardless if the fixed prosthodontics fitted onto the abutments or not, excessively higher stresses developed during the course of assembly trial and thereafter. On the marginal cortical bone around implants during the assembly, the peak tensile and compressive stresses were as high as 186.9MPa and 114.1MPa, respectively, even after the final sitting of the fixed prosthodontics (for d=17.8mm model). For this case, the area of marginal bone subject to compressive stresses above 55MPa, equivalent of the 4,000με, i.e. the reported threshold strain to inhibit physiological remodeling of human cortical bone, extended up to 2mm away from implant during the assembly. Horizontal misfit of 0.1mm can produce excessively high stresses on the marginal cortical bone not only during the fixed prosthodontics assembly but also thereafter.

Key words: Finite Element Analysis, Horizontal Misfit, Implant Supported Fixed Prosthodontics

Correspondence to : Prof. Kwang-Hun Jo
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Kyungpook National University, 2175, Dalgubeol-daero, Jung-gu, Daegu, 700-705, KOREA.
Fax: + 82-53-427-0778, E-mail: khjo@knu.ac.kr
Received: April 20, 2012, Last Revision: May 23, 2012, Accepted: June 25, 2012