

임플란트 고정성 보철물에서 수와 식립위치 변화에 따른 골과 임플란트에서의 응력분포에 관한 3차원 유한요소법적 연구

단국대학교 치과대학 보철학교실

이우현 · 임종화 · 조인호

본 연구에서는 임플란트 지지 3-unit 고정성 보철물에서 임플란트의 수와 위치변화에 따른 지지골과 임플란트에서의 응력 분포를 삼차원 유한요소분석법으로 관찰하고자 하였다. 3개의 임플란트를 중심선 일직선상에 나란히 식립한 모델과 중심선에서 제1대구치 임플란트를 협측으로 1.5mm offset 시키고 나머지 임플란트는 설측으로 1.5mm offset 시킨 모델 및 이와 반대로 offset 시킨 모델 그리고 2개의 임플란트를 이용하여 양단 지지한 모델과 근심 및 원심 캔틸레버 모델을 만들고, 교합력도 제2소구치에만 155N을 작용한 경우, 제2대구치에만 206N을 작용한 경우, 제1소구치에는 155N, 제1, 2대구치에는 각각 206N을 동시에 적용한 경우에 대해 각각 협측 교두에 설측 방향으로 30° 경사하중을 적용시켰을 때와 치아 중심와에 수직하중을 적용했을 때에 대해 유한요소법을 이용하여 골과 임플란트에 발생하는 응력 분포를 관찰하였다. 이 같은 실험 결과를 바탕으로 각각의 응력을 비교하여 다음과 같은 결과를 얻었다. 어떤 하중이 작용하더라도 더 많은 수의 임플란트를 이용하여 제작한 수복물이 골과 임플란트 자체에 작은 응력이 발생하였으며, 3개 구치 상실의 경우에 2개의 임플란트로 지지할 때는 양단지지 수복물이 유리한 결과를 나타내었고, 중심와 수직하중이 아니고 협측경사 하중일 때는 협측으로 offset 한 것이 가장 좋은 결과를 나타내었다.

주요어: 캔틸레버, 임플란트, 오프셋, 응력 (구강회복응용과학지 2010;26(3):221~239)

서 론

치과 임플란트의 주요 목표는 상실된 치아의 역할을 대신하기 위한 것이며 지난 수십 년간 완전 무치악 및 부분 무치악 환자의 치료에 성공적으로 사용되어져 왔다.¹⁻⁵⁾ 그러나 높은 성공률에도 불구하고 임플란트 보철물이 장기간 성공적으로 기능을 수행하기 위해서는 생체역학적 요

소,⁶⁻¹²⁾ 골질과 골량^{1,3,13)} 및 구강 내 위생 불량,⁶⁻⁸⁾ 환자의 임상적 상태^{14,15)}에 대한 고려가 필요하다.

생체역학적 요소의 중요성은 여러 선현들의 연구에 의해 보고되었다.^{16,17)} 교합력에 대한 골의 생물학적 반응은 임플란트의 수명에 큰 영향을 주고 있고¹²⁾, 여러 동물 실험과 임상 결과에서 나타나듯이 적합하지 않은 하중조건에 의해 골 손실이 발생하기도 한다.^{5,6,18-20)} 또한, 하중은 보

교신저자: 조인호

단국대학교 치과대학 보철학 교실, 충청남도 천안시 신부동 산 7-1 단국대학교 치과대학 보철과, 대한민국.

전화: 82-41-550-1974. E-mail: cho8511@hanmail.net

원고접수일: 2010년 4월 11일, 원고수정일: 2010년 8월 20일, 원고채택일: 2010년 9월 25일

철물과 임플란트를 통해 골에 전달되기 때문에 신중한 치료계획과 보철 과정은 골과 임플란트의 적절한 응력 분산을 위해 매우 중요한 요소다.¹⁷⁾

임플란트 지지 고정성 보철물은 이러한 조건들의 대표적인 사례로서 임상에서 캔틸레버 보철물을 적용 할 수밖에 없는 경우가 존재한다.²¹⁻²³⁾ Becker와 Kaiser²⁴⁾는 임플란트 배열 문제, 심미적 제약성과 양호하지 않은 골질 등의 이유로 인해 불가피하게 캔틸레버 보철물을 사용할 수밖에 없다고 보고하고 있다.

Park 등²⁵⁾은 제2소구치에 155N의 경사하중이 협측 교두에 가해질 때와 제2대구치에 206N의 경사하중이 협측 교두에 가해질 경우의 2가지 하중 조건에 대해 해석을 할 때, 임플란트가 3개인 경우가 2개인 경우보다 가해지는 교합력의 크기에 상관없이 항상 낮은 응력을 보이고, 캔틸레버가 존재하는 경우에는 양단지지 모델에 비해 근심 캔틸레버인 경우 38%, 원심 캔틸레버인 경우에는 59% 큰 응력이 나타난다고 보고했다. Rangert 등²³⁾은 양단지지 임플란트 모델에 비해 근,원심 캔틸레버 모델의 굽힘 모멘트가 약 2배 이상이라고 했고, offset 시킨 세 개의 임플란트 지지 보철을 이용하면 굽힘 모멘트를 2/3 정도 줄일 수 있다고 보고했다. Kivanc 와 Haldun²⁶⁾은 임플란트 고정체의 직경이 클수록 굽힘 모멘트를 줄일 수 있다고 했으며, 추가 연구를 통해서 양단지지 모델이나 근심 캔틸레버와 같은 2개의 임플란트를 식립할 경우 보다는 3개의 임플란트를 이용하는 것이 응력 집중을 줄일 수 있다고 보고했다.²⁷⁾ Roxana 등²⁸⁾은 3개의 임플란트를 일직선상에 배치한 모델과 캔틸레버 모델 그리고 양단 지지 모델에 대해 단위하중 1N 을 수직방향, 수평방향, 근원심 방향으로 각각 작용시켰을 때 각 모델의 골에 나타나는 응력에 대해 조사했으며, 다른 연구와 마찬가지로 3개의 임플란트를 사용한 모델이 2개의 임플란트를 사용한 보철물보다 낮은 응력이 나타났고, 특히 수직하중이 작용할 경우에는 양단 지지 모델도 3개의 임

플란트를 이용한 모델과 유사하게 안정적인 응력을 나타내고 있으나 협설측 수평하중에 대해서는 3개의 임플란트를 식립한 경우만이 안정적인 응력을 보였다고 보고하였다.

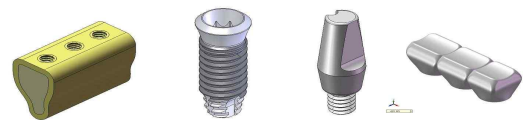
본 연구는 여러 선학자들의 가설과 연구결과를 검증하기 위하여 골과 임플란트에 발생하는 응력 분포를 관찰하고 그 양상을 분석하고자 하였다.

연구 재료 및 방법

제2소구치에서부터 제2대구치까지 3개의 결손된 치아부위를 이용하게 되므로 중간지점인 제1대구치부의 골을 전산 단층 촬영하고 이 형태를 단면 방향으로 연장하여 폭 15mm, 높이 20mm, 길이 30mm 의 균일한 외형과 피질골 두께를 갖는 하악골 블록 모델을 완성하였다. 하악골 모델은 피질골 및 해면골로 나누고 피질골의 두께를 균일하게 2mm로 하는 단순한 형태로 모델링 하였다(Fig. 1-a).

임플란트는 직경 4.1mm, 길이 10mm의 내측 연결형 나사형 임플란트인 SS그룹 (Osstem Implant co. Seoul Korea)의 고정체인 SSIIR1810를 사용하였고, 지대주(abutment)는 솔리드 타입의 SSS485 제품을 이용하였다(Fig. 1-b,c).

금관의 크기는 소구치의 경우, 근원심 폭경은 8.0mm, 협설 폭경은 10.0mm로 하였으며, 대구치의 경우는 근심원 폭경은 10.5mm, 협설 폭경은 10.0mm로 하였고, 금관의 높이는 9.0mm로 하고, 단순한 교두형상을 갖도록 모델링 하였다(Fig. 1-d).



(a) Bone (b) Fixture (c) Abutment (d) Crown
Fig. 1. 3D models used for this study.

1. 실험군의 분류

하악 제2소구치, 제1대구치 및 제2대구치가 소실된 부위에 임플란트의 개수와 식립 위치를 변경하여 Fig. 2, Table I과 같이 6가지 실험 모델을 만들었다.

모델 1은 3개의 임플란트를 일직선상에 배치하고 3-unit 고정성 보철물을, 모델 2는 3개의 임플란트를 제1대구치 식립 위치는 중심선으로부터 협측으로 1.5mm offset 시키고, 제2소구치와 제2대구치의 식립 위치는 설측으로 1.5mm offset 시켜 3-unit 고정성 보철물을, 모델 3은 3개의 임플란트를 제1대구치 식립 위치는 중심선으로부터

터 설측으로 1.5mm offset 시키고, 제2소구치와 제2대구치의 식립 위치는 협측으로 1.5mm offset 시켜 3-unit 고정성 보철물을, 모델 4는 2개의 임플란트와 중앙에 가공치를 가지는 3-unit 고정성 보철물을, 모델 5는 2개의 임플란트와 근심 캔틸레버를 가지는 3-unit 고정형 보철물을, 모델 6은 2개의 임플란트와 원심 캔틸레버를 가지는 3-unit 고정형 보철물을 가지도록 시뮬레이션 하였다.

2. 유한요소 모델의 설계

본 연구에 사용한 모든 모델은 3D CAD인 SolidWorks (SolidWorks Inc. USA)를 이용하여 모델링 하였다. 여기서 임플란트 고정체는 골과 완전히 유착된 것으로 가정하였다.

유한요소 해석에는 COSMOSWorks (SolidWorks Inc., USA)를 이용하였고, 유한요소는 4면체 10절점(node) 2차 솔리드 요소(Tetrahedral quadratic solid element)로 생성했다. 요소해석에서는 요소 크기에 따라 최대응력의 크기가 달라질 수 있으므로 요소 크기에 따른 수렴성을 고려하여 기본 요소 크기는 1mm로 하였다, 응력이 집중될 것으로 예측되는 피질골과 고정체의 나사부 접촉면 및 지대주의 나사부와 고정체 내부 나사면은 0.1~0.3mm의 매우 정밀한 요소를 이용하였다. 아래 Table II는 본 연구에서 사용한 6가지 모델의

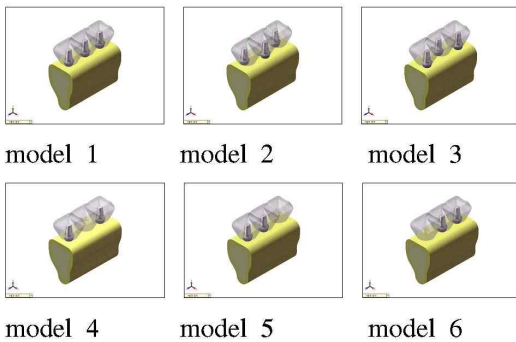


Fig. 2. Schematic representation of models used for this study.

Table I. Experimental design used for this study

| model | number of implant | configuration(prosthesis type) |
|-------|-------------------|---|
| 1 | 3 | splinted along a straight line |
| 2 | 3 | splinted buccal offset implant placement |
| 3 | 3 | splinted lingual offset implant placement |
| 4 | 2 | bilateral end implant placement |
| 5 | 2 | mesial cantilever splinted |
| 6 | 2 | distal cantilever splinted |

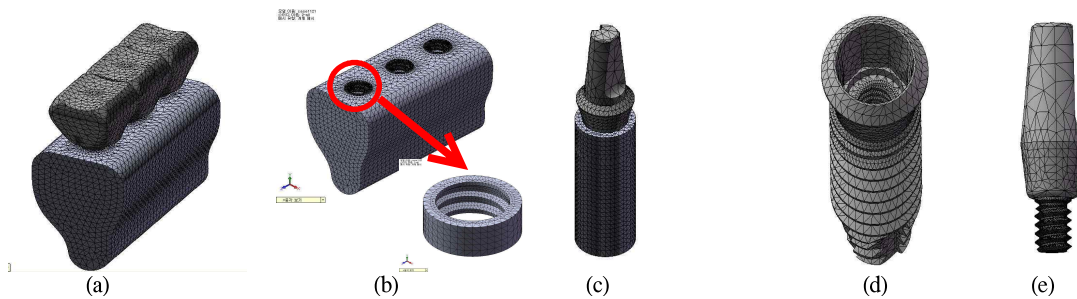
Table II. Nodes and elements of each model used in this study

| model | nodes | element |
|-------|---------|---------|
| 1 | 783,360 | 571,998 |
| 2 | 778,475 | 568,229 |
| 3 | 780,340 | 569,710 |
| 4 | 580,637 | 422,930 |
| 5 | 586,537 | 427,291 |
| 6 | 586,452 | 427,292 |

요소와 절점 수를 나타내었고, Fig. 3은 본 연구에서 사용된 유한요소 모델을 그림으로 나타낸 것이다.

3. 하중 및 경계조건

본 연구에서 하중은 치아의 협측 교두에 협측에서 설측으로 30° 기울어진 경사하중을 가한 경우와 기본적인 수직방향의 교합력 만을 고려하여 치아의 중심좌에 수직 하중을 가한 경우를 고려하였다.(Fig. 4)(Table III)



(a) complete model, (b) bone model, (c) implant system and adjacent bone model, (d) fixture model, (e) abutment model
Fig. 3. Finite element models used for this study.

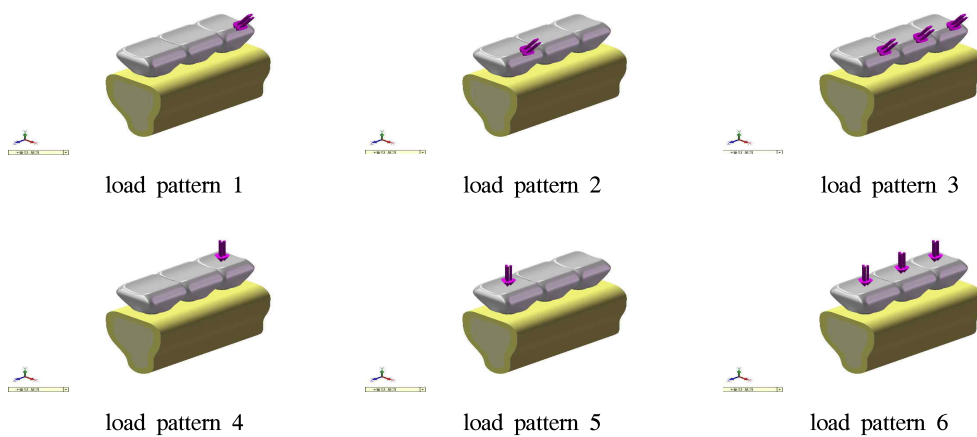


Fig. 4. Loading patterns of each model.

Table III. Loading conditions of each model used for this study

| load pattern | direction of load | location of load | magnitude of load(N) |
|--------------|-------------------|--------------------------|----------------------|
| 1 | 30° oblique | 2 nd premolar | 155 |
| 2 | 30° oblique | 2 nd molar | 206 |
| 3 | 30° oblique | 3 posteriors | 155, 206, 206 |
| 4 | vertical | 2 nd premolar | 155 |
| 5 | vertical | 2 nd molar | 206 |
| 6 | vertical | 3 posteriors | 155, 206, 206 |

4. 물성치

본 연구에서 유한 요소 분석을 위해 사용한 골 및 금속재료의 물성치인 탄성계수(E, Young's modulus)와 포와송 비(Poisson's ratio)는 선행^{25,42)}들의 자료를 참조하여 이용하였다(Table IV).

그리고 재료의 물리적 특성은 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성 (homogeneity), 재료의 특성이 3방향으로 모두 동일하다는 등방성 (isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 선형 비례하고 재료의 소성(plasticity)은 고려하지 않는다는 조건하에 선형탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정했다.

5. 응력분석

본 연구에서는 유한요소해석을 위해 COSMOSWorks (SolidWorks Inc., USA)이 사용되었고 삼차원 유한 요소 해석의 결과로 산출되는 여러 가지 응력 중에서는 유효응력(von-Mises Stress)을 기준으로 각 해석 모델의 응력 분포 및 크기를 비교 분석하였다.

결 과

본 연구의 모델은 총 6개이며, 하중조건도 앞에서 언급한 바와 같이 6가지의 경우를 적용 하였다. 여기서 일반적으로 언급한 응력은 모두 최대

Table IV. Material properties of each component used in this study.

| component | material | Young's modulus (GPa) | Poisson's ratio | yield strength (MPa) | ultimate strength (MPa) |
|-----------------|--------------|-----------------------|-----------------|----------------------|-------------------------|
| fixture | CP Ti grade4 | 105 | 0.34 | 590 | 660 |
| abutment | CP Ti grade3 | 104 | 0.34 | 450 | 520 |
| cortical bone | - | 13.7 | 0.30 | - | - |
| cancellous bone | - | 1.37 | 0.30 | - | - |
| gold crown | gold | 100 | 0.35 | - | - |

von-Mises stress를 의미하며, 1차 주응력에 대한 평가는 별도로 명기하였다. 본 연구 결과는 6개 모델의 3가지 하중조건에 따른 골과 임플란트의 최대 응력을 막대그래프를 이용하여 나타내었다.

3개의 임플란트를 식립한 경우의 응력이 2개의 임플란트를 식립한 경우보다 작게 발생했고, 2개의 임플란트만 식립한 경우에는 제2소구치 및 제2대구치부 양단에 임플란트를 식립한 경우의 응력이 가장 양호했고 원심 캔틸레버 방식인 모델 6에서 가장 큰 응력이 나타났다 (Table V).

1. 경사하중과 수직하중별 각 모델의 골 및 임플란트 응력 비교

- 1) 경사하중이 작용할 때 골에 발생한 응력
 협측 교두에 경사하중이 작용하는 경우(하중 조건 1, 2, 3)의 골에 발생된 응력에 대해 살펴보면 3개의 임플란트를 식립한 모델 1, 2, 3의 평균 응력이 2개의 임플란트를 식립한 모델 4, 5, 6의 평균 응력보다 42% 정도 작게 나타났고, 제1대구치부 임플란트를 협측 방향으로 offset 모델 2

Table V. The summary of the von-Mises stresses of this study (MPa)

| model | load pattern | bone | | implant | |
|---------|--------------|---------|----------|---------|----------|
| | | oblique | vertical | oblique | vertical |
| model 1 | 2nd premolar | 47.02 | 25.07 | 79.51 | 53.52 |
| | 2nd molar | 61.36 | 32.48 | 94.81 | 58.95 |
| | 3 posteriors | 108.42 | 40.46 | 154.57 | 69.47 |
| model 2 | 2nd premolar | 41.94 | 25.32 | 72.77 | 52.64 |
| | 2nd molar | 53.17 | 35.85 | 94.49 | 58.33 |
| | 3 posteriors | 89.01 | 61.64 | 134.34 | 93.36 |
| model 3 | 2nd premolar | 43.01 | 26.56 | 73.32 | 57.06 |
| | 2nd molar | 55.11 | 34.77 | 90.83 | 68.79 |
| | 3 posteriors | 130.35 | 68.75 | 186.63 | 98.35 |
| model 4 | 2nd premolar | 56.71 | 27.60 | 106.46 | 57.22 |
| | 2nd molar | 72.86 | 34.95 | 117.87 | 65.13 |
| | 3 posteriors | 148.09 | 57.12 | 225.12 | 117.98 |
| model 5 | 2nd premolar | 110.59 | 82.01 | 197.64 | 153.94 |
| | 2nd molar | 71.76 | 38.06 | 113.15 | 67.71 |
| | 3 posteriors | 195.25 | 107.87 | 325.59 | 217.70 |
| model 6 | 2nd premolar | 56.56 | 29.49 | 106.67 | 64.15 |
| | 2nd molar | 154.29 | 121.03 | 228.85 | 197.96 |
| | 3 posteriors | 224.90 | 153.38 | 355.08 | 252.75 |

가 가장 작은 응력을 보였다. 기준이 되는 모델 1의 응력평균을 가지고 비교하면 모델 2는 약 14% 감소되었고, 모델 3은 약 1%, 모델 4는 25%, 모델 5는 77%, 모델 6은 93% 정도 응력이 증가되었다(Fig. 5).

제2소구치, 제1대구치 및 제2대구치 3개 모두에 경사하중을 작용한 경우(하중조건 3)에서는 하중조건 1의 결과보다 평균 150% 증가된 응력을 보였다.

두 개의 임플란트만 식립된 모델 4, 5, 6 중에서는 제2소구치 및 제2대구치 양단에 임플란트를 식립한 모델 4가 근심형 캔틸레버 타입인 모델 5, 원심형 캔틸레버 타입인 모델 6보다 작은 응력이 나타났다.

2) 수직하중이 작용할 때 골에 발생된 응력 분석
치아 중심외에 수직하중이 작용하는 경우(하중조건 4, 5, 6)의 골에 발생된 응력은 3개의 임플란트를 식립한 모델 1, 2, 3의 평균 응력이 2개의 임플란트를 식립한 모델 4, 5, 6의 평균 응력보다 46% 정도 작게 나타나고 있고, 3개의 임플란트를 일직선상에 식립한 모델 1이 가장 작은 응력을 보이고 있다. 기준이 되는 모델 1 응력의 평균을 가지고 비교하면 모델 2는 약 21%, 모델 3은 약 28%, 모델 4는 약 20%, 모델 5는 137%, 모델 6은 190% 가량 응력이 증가 되었다(Fig. 6).

또한 제2소구치에만 수직하중을 작용한 경우

(하중조건 4) 보다 제2대구치에만 수직하중을 작용한 경우(하중조건 5)가 일반적으로 38% 가량 큰 최대응력이 발생되었다. 하중조건 6에서는 하중조건 4의 결과보다 평균 26% 증가된 응력을 나타내었다.

3) 경사하중이 작용할 때 임플란트 구성물에 발생된 응력

협측 교두에 경사하중이 작용하는 경우(하중조건 1, 2, 3)의 임플란트에 발생된 응력은 3개의 임플란트를 식립한 모델 1, 2, 3의 평균 응력이 2개의 임플란트를 식립한 모델 4, 5, 6의 평균 응력보다 45% 정도 작게 나타나고 있고, 골의 응력 분포와 마찬가지로 모델 2가 가장 작은 응력을 보였다. 기준이 되는 모델 1의 응력 평균을 가지고 비교하면 모델 2는 약 7% 감소되었고, 모델 3은 약 3%, 모델 4는 약 35%, 모델 5는 93% 그리고 모델 6은 약 102% 가량 응력이 증가 되었다(Fig. 7). 또한 제2소구치에만 경사하중이 작용한 경우(하중조건 1) 보다 제2대구치에만 경사하중이 작용한 경우(하중조건 2)가 일반적으로 16% 가량 큰 응력이 발생 되었다. 하중조건 3에서는 하중조건 1의 결과보다 평균 117% 증가된 응력을 나타냈다. 두 개의 임플란트만 식립된 모델 4, 5, 6 중에서는 골에서의 결과와 마찬가지로 모델 4가 모델 5, 모델 6 보다 훨씬 작은 응력이 나타났다.

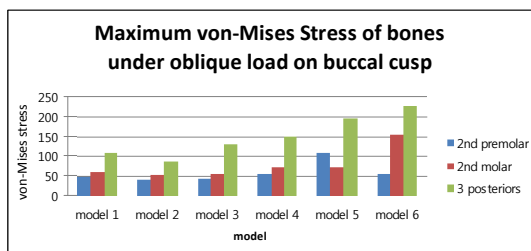


Fig. 5. The von-Mises stresses of bones under oblique load on buccal cusp of 2nd premolar, 2nd molar, 3 posteriors.

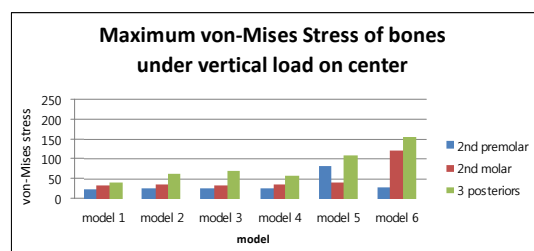


Fig. 6. The von-Mises stresses of bones under vertical load on center of 2nd premolar, 2nd molar, 3 posteriors.

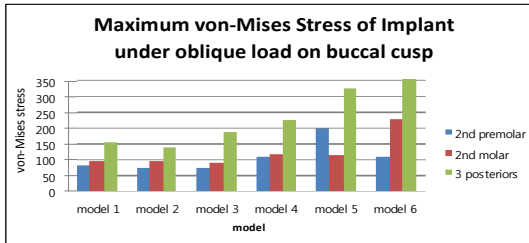


Fig. 7. The von-Mises stresses of implant systems under oblique load on buccal cusp of 2nd premolar, 2nd molar, 3 posteriors.

4) 수직하중이 작용할 때 임플란트 구성물에 발생된 응력

치아 중심좌에 수직하중이 작용하는 경우(하중조건 4, 5, 6)의 임플란트에 걸리는 응력은 3개의 임플란트를 식립한 모델 1, 2, 3의 평균 응력이 2개의 임플란트를 식립한 모델 4, 5, 6의 평균 응력보다 49% 정도 작게 나타났고, 모델 1이 가장 작은 응력을 보였다. 기준이 되는 모델 1의 응력 평균을 기준으로 비교하면 모델 2는 약 11%, 모델 3은 약 22%, 모델 4는 약 29%, 모델 5는 139%, 모델 6은 173% 가량 응력이 증가 되었다(Fig. 8).

또한 하중조건 4보다 하중조건 5에서 일반적으로 18% 가량 큰 응력이 발생되었다. 하중조건 6에서는 하중조건 4의 결과보다 평균 94% 증가된 응력을 나타내었다.

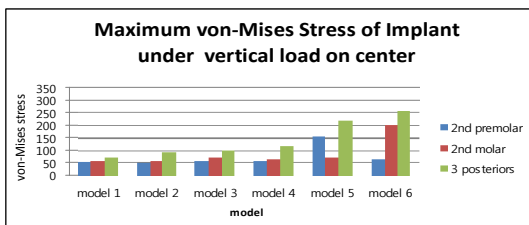


Fig. 8. The von-Mises stresses of implant systems under vertical load on center of 2nd premolar, 2nd molar, 3 posteriors.

2. 각 모델별 경사하중/수직하중 및 골/임플란트의 응력비교

1) 제2소구치에만 하중이 작용할 때의 모델별 응력(하중조건 1, 4)

제2소구치 협측 교두에 설측으로 30° 경사하중이 작용한 경우(하중조건 1)보다 치아 중심좌에 수직하중이 작용한 경우(하중조건 4)가 골에서는 평균적으로 약 42%, 임플란트에서는 약 32% 작은 응력이 나타났다. 먼저 골의 응력에 대해 살펴보면 모델 1은 47%, 모델 2는 40%, 모델 3은 38%, 모델 4는 51%, 모델 5는 26%, 모델 6은 48% 감소했고, 임플란트에서 모델 1은 33%, 모델 2는 28%, 모델 3은 22%, 모델 4는 46%, 모델 5는 22%, 모델 6은 40% 감소했다.

경사하중이 작용한 경우(하중조건 1)에서 골과 임플란트에 걸리는 응력의 크기를 각 모델의 골 응력을 기준으로 보면 평균적으로 78% 정도 크게 나타나며, 모델 1은 69% 모델 2는 74%, 모델 3은 70%, 모델 4는 88%, 모델 5는 79%, 모델 6은 89% 크다. 수직하중(하중조건 4)에서는 평균적으로 108% 정도 크며, 모델 1은 113%, 모델 2는 108%, 모델 3은 115%, 모델 4는 107%, 모델 5는 88%, 모델 6은 108% 정도 증가했다(Fig. 9).

2) 제2대구치에만 하중이 작용할 때의 모델별 응력(하중조건 2, 5)

제2대구치 협측 교두에 설측방향으로 30° 경사하중이 작용한 경우(하중조건 2)보다 치아 중심좌에 수직하중이 작용한 경우(하중조건 5)가 골에서는 평균적으로 약 40%, 임플란트에서는 약 33% 작은 응력이 나타났다. 먼저 골의 응력에 대해 살펴보면 모델 1은 47%, 모델 2는 33%, 모델 3은 37%, 모델 4는 52%, 모델 5는 47%, 모델 6은 22% 감소했고, 임플란트에 대해 비교하면, 모델 1은 38%, 모델 2는 38%, 모델 3은 24%, 모델 4는 45%, 모델 5는 40%, 모델 6은 13% 감소했다.

경사하중이 작용한 경우(하중조건 2)에서 골

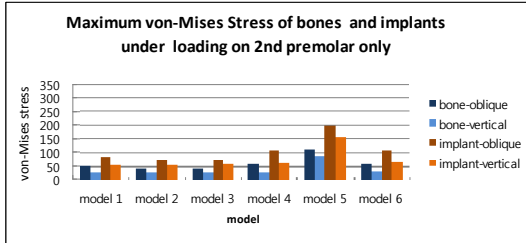


Fig. 9. The von-Mises stresses of bones and implants under loading on 2nd premolar only.

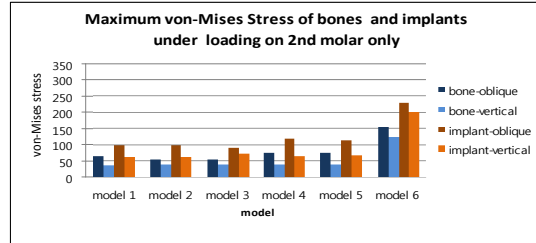


Fig. 10. The von-Mises stresses of bones and implants under loading on 2nd molar only.

과 임플란트에 걸리는 응력의 크기를 각 모델의 골 응력을 기준으로 보면 평균적으로 61% 정도 크게 나타나며, 모델 1은 55%, 모델 2는 78%, 모델 3은 65%, 모델 4는 62%, 모델 5는 58%, 모델 6은 48% 크다. 수직하중이 작용한 경우(하중조건 5)에서는 평균적으로 78% 정도 크며, 모델 1은 81%, 모델 2는 63%, 모델 3은 98%, 모델 4는 78%, 모델 5는 78%, 모델 6은 64% 정도 증가했다(Fig. 10).

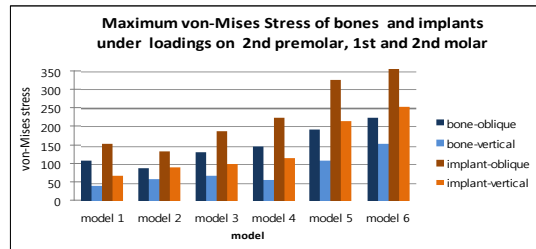


Fig. 11. The von-Mises stresses of bones and implants under loadings on 2nd premolar, 1st molar and 2nd molar.

3) 제1소구치, 제1,2대구치에 하중이 작용할 때의 모델별 응력 (하중조건 3, 6)

제1소구치, 제1, 2대구치 모두의 협측 교두에 설측으로 30° 경사하중이 작용한 경우(하중조건 3)보다 치아 중심외에 수직하중이 작용한 경우(하중조건 6)가 골에서는 평균적으로 약 46%, 임플란트에서는 약 40% 작은 응력이 나타났다. 먼저 골의 응력에 대해 살펴보면 모델 1은 63%, 모델 2는 31%, 모델 3은 47%, 모델 4는 61%, 모델 5는 45%, 모델 6은 32% 감소했고, 임플란트에서 모델 1은 55%, 모델 2는 31%, 모델 3은 47%, 모델 4는 48%, 모델 5는 33%, 모델 6은 29% 감소했다.

경사하중이 작용한 경우(하중조건 3)에서 골과 임플란트에 걸리는 응력의 크기를 각 모델의 골 응력을 기준으로 보면 평균적으로 52% 정도 크게 나타났고, 모델 1은 43%, 모델 2는 51%, 모

델 3은 43%, 모델 4는 52%, 모델 5는 67%, 모델 6은 58% 크다. 수직하중이 작용한 경우(하중조건 6)에서는 평균적으로 73% 정도 크고, 모델 1은 72%, 모델 2는 51%, 모델 3은 43%, 모델 4는 107%, 모델 5는 102%, 모델 6은 65% 정도 증가했다(Fig. 11).

3. 골과 임플란트의 상세 응력 분포

1) 협측 교두 경사하중이 작용할 경우

골에서 최대 응력의 발생부위는 아래 Fig. 12-a에서 붉은색으로 나타난 곳으로(붉은색은 응력이 큰 곳, 파란색은 응력이 작은 곳 표시) 주로 임플란트 고정체 나사부가 체결되는 피질골(고정체 첫번째 나사산 부위)이며 부가된 하중의 방

향과 이로 인한 모멘트의 방향에 따라 협축/설축 및 근/원심부가 될지 결정 된다. 협축 교두에 경사하중이 작용할 때는 주로 설축에 최대응력이 형성이 되었고, Fig. 13-d의 제1주응력 분포(붉은 색은 인장응력, 파랑색은 압축응력, 초록색은 0 표시)에 나타났듯이 그 성분은 주로 압축응력이 고 반대편 협축에 인장응력이 분포하였다.

고정체에서 최대응력이 발생하는 부위는 지대주와 체결이 되는 collar 내측 부위에서 발생하였고(Fig. 12-b), 지대주에 발생하는 최대응력은 주로 나사 체결부와 그 상단의 마찰 체결부에서 발생하게 됨을 알 수 있었다(Fig. 12-c).

골과 임플란트 고정체 및 지대주의 응력등고선이 한 방향으로 기울어져 있는 것은 부가된 하중으로 인해 굽힘 모멘트가 발생했음을 보여 주었다.

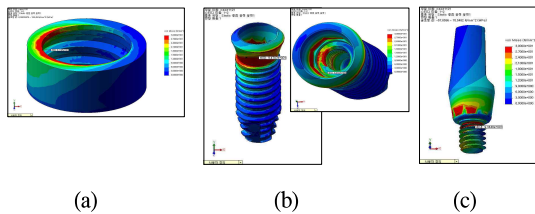


Fig. 12. Distribution of von-Mises stresses of (a) cortical bone, (b) fixture, (c) abutment under oblique loading on buccal cusp.

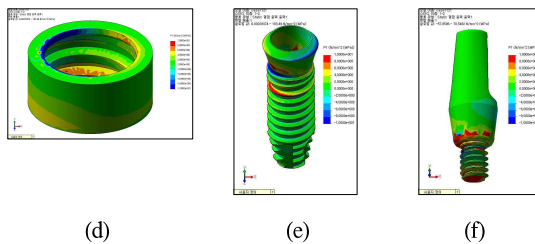


Fig. 13. Distribution of the first principle stresses of (d) cortical bone, (e) fixture, (f) abutment under oblique loading on buccal cusp.

2) 중심 수직하중이 작용할 경우

수직하중이 작용할 때 골의 최대 응력의 발생 부위는 아래 Fig.14-a 와 같이 주로 임플란트 고정체 나사부가 체결되는 피질골 (고정체 첫번째 나사산 부위)이며, 경사하중이 작용할 때와는 달리 협설 방향 또는 근원심 쪽으로 치우치지 않고 고르게 분포하였다.

고정체에서 최대응력이 발생하는 부위는 경사하중이 작용할 때와 거의 일치하여 지대주와 체결이 되는 collar 내측 부위에서 발생하게 하였고, 지대주에 발생하는 최대 응력은 주로 나사 체결부와 그 상단의 마찰 체결부에서 발생하고 골과 마찬가지로 주로 압축응력이 균일하게 작용하였다.

골과 임플란트 고정체 및 지대주의 응력분포는 Fig. 14, 15에서 나타난 것처럼 좌우측으로 편

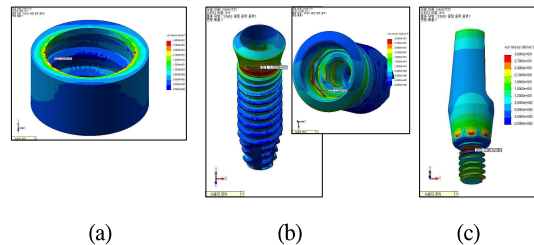


Fig. 14. Distribution of von-Mises stresses of (a) cortical bone, (b) fixture, (c) abutment under vertical loading on center.

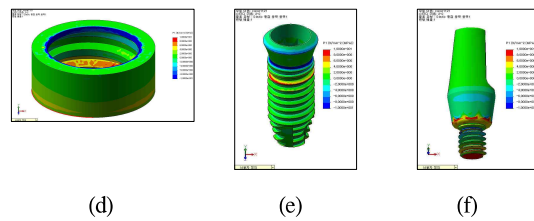


Fig. 15. Distribution of the first principle stresses of (d) cortical bone, (e) fixture, (f) abutment under vertical loading on center.

향되지 않고 위에서 아래쪽으로 균일하게 분포하였고 이는 주로 수직하중으로 인한 압축력에 의해 응력이 발생함을 알 수 있었다.

4. 하중조건별 골과 임플란트 상세 응력 비교

하중조건과 결과를 평면에서 본 결과 Fig. 16은 경사하중이 작용했을 때 골에 발생된 응력 분포이고, Fig. 17은 수직하중이 작용했을 때 골에 발생한 응력 분포를 평면에서 관찰한 결과이다. (a)는 제2소구치에만 하중이 작용한 경우, (b)는 제2대구치에만 하중에 작용한 경우이고 (c)는 제2소구치, 제1대구치 및 제2대구치 모두에 하중이 작용한 경우에 대한 결과이다.

1) 제2소구치 협측 교두에 155N의 경사하중(하중조건 1)

골에 걸리는 응력은 Fig. 16-a와 같이 하중이 가해지는 제2소구치부와 가장 가까운 쪽(모델 1,2,3,4,6)은 제2소구치부, 모델 5는 제1대구치부)의 피질골에서 발생했으며, Fig. 18에서 처럼 3개의 임플란트를 직선상에 배치한 모델 1의 응력을 기준으로 할 때, 협측 offset 시킨 모델 2에서 약 11% 감소되어 가장 작았고, 설측으로 offset 시킨 모델 3도 약 9% 작은 응력을 보였다. 2개의 임플란트를 양단에 식립한 모델 4는 약 21%, 2개의 임플란트를 근심 캔틸레버로 식립한 모델 5는 135%, 원심 캔틸레버로 식립한 모델 6은 약 20% 이상 응력이 증가했다.

임플란트에 걸리는 응력은 골에 걸리는 응력과 마찬가지로, 경사하중이 가해진 제2소구치부와 가장 가까운 쪽(모델 1,2,3,4,6)은 제2소구치부, 모델 5는 제1대구치부)의 임플란트 고정체와 지대주 체결부 발생했으며, 모델 1을 기준으로 했을 때 모델 2는 약 8% 작게 나타났고, 모델 3은 8% 작게 나타났고, 모델 4는 34%, 모델 5는 149% 그리고 모델 6은 약 34% 증가되어 나타났다.

2) 제2대구치 협측 교두에 206N의 경사하중(하중조건 2)

골에 걸리는 응력은 Fig. 16-b와 같이 경사하중이 가해지는 제2대구치부와 가장 가까운 쪽(모델 1,2,3,4,5은 제2대구치부, 모델 6는 제1대구치부) 피질골에서 발생했으며, 모델 1의 응력을 기준으로 할 때, 모델 2에서 약 13% 감소되어 가장 우수했으며, 모델 3도 약 10% 작은 응력을 보였고, 모델 4는 약 19%, 모델 5도 17% 증가했으며, 모델 6은 약 150% 이상의 큰 응력을 보였다.

임플란트에 발생한 응력은 골에 발생한 응력과 마찬가지로 경사하중이 가해지는 제2대구치부와 가장 가까운 쪽(모델 1,2,3,4,5은 제2대구치부, 모델 6는 제1대구치부) 임플란트 고정체의 지대주 체결부에서 발생 했으며, 응력의 크기는 모델 1을 기준으로 했을 때 모델 2는 차이가 없었고, 모델 3은 4% 작게 나타났고, 모델 4는 24%, 모델 5는 19% 그리고 모델 6은 약 140% 증가되어 나타났다.

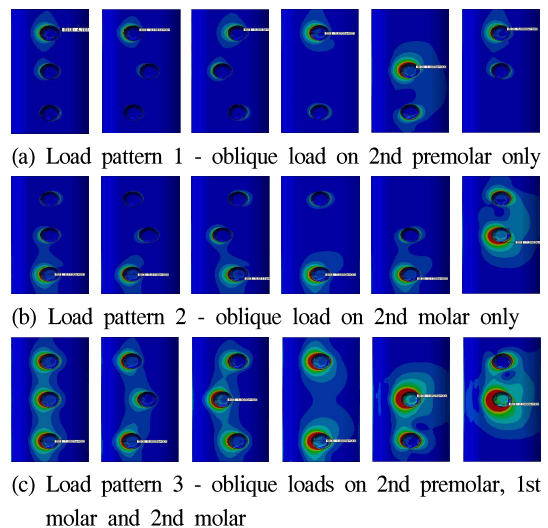


Fig. 16. Plane view of von-Mises stress of bones of all models under oblique load.

3) 제2소구치 협측 교두에 155N, 제1대구치 및 제2대구치 교두에 각각 206N의 경사하중(하중조건 3)

본 연구에서 사용한 하중조건 중에 가장 가혹한 하중조건으로 3개의 모든 치아의 협측 교두에 경사하중을 가한 경우의 골에 발생한 응력을 살펴보면 Fig. 16-c와 같이 모델 1,2,4는 제2대구치부, 모델 3,5,6는 제1대구치부에서 나타났다.

3개의 임플란트를 직선상에 배치한 모델 1의 응력을 기준으로 할 때, 협측으로 offset을 시킨 모델 2에서 약 18% 감소되었고, 설측으로 offset 시킨 모델 3은 오히려 약 20% 큰 응력이 나타났고, 2개의 임플란트를 양단에 식립한 모델 4는 약 37%, 2개의 임플란트를 근심 캔틸레버로 식립한 모델 5는 80%, 원심 캔틸레버로 식립한 모델 6은 약 100% 이상 응력이 증가했다.

임플란트에 발생한 응력을 살펴보면 골에 발생한 응력 위치와 동일하게 모델 1,2,4는 제2대구치부, 모델 3,5,6는 제1대구치부 임플란트 고정체의 지대주 체결부에서 발생했다. 응력은 모델 1을 기준으로 했을 때, 모델 2는 약 13% 감소되었고, 모델 3은 20%, 모델 4는 45%, 모델 5는 110% 그리고 모델 6은 약 130% 증가되어 나타났다.

4) 제2소구치 중심외에 155N의 수직하중(하중조건 4)

골에 걸리는 응력은 Fig. 17-a와 같이 경사하중이 가해진 하중조건 1과 유사하게 하중이 가해지는 제2소구치부와 가장 가까운 쪽(모델 1,2,3,4,6은 제2소구치부, 모델 5는 제1대구치부)의 피질골에서 발생했다. Fig. 21에서 처럼 응력은 모델 1을 기준으로 할 때, 모델 2는 1%, 모델 3는 6%, 모델 4는 약 10%, 모델 5는 227%, 모델 6은 약 18% 정도 증가했다.

임플란트에 발생한 응력도 골에 발생한 응력과 마찬가지로, 경사하중이 가해진 제2소구치부와 가장 가까운 쪽(모델 1,2,3,4,6은 제2소구치부, 모델 5는 제1대구치부)의 지대주 나사부에서 발생했다. 응력의 크기는 모델 1을 기준으로 했을

때 모델 2는 2% 감소했으나 거의 차이가 없고, 모델 3는 7% 모델 4는 7%, 모델 5는 190% 그리고 모델 6에서는 20% 증가되었다.

5) 제2대구치 중심외에 206N의 수직하중(하중조건 5)

골에 걸리는 응력은 Fig. 17-b와 같이 하중이 가해지는 제2대구치부와 가장 가까운 쪽(모델 1,2,3,4,5는 제2대구치부, 모델 6은 제1대구치부)의 피질골에서 발생했다. 모델 1을 기준으로 할 때, 모델 2는 10%, 모델 3은 약 7%, 모델 4는 약 8%, 모델 5는 17%, 모델 6은 약 270% 정도 응력이 증가했다.

임플란트에 발생한 응력은 수직하중이 가해진 제2대구치부와 가장 가까운 쪽(모델 1,2,3,4,6은 제2대구치부, 모델 5는 제1대구치부)의 임플란트 지대주 나사부에서 발생했다. 응력은 모델 1을 기준으로 했을 때 모델 2는 차이가 거의 없고, 모델 3는 17%, 모델 4는 11%, 모델 5는 15%, 모델 6은 240% 크게 나타났다.

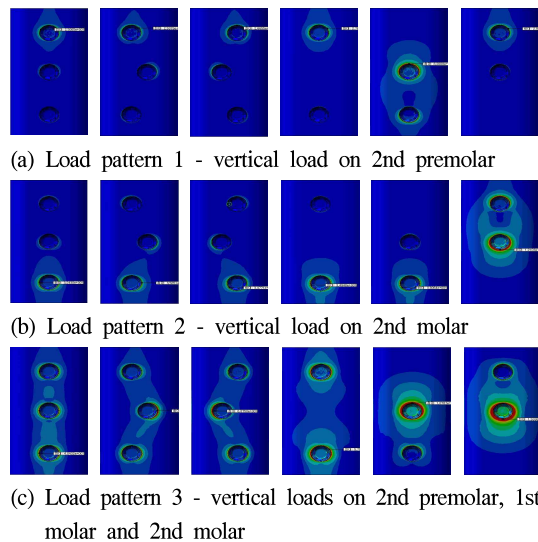


Fig. 17. Plane view of von-Mises stress of bones of all models under vertical load.

6) 제2소구치 중심와에 155N, 제1대구치 및 제2대구치 중심와에 각각 206N의 수직하중(하중조건 6)

골에 걸리는 응력은 Fig. 17-c와 같이 모델 1,4는 제2대구치부, 모델 2,3,5,6는 제1대구치부 피질골에서 나타난다. 응력의 크기는 모델 1을 기준으로 할 때, 모델 2는 50%, 모델 3은 약 70%, 모델 4는 약 40%, 모델 5는 170%, 모델 6은 약 280% 정도 증가했다.

임플란트에 걸리는 응력은 모델 1,4에서는 제2대구치부에서, 모델 2,3,5,6은 제1대구치부 임플란트 고정체의 지대주 체결부에서 발생했다. 응력은 모델 1을 기준으로 했을 때 모델 2는 34%, 모델 3는 42%, 모델 4는 70%, 모델 5는 210% 그리고 모델 6은 약 260% 증가되어 나타났다.

총괄 및 고안

1956년 Tuner등이 항공기 구조분석에 이용한 유한요소법은 Zienkiewicz가 유체역학 및 전기장 문제 등 비구조 분석분야에도 폭넓게 이용되고 있으며²⁹⁾ 치의학 분야에서도 응력분석을 통한 생역학적 연구에 많이 이용되고 있다. 구조물의 응력을 평가하는 방법은 광탄성법³⁰⁾, 스트레인 게이지법³¹⁾ 등의 여러 가지가 있으나, 최근 컴퓨터 기술의 발달과 함께 가장 많이 쓰이는 구조 해석 방법 중에 하나가 구조물의 3차원 모델을 유한개의 요소로 분할하여 근사 해를 구하는 전산 수치 해법을 유한요소법이라고 한다.

이 연구에서는 하악 후방에서 할 수 있는 임플란트 고정성수복물은 두, 세 개의 임플란트를 매식한 여섯가지 모델을 사용하였다. Sullivan³²⁾은 세 개의 치아를 가진 두 개의 임플란트수복물이 가능하다 하였다. English²¹⁾나 Misch³³⁾는 원심축 캔틸레버 보다 근심축 캔틸레버를 권하였다. Buser 등²²⁾은 세 개 치아를 상실했을 때, 임플란트고정성 수복물은 세 개의 임플란트 수복이 가장 좋고, 두 개를 식립 할 경우엔 양측성 지지가 좋고 차선으로 근심축 캔틸레버를 하고 원심축

캔틸레버는 예외적일 때만 하라고했다. Osama등³⁴⁾은 수직압이 작용 할 때는 세 개의 임플란트를 일직선으로 식립해야 주위조직에 가해지는 압축강도를 가장 안전하게 극복할 수 있다고 하였으며, 협설측 하중이 가해지는 조건에서는 협측, 설측 offset을 주어 임플란트를 식립 하는 것이 일직선으로 식립하는것 보다 상대적으로 골에 미치는 압축강도에 대해 더 안전하다고 하였다. 선현들의 연구를 바탕으로 여섯가지 조건의 모델을 만들었다. 대부분의 기존 연구에서는 실제 임플란트의 나사 형태와 내부구조를 실제로 반영하지 않고, 축대칭 이차원 모델(axi-symmetric 2 dimensional model)을 사용하거나, 나사부 및 내부 형상을 단순화시켜 해석을 수행했으나, 본 연구에서는 실제 임상적으로 사용하고 있는 임플란트 시스템의 실제 형상을 그대로 재현하여 해석을 수행하였다. 각각의 모델은 피질골과 해면골로 이루어져 있는 우측 하악 제2소구치에서 제2대구치부위의 골과 2~3개의 임플란트 시스템 및 3-unit 고정형 보철물로 구성 되어 있어 각각의 모든 임플란트 구성물과 골에 대한 평가는 너무 복잡하므로 골 전체와 임플란트 시스템 2가지로 구분하여 응력을 평가하였다. 매식체간의 거리는 대합치의 위치에 맞고, 가능한 해부학적위치에 맞게 하였다. 모델조합면의 형태는 가능한 작게 했는데 offset이 있어 더 줄이지는 못했다.

하중은 협측에서 설측으로 30° 기울어진 경사하중을 가한 경우와 기본적인 수직방향의 교합력 만을 고려하여 치아의 중심와에 수직 하중을 가한 경우를 고려하였다 기존 선현들의 연구가 3-unit 고정형 보철물에 대해 저작력을 가정할 때 1개의 치아에만 하중을 부가하기도 하지만,²⁵⁾ 2개의 임플란트만을 사용하여 근/원심 캔틸레버로 구성된 보철물의 경우에 임플란트가 식립된 쪽에 하중을 부가하면 (예를 들면 본 연구에서 사용한 근심 캔틸레버 모델 5처럼 제2소구치부에는 임플란트가 없지만 제2대구치부에만 하중을 부가할 경우) 캔틸레버에 의한 응력증가 효과

를 인식하기 어렵기 때문에, 본 연구에서는 제2 소구치에만 하중을 가한 경우, 제2대구치에만 하중을 가한 경우와 모든 제2소구치, 제1대구치 및 제2대구치 모두에 하중을 부가한 경우 등의 3가지 모두에 대해 해석을 수행하고 크기 및 경향을 비교하였다. 또한, 이 실험에서는 많은 선현들이 연구한 바에 따라 임플란트 수복물의 최대저작압인 하중조건을 사용하였다.^{35,36)}

임플란트지지 보철물과 대합되는 자연치들이나 고정성보철물과의 사이에 교합되는 상태에서, Mericske-stern³⁶⁾은 ITI 임플란트를 한 부분 무치악 환자에서의 최대교합력을 측정 하였다. Kwon³⁵⁾은 제1소구치에서의 최대교합력은 $155 \pm 50N$, 제1대구치에서의 최대교합력은 $186 \pm 74N$, 제2대구치의 최대교합력은 $206 \pm 86N$ 이라고 보고 하였다.

이 실험에서는 각 치아에 offset을 주어야 하기에 실험의 조건에 맞춰 제1대구치와 제2대구치에 동일한 하중인 206N을 주고, 제일 소구치는 155N을 주었다. 제1소구치에는 155N의 하중을 사용했고, 보다 큰 저작력을 유발할 것으로 예측되는 제1, 제2대구치에는 206N의 하중을 사용했으며, 협측 교두에 30° 경사하중 부가할 때와 치아 중심외에 수직하중을 부가할 때를 비교하였다. 경사하중을 부가할 때가 수직압을 부가할 때보다 응력은 더 크고, 피질골에 집중된다.³⁷⁾

연구에 사용된 임플란트는 4.1x10mm 크기가 3개 치아가 없는 상태에서 2개의 임플란트로 견딜 수 있는 한계점의 크기³⁸⁾라고 보고되어 선택했다.

시멘트유지형 보철물의 사용이 증가하는 것은 이 디자인이 갖고 있는 몇가지 장점 때문이다.³⁹⁾ 첫째 40 μ m 정도의 시멘트공간을 부여 하여 제작하므로 보다 passive한 보철물의 제작이 용이하다. 둘째 임플란트 장축으로 힘이 전해 지도록 설계하기 쉽고⁴⁰⁾ 셋째, 보철물 제작이 통상적인 금과 가공의 치 제작과정과 동일하고 넷째로 나사유지형 보철물에서는 나사 구멍이 아크릴릭 레진이나, 도재파열의 취약점으로 작용하나 시

멘트 유지형 보철물에서는 나사구멍이 없으므로 도재나 아크릴릭 레진의 파절이 적다.

이 연구에선 유한요소 분석을 위해 사용한 골 및 금속재료의 물성치인 탄성계수와 포와송 비는 선학들^{25,41)}의 자료를 참조하여 이용하였다 (Table IV). 기존 선현의 연구에서도 주로 응력을 표현하기 위해 von-Mises Stress 결과를 사용했으며, 특히 티타늄 합금 등으로 제작된 임플란트 구성물의 응력을 표현하기에 적합하다. 단, 골과 임플란트 구성요소의 상세 응력 분석을 위해서는 인장응력과 압축응력에 대한 식별이 필요하므로 이를 위해 일부 1차 주응력을 활용하였다.

연구 결과 하중조건과 상관없이 3개의 임플란트를 식립한 경우에 2개의 임플란트를 식립한 경우보다 응력이 작게 나타났다. 이것은 선현들의 연구결과와 일치한다.

경사하중이 작용할 때는 3개의 임플란트를 일직선상에 배치한 모델 1보다 제1대구치부 임플란트는 협측으로 1.5mm offset 시키고, 제2소구치 및 제2대구치부 임플란트는 설측으로 1.5mm offset 시킨 모델 2에서 가장 작은 응력이 나타났고, 이와 반대 방향으로 offset 시킨 모델 3의 경우에도 모델 1보다 작은 응력이 계산되었다. 이는 경사하중의 수직, 수평방향 분력으로 발생되는 굽힘 모멘트가 offset 된 임플란트의 식립 위치에서 줄어들기 때문이다. 하지만 수직하중을 받는 경우에는 모델 2, 3의 응력이 모델 1보다 크게 나타나게 된다. 이것은 offset 되어 식립된 임플란트 때문에 치아 중심외에 가해진 수직하중이 임플란트 축 중심과 일직선상에 놓이지 못해 이로 인한 굽힘 모멘트가 발생되었기 때문이다. 캔틸레버를 가진 고정성 보철물에선 가공치에 가해지는 실제적 힘의 크기는 지대치에 훨씬 크게 나타난다. Yu 등⁴¹⁾은 3-unit 임플란트 보철물에서 근심 캔틸레버가 가운데 캔틸레버 일때 보다 두배의 응력을 받는다고 하였고, 2개의 임플란트만 식립한 경우의 응력은 전술한 바와 같이 3개의 임플란트를 식립한 경우보다 크게 나타나지만, 양단에 임플란트를 식립하는 것이 안정적

인 응력분포를 나타내게 되며, 캔틸레버 타입은 임플란트가 식립되지 않은 부위에 하중이 가해졌을 때 큰 굽힘 모멘트가 발생하여 골 및 임플란트에 높은 응력을 유발하게 되어 생물학적으로 불리한 반응을 야기한다고 하였다. 이는 이전 연구결과와 같았다.

Rangert 등²³⁾은 수직하중이 중심에 가해진 경우는 고정체 및 주위골에 응력이 고르게 분산되는 양상을 보이나, 협측교두에 30° 경사하중이 주어지면 골 및 임플란트 주위에 큰 굽힘 모멘트가 작용해 큰 응력이 치경부에 집중적으로 나타난다고 하였다.

두 개의 임플란트만 식립된 세가지 모델 중에서는 제2소구치 및 제2대구치 양단에 임플란트를 식립한 모델이 근심형 캔틸레버 타입인 모델, 원심형 캔틸레버 타입인 모델 보다 훨씬 작은 응력이 나타났다. 이것은 하중의 위치와 식립된 임플란트 축 중심의 거리에 의해 발생하는 모멘트의 크기에 기인한다. 설측으로 offset 된 모델에서의 1% 증가는 제2소구치에 경사하중을 줄 때, 제2대구치에 경사하중을 줄 때엔 작은 응력이 나타났으나 제2소구치, 제1대구치, 제2대구치 모두에 경사하중을 줄 때 큰 응력을 나타내어 평균 응력이 커졌다.

수직하중이 작용할 때 골에 발생된 응력이 경사하중이 작용할 때와는 달리, 제2소구치 및 제2대구치 양단에 2개의 임플란트를 식립한 모델의 최대응력이 근심, 원심 캔틸레버 모델은 물론 3개의 임플란트를 offset 하여 식립한 모델 보다도 작게 나온 이유는 offset 되어 식립된 임플란트 때문에 치아 중심외에 가해진 수직하중이 임플란트 축 중심과 일직선상에 놓이지 못해 이로 인한 굽힘 모멘트가 발생되었기 때문이다(Fig. 6).

골에서 최대응력은 임플란트 고정체 나사부가 체결되는 피질골(고정체 첫번째 나사산 부위)이며 해면골에서는 그리 큰 응력이 집중되지 않음을 볼 수 있었는데 이는 Lum 등^{42,43)}의 연구와 같은 결과를 보여주었다. 임플란트에서의 최대 응력은 지대주 연결되는 고정체 내부 또는 지대주

의 나사부 주변에서 발생함을 알 수 있다. 본 연구에서 사용한 임플란트 시스템이 내측결합방식이기 때문에 지대주에서 받은 외력은 솔리드타입 지대주 나사부의 체결력과 고정체 collar부의 마찰을 통해 골로 전달되게 된다. 그러므로 고정체에서 최대응력이 발생하는 부위는 지대주와 체결이 되는 collar 내측 부위에서 발생하게 되고 지대주에 발생하는 최대응력은 주로 나사 체결부와 그 상단의 마찰 체결부에서 발생하게 됨을 알 수 있다.

본 연구를 통해 후방 하악 부문 무치악 환자에게 임플란트 시술시 여러개의 임플란트 식립을 통해 저작시 발생하는 하중을 분산시키는 것이 중요하여 3개의 임플란트를 사용하여 고정형 보철물을 제작하는 것이 응력을 고루 분산할 수 있다는 것을 알 수 있었고, 일직선상에 식립한 경우와 offset 시켰을 때를 비교하면, 협측 교두에 경사하중이 작용하면 협측으로 offset 시킨 경우가 가장 작은 응력을 나타내지만, 치아와 수직하중이 작용할 때는 오히려 응력이 증가한다는 것을 알 수 있었다. 또한, 불가피하게 최소한의 임플란트를 식립하게 될 경우에는 캔틸레버 타입이 구성되지 않고 양단 지지 형태의 보철물이 구성되도록 하는 것이 중요하다는 것을 알 수 있었다.

결 론

- 어떤 종류의 하중이 작용하더라도 더 많은 수의 임플란트를 이용하여 제작한 수복물이 골과 임플란트 자체에 응력을 작게 받는다.
- 캔틸레버 임플란트수복물에서는 양측지지수복물의 골과 임플란트에 가장 응력이 작고, 근심측 캔틸레버수복물, 원심측 캔틸레버수복물 순으로 작다.
- 세 개의 임플란트를 이용한 수복물에서의 협측 경사하중시엔 가운데 임플란트를 협측으로 offset 한 수복물의 골이나 임플란트에 응력이 가장 작고, 설측으로 offset 한 임플란트 수복물, 직선상 임플란트수복물 순으로 응력

이 작다.

4. 세 개의 임플란트를 이용한 수복물에서의 수직 중심와 하중시에는 일직선 임플란트 수복물의 골과 임플란트의 응력이 가장 작다.
5. 임플란트 수복물에 가해지는 경사압이 수직압보다 더 큰 응력을 야기한다.

위의 결과를 토대로 어떤 하중이 작용하더라도 더 많은 수의 임플란트를 이용하여 제작한 수복물이 골과 임플란트 자체에 작은 응력이 발생하였으며, 3개 구치상실의 경우에 2개의 임플란트로 지지할때는 양단지지수복물이 유리한 결과를 나타내었고, 중심와 수직하중이 아니고 협측경사 하중일 때는 협측으로 offset 한 것이 가장 좋은 결과를 나타내었다.

참 고 문 헌

1. Lekholm U. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: A prospective 5-years multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;6:627-35.
2. Van Steenberghe D. A Retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures of supporting bridges in the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent* 1989;61:217-23.
3. Buser D, Weber HP, Bragger U, Balsiger C. Tissue integration of one-stage implants: Three year results of a prospective longitudinal study with hollow cylinder and hollow screw implants. *Quintessence Int* 1994;25:679-86.
4. Laney WR, Jemt T, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9: 49-54.
5. Naert I, Quirynen M, Van Steenberghe D, Darius P. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent* 1992;67:236-45.
6. Lindquist LW, Rockler B, Carlsson E. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1988;59:59-63.
7. Payant L, Williams JE, Zwemer JD. Survey of dental implant practice. *J Oral Implantol* 1994;20:50-58.
8. Lindhe J, 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. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50:399-410.
10. 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.
11. Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater* 1992;10:153-201.
12. Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent* 1992;1:289-94.
13. LeGeros RZ, Craig RG. Strategies to affect bone remodeling: Osseointegration. *J Bone Miner Res* 1993;8:583-96.
14. Weyant RJ. Characteristics associated with the loss and peri-implant tissue health of endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:95-102.
15. Weyant RJ, Burt BA. An assessment of survival rates and within patient clustering of failures for endosseous oral implants. *J Dent Res* 1993;72:2-8.
16. Carter DR, Spengler DM. Mechanical properties and composition of cortical bone. *Clin Orthop* 1977;127: 265-74.
17. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;11(suppl 16):1-13.
18. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:345-60.
19. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and

- fixture success in the Brånemark system. Clin Oral Implants Res 1992;3:104-11.
20. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects, J Prosthet Dent 1992;68:949-56.
 21. English CE. Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implants. Implant Dent 1993;2:221-42.
 22. Buser D, Belser UC, Lang NP. The original one-stage dental implant system and its clinical application. Periodontology 2000 1998;17:106-18.
 23. Rangert B, Krogh PHJ, Langer B, Roekel NV. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1986;1:326-34.
 24. Becker CM, Kaiser DA. Implant-retained cantilever fixed prosthesis: Where and When. J Prosthet Dent 2000;84:432-35.
 25. Park JH, Kim SH, Han JS, Yang JH. Effect of number of implants and cantilever design on stress distribution in three unit fixed partial dentures: A three dimensional finite element analysis. J Kor Acad Prosthodont; 2008: Vol. 43. No 3.290-97
 26. Kivanc A, Haldun I. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. Int J Oral Maxillofac implants 2001;16:722-30.
 27. Kivanc A, Haldun I. Evaluation of the effect of the residual bone angulation on implant-supported fixed prosthesis in mandibular posterior edentulism. Part II: 3-D Finite element stress analysis, Implant Dentistry 2001;10:238-45.
 28. Roxana S, Takahiro S, Haruka K, Osamu M. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: A three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1998 ;13:82-90.
 29. Cho CH : Program of construction analysis by finite element analysis. Seoul, Chungrim Publishing.co 1989. p20.
 30. Robert K, Mark WR. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. J Prosthet Dent 1998;80:559-64.
 31. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. Int J Maxillofac Implants 1995;10:188-98.
 32. Sullivan D. Prosthetic consideration for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch. Int J Oral Maxillofac Implants 1986;1:39-45.
 33. Misch CE. Dental implant Prosthetics. St Louis: Mosby; 2005 p184.
 34. Osama AH, Ameen K, Najira DO, Mohammed EM. The staggered installation of dental implants and its effect on bone stresses. Clin Implant Dent Rel Res. 2007;9:121-7.
 35. Kwon YS, Hwang SH, Han DH. Comparison of maximum occlusal forces on osseointegrated implant supported fixed prosthesis and natural teeth. J Korean Acad Prosthodont 2005;43:498-10
 36. Mericske-stern R, Assal P, Mericske E, Burgin W. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. Int J oral Maxillofacial Implants 1995;10:345-54.
 37. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluation parameter of osseointegrated dental implants using finite element analysis - A two dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. J Oral Implantol 1998;24:80-8.
 38. Iplikcioglu H, Akca K. comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting 3-unit fixed partial prosthesis on stress distribution in the bone. J Dent 2002;30:41-6.
 39. Misch CE. Contemporary implant dentistry. 2nd ed. St.Louis; Mosby; 1999;652-56.
 40. Hebel KS, Gajjar RC. Cement retained versus screw retained implant restorations; Achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. J Prosthet Dent. 1997;77:28-35.
 41. Yu SH, Park WH, Park JJ, Lee YS. A study on the various implant systems using the finite element stress analysis. J Korean Acad Prosthodont 2006; Vol.44: No2. 207-16.
 42. Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal

implants to supporting bone: An analysis using statics. Part one : Horizontal loading. J Oral Implantol 1992;18:343-48.

43. Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: An analysis using statics. Part two : Axial loading. J Oral Implantol 1995;18:349-53.

Effect of the Number and Location of Implants on the Stress Distribution in Three-unit Fixed Partial Denture: A Three-Dimensional Finite Element Analysis

Woo-Hyun Lee, D.D.S., M.S.D, Jong-Hwa Lim, D.D.S., M.S.D., Ph.D.
In-Ho Cho, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University

Bone loss may occur depending on the loading conditions. careful treatment planning and prosthetic procedures are very important factors for the proper distribution of stress. Evaluate the stress distributions according to numbers and location of implants in three-unit fixed partial dentures. A mandible missing the right second premolar, first molar and second molar was modeled. Using the CT data. we modeled a mandible with a width of 15mm, a height of 20mm and a length of 30mm, 2mm-thickness cortical bone covering cancellous bone mallow. An internal type implant and A solid type abutment was used. A model with 3 implants placed in a straight line, offset 1.5 mm buccally, offset 1.5 mm lingually and another model with 3 implants offset in the opposite way were prepared. And models with 2 implants were both end support models, a mesial cantilever model and a distal cantilever model. Three types of loading was applied; a case where 155 N was applied solely on the second premolar, a case where 206 N was applied solely on the second molar and a case where 155 N was applied on the first premolar and 206 N was applied on the first and second molar. For all the cases, inclined loads of 30 degrees were applied on the buccal cusps and vertical loads were applied on the central fossas of the teeth. Finite element analysis was carried out for each case to find out the stress distribution on bones and implants. This study has shown that prostheses with more implants caused lower stress on bones and implants, no matter what kind of load was applied. Furthermore, it was found out that inclined loads applied on implants had worse effects than vertical loads. Therefore, it is believed that these results should be considered when placing implants in the future.

Key word: Cantilever, Implant, Offset, Stress

Correspondence to : In-Ho Cho

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University
San 7-1, Shinboo-Dong, Cheonan, Choongnam, 330-716, Korea
Tel: +82-41-550-1971, E-mail: cho8511@dku.edu

Received: April 11, 2010, Last Revision: August 20, 2010, Accepted: September 25, 2010