

무치악에 대한 최소 임플란트 구조물의 3차원 유한요소 해석

장인식[#]

The 3-Dimensional Finite Element Analysis of Minimum Implant Structure for Edentulous Jaw

Insik Jang[#]

ABSTRACT

The aim of the study is to interpret the distribution of occlusal force by 3-dimensional finite element analysis of ISP(Implant Supported Prosthesis) supported by minimum number of implant to restore the edentulous patients. For this study, the Astra Tech implant system is used. Geometric modeling for 6 and 4 fixture ISP group is performed with respect to the bone, implant and one piece superstructure, respectively. Implants are arbitrarily placed according to the anatomical limit of lower jaw and for the favorable distribution of occlusal force, which is applied at the end of cantilever extension of ISP with 30mm. Element type is tetrahedral for finite element model and the typical mechanical properties, Young's modulus and Poisson's ratio of each material, cortical, cancellous bone and implant material are utilized for the finite element analysis. From this study, we can see the distribution of equivalent stress equal to real situation and speculate the difference in the stress distribution in the whole model and at each implant fixture, From the analysis, the area of maximum stress is distributed on distal contact area between bone and fixture in the crestal bone. The maximum stress is 53MPa at the 0.2mm area from the bone-implant interface in the maximum side for 300N load condition for 4 fixture case, which is slightly less than the stress calculated from allowable strain. This stress has not been deduced to directly cause the loss of crestal bone around implant fixture, but the stress can be much reduced as the old peoples may have lower chewing force. Thus, clinical trial may be performed with this treatment protocol to use 4 fixtured ISP for old patients.

Key Words : Edentulous jaw (무치악), Finite element analysis (유한요소해석), Implant supported prosthesis (임플란트지지보철물), Lower jaw (하악), Stress distribution (응력분포)

1. 서론

치아 우식, 치주질환 그리고 다양한 원인으로

☞ 접수일: 2007년 8월 20일, 게재승인일: 2008년 1월 9일

교신저자: 홍익대학교 기계정보공학과

E-mail: isjange@hongik.ac.kr Tel. (041) 860-2608

모든 치아를 상실하게 된 무치악 결손상태는 모든 연령층에 심각한 육체적 정신적 장애를 초래하고, 사회심리학적으로 정상적인 생활을 하기에 어려움을 줄 뿐 아니라 삶의 질을 떨어뜨리는 요인이 된다. 그러므로 삶의 질이 점점 중요시되는 현대의 노령층에게 구강기능의 회복은 무엇보다도 중요한 치료이다. 그러나, 노령층의 경제적 기회상실로 인한 경제적 소외는 무치악의 구강기능 회복을 위한 방법에 제약이 많을 뿐만 아니라 환자들의 요구조건에 부응하기 어렵게 한다. 그러므로 경제적인 면에서 최소한의 부담으로 환자에게 최대한의 질적 만족을 줄 수 있는 기능적 수복 방법을 개발할 필요가 있다. 무치악 수복에는 환자의 치료방법으로 임플란트로 지지되는 보철물(ISP: Implant Supported Prosthesis) 방법이 있는데, 그 임상적 응용이 상당 기간 진행되어 실제 무치악과 부분 무치악에서 성공적으로 치료되고 있다. 이 방법은 보철물의 생물학적 물리적 안정성과 함께 환자들에게 사회심리적, 기능적인 면에서 자연치의 정상치열과 비등한 효과를 제공함으로써 획기적인 치료 방법으로서 앞으로 계속적으로 발전해 나갈 것으로 예상된다.

그러나, 이 방법을 시술하는 데는 고가의 비용이 소요되고 있어서, 노인층인 경우 경제적 어려움으로 인하여 임플란트를 이용한 수복 방법은 일부 계층에 국한되고 있다. 그러므로 경제적으로 노인층에서 수용 가능하고 기능적으로 비등한 수준의 보철물을 제공할 수 있는 최소의 임플란트를 이용한 보철 수복 방법의 개발은 고가의 임상기술이라는 한계를 벗어나 좀 더 많은 노인환자들에게 확대 보급될 수 있는 해결책을 제공할 것이다.

일반적으로 교합 과부하와 세균성 감염에 의한 골 흡수가 임플란트 실패의 주요한 원인으로 간주되고 있다. 본 연구에서는 완전 무치악인 경우에 대하여, 환자들의 주기적인 관리 소홀로 인한 두 번째 원인은 고려하지 않고 첫 번째 원인에 주안점을 두고자 한다. 임상적 연구에서 과부하(overload)가 일부 임플란트의 실패 원인에 대해서는 Quirynen¹ 등이 완전한 ISP가 교합 과부하와 임플란트 주위 변연골 흡수와 의 상관관계를 확인하였다. Sanz²에 의해 시행된 연구에서도 임플란트 변연 연조직에 감염이 없는 조직학적 조건에서 임플란트 주위 골 흡수가 교합 과부하에 의한 것으로 추정하였다. Epositio³ 등이 실시한 후기에 실패된 임플란트 매식체의 주위조직에 대한 형광면역 평가에 의하면, 섬유성 결합조직으로 덮혀 있고 상피가 임플

란트의 1/2 이상 까지 상피가 하방 성장된 것이 확인되었다. 교합 과부하에 의해 실패된 임플란트 주위 세균의 특성은 치주가 건강한 상태의 세균과 같은 특성을 가지고 있었다.⁴ 이러한 관련성은 원숭이를 대상으로 한 실험적 연구에서도 확인되었다. 임플란트 매식 후 골조직 치유 후 고정성 보철물을 세균성 생물막만으로 덮히도록 방치된 부위에서는 변연골의 흡수만을 확인하였고, 교합 과부하가 가해진 부위에서는 골융합의 완전한 부분적 상실이 확인되었는데 이것은 원인에 따라 볼 수 있는 명확한 골흡수 형태의 차이이다.⁵

본 연구에서는 무치악 환자에게 시술하는 임플란트의 개수를 적게 함으로써 나타나는 영향에 대하여 역학적인 해석 방법을 통하여 검토하고자 한다. 통상적으로 무치악 환자에게는 8 개 정도의 임플란트를 매식하나 본 연구에서는 6개와 4 개의 임플란트 매식의 경우에 대하여 해석하고자 한다. 먼저 하악골에 임플란트가 매식되어 있는 기하학적인 모델을 3차원 CAD 시스템을 이용하여 구성하고 메쉬(mesh) 생성 소프트웨어를 이용하여 유한요소 모델을 만든다. 고정(fixed) 경계조건과 다양한 하중 상태에 대한 유한 요소 해석을 수행한 후 하악골이나 임플란트 매식체에 가해지는 응력과 변형 상태에 대하여 관찰하고자 한다.

2. 임플란트 재료

본 연구에서는 6개와 4개의 임플란트 고정체(fixture)를 최소한의 갯수로 생각하여 가상 모델을 제작하였다. 사용된 임플란트 시스템은 스웨덴 Astra Tech사의 Astra Tech Implant system으로 ST형 임플란트 매식체를 이용하였다. (Fig. 1) 이 제품은 다른 임플란트 시스템에 비해 초기 안정성과 골계면의 면적이 다른 시스템보다 넓다는 장점이 있다. 역학적으로 가장 최악의 상태를 가상하여 악골의 양적 질적 형태에 상관없이 하악의 이공사이에 기저골의 높이가 15mm로 가상하여 15mm의 임플란트를 매식한 것으로 하였다.

매식 시 기저골의 상하면에 임플란트의 나사선이 매식되어 이중적으로 역학적 안정성을 확보하도록 노력한 사실을 가상 모델에 반영하였다. 역학적 분석을 하기 위한 표준 기하학적 형태에 대한 모델링 과정은 다음 절에 기술하였다.

3. 유한요소해석

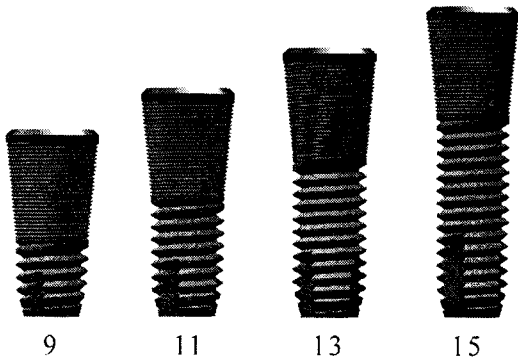


Fig. 1 Implant thread(fixture)

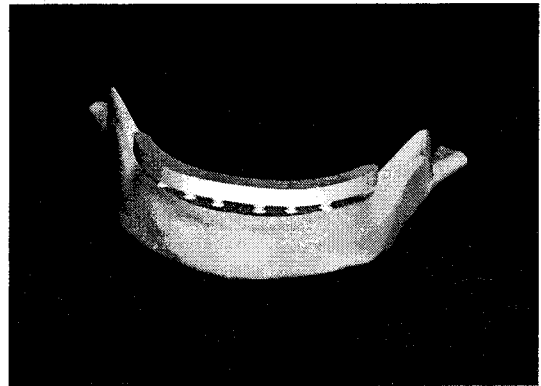


Fig. 2 Geometric model(6 fixtures)

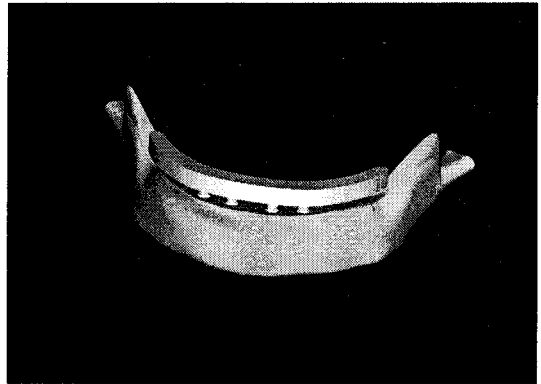


Fig. 3 Geometric model(4 fixtures)

3.1 기하학적 모델링

임플란트가 매식되는 하악골에 대한 기하학적인 모델링을 하였는데 Fig. 2-3 과 같은 형태의 간단하면서도 사람의 턱뼈의 특성을 잘 나타내도록 실제의 인체 하악골과 유사한 모형을 모두 고려하였다. 모델링은 3차원 CAD 프로그램인 Pro/ENGINEER를 이용하였다. Fig. 2와 Fig. 3에는 매식체의 개수가 6개와 4개인 경우에 대하여 모델링 한 것이며, 매식체를 연결한 일체형 상부구조(superstructure)도 나타내었다.

3차원 모델링은 전반적인 해석을 보기 위해서 하악골의 여러 가지 다른 구조를 하나로 통일시켜 모델링을 하였다. 각 임플란트 구성 부품중 이에서 뿌리에 해당하는 고정체(fixture)와 이에 해당하는 지대주(abutment)을 일체화된 개체로 가정하고 이에 대해 상부구조(superstructure)를 별개의 개체로 하여 모델링을 하였다. 임플란트 상부의 미세 나사부는 피치 0.2mm이며 상부에서 하부로 반경이 줄어드는 형태로 모델링 하였고 하부는 피치는 0.8mm로서 원통형으로 된 나선으로 모델링 하였다. (Fig. 1)

모든 모델링은 실제 사이즈와 동일하게 했으며, 하악골, 임플란트 고정체 와 지대주로 모델링의 갯수를 단일화 시켰으나 세밀한 해석을 위하여 좀 더 많은 모델을 분리 형상화하였다. 하악골의 모델은 일반적인 임플란트 기술을 위해서 사용되는 플라스틱 모형을 모델링한 것이다.

하악골, 임플란트 고정체와 지대주 경계부위는 완전 유착된 것으로 가정하고 경계부위에서는 역학적 변화의 추이를 추적하였다. 임플란트 고정체와 지대주의 임플란트와 그 위의 상부구조의 크기는 모두 동일하며 6개의 매식체를 가지고 있는 모델은 하악골의 중심에서 5mm 거리를 두고 제 1매식체를 매식하였고

제2, 3매식체는 10mm의 간격을 두고 매식하여 대칭 형상을 구축하였다.(Fig. 2) 4개의 매식체를 가지고 있는 모델은 하악골의 중심에서 7mm 거리를 두고 제1매식을 하였고 10mm떨어진 곳에 제2 매식체를 매식하여 대칭 형상을 구축하였다.(Fig. 3) 상부구조의 길이는 매식체의 개수와 상관없이 120mm이며 폭은 5mm 높이는 4mm로 하였다.

3.2 유한요소 모델링

위에서 얻어진 기하학적인 모델을 이용하여 해석하고자 하는 유한요소 모델을 만든다. Fig. 4-5에는 하악골을 포함한 해석에 사용된 전체 모델의 유한요소 모델을 나타내었다. 본 연구에 사용된 요소는 4면체요소(tetrahedral element)이다. 유한요소 모델에는 하악골 모델뿐만 아니라 매식된 임플란트가 포함된다. 이 나사들은 본 연구에서 하악골에 여러 가지의 각도로 매식되어 나사 위에 수복되는 임플란트에 가해지는

하중에 의해서 뼈 속에서 어떤 형태로 변형 혹은 응력을 발생시키는지를 알아보게 된다. 유한요소모델링은 유한요소 해석 전용 소프트웨어인 ANSYS Workbench를 이용한다.

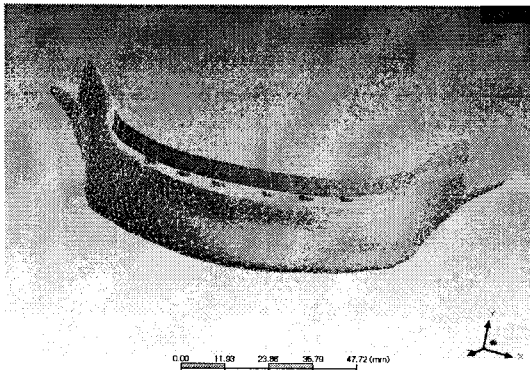


Fig. 4 Finite element model of whole system(6 fixtures)

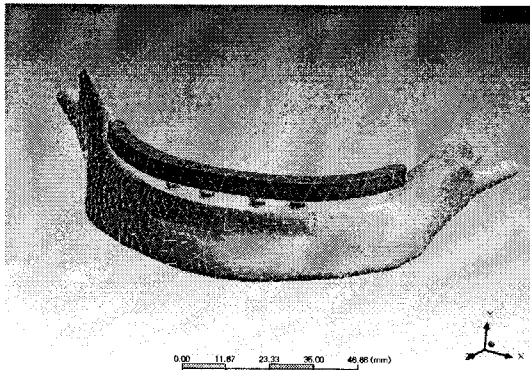


Fig. 5 Finite element model of whole system(4 fixtures)

Fig. 6에는 고정체와 지대주를 일체로 한 단일 매식체의 유한 요소 모델을 나타내었는데, 가능한 실제에 가깝도록 미세 나사산을 포함한 나사의 형상을 모두 모델링하였다.

Table 1에는 해석에 사용된 재료들의 기계적인 성질을 나타내었다. 매식체인 고정체가 뼈보다 약 9배 정도 강한 것으로 되어 있다. 피질골(cortical bone)은 하악골의 외부에 나타나 있는 부분의 뼈를 말하며 해면골(cancellous bone)은 피질골의 내부에 존재한다. 피질골의 강도는해면골의 강도의 10배이나 임플란트에 의해서 뼈로 전달되는 힘의 대부분은 피질골에 가해진다. 저작력에 의하여 발생하는 응력이 고정체를

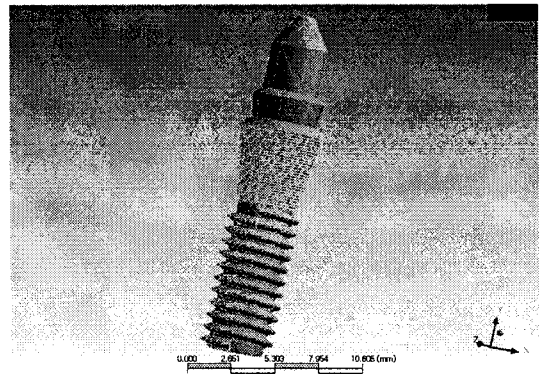


Fig. 6 Finite element model of implant thread

Table 1 Mechanical properties of each part¹⁰

Material	Property	
	Young's Modulus (MPa)	Poisson's Ratio
cortical bone	13,700	0.30
cancellous bone	1,370	0.30
fixture	115,000	0.35
superstructure	96,600	0.35

통하여 하악골에 전달되므로 고정체를 자세하게 모델링하는 것이 본 연구에서 보다 정확한 결과를 얻을 수 있을 것으로 본다. 경계조건으로 하악골의 맨 아래쪽 모서리 부분을 따라서 x, y, z 방향의 변위를 구속하였다. 하중 조건으로 상부구조의 최외곽 부분으로부터 약 30mm에 걸쳐서 분포하중을 수직방향으로 주었고, 하중은 저작 작용 시 힘이 순간적으로 한쪽에만 작용하는 것을 고려하여 한 부분에만 가하였다. 하중의 크기는 개인 간의 차이를 고려하여 100N부터 50N씩 증가시키면서 300N까지로 하였다. 해석하고자 하는 임플란트의 모델은 가능한 최소의 임플란트 개수로 다수의 임플란트를 역학적으로 대체되는 기능을 해야 하므로 6개와 4개의 임플란트를 기존의 방법으로 시술한 경우에 대한 역학적인 해석을 수행한다. 이 해석 결과를 타 연구결과와 비교함으로써 새로운 시술법이 역학적으로 기존의 다수의 임플란트 방법을 대체할 수 있는지를 알아본다.

3.3 유한요소 해석결과

Fig. 7에는 6개의 매식체를 시술하고 300N의 하중을 가했을 경우 응력 분포를 나타내었다. 응력 상태를 분석해 보면 우측에서 첫 번째의 매식체 부위에서 약 143MPa 크기의 최고 응력을 나타내고 있다. Fig. 8에는 4개의 매식체를 시술하고 300N의 하중을 가했을 경우 응력 분포를 나타내었다. 응력 상태를 분석해 보면 우측에서 첫 번째의 매식체 부위에서 약 283MPa 크기의 최고 응력을 나타내고 있다. 즉, 최대 응력에 있어서는 4개 매식의 경우가 6개 매식의 경우에 비하여 거의 두배의 수치를 나타낸다. Fig. 9와 Fig. 10에는 Fig. 7과 Fig. 8의 응력 상태에서 고정체에 가해지는 응력만을 나타내었다. 고정체의 뒤쪽에서 최대 응력이 발생하므로 고정체의 배열 순서를 반대로 하여 최대 응력이 발생하는 부위를 전면에 나타내었다. Fig. 7과 Fig. 8의 최대 응력이 Fig. 9와 Fig. 10에서 동일한 수치를 나타내는 것으로 봐서 고정체에 최대 응력이 가해짐을 알 수 있다.

본 해석에서 모든 결과는 각각의 요소에서 계산된 응력 요소들을 이용하여 재료의 항복조건 또는 파괴조건 판별 기준에 도움이 되는 Von mises 등가응력으로 나타내었으며, 상대적인 비교의 편리성을 도모하기 위하여 계산된 등가응력을 특정한 값으로 선정하여 5단계 색상으로 표시하였다. 상부구조와 고정체, 뼈의 체결부위는 완전체결 조건을 적용하였다.

하악골에 나타난 응력분포 형상은 고정체의 개수에 따라 다르게 나타났고, 맨 오른쪽에 위치한 임플란트에서 최고응력이 발생되는 것을 아래 그림을 보면 확연히 알 수 있다.(Fig. 11 - Fig. 12)

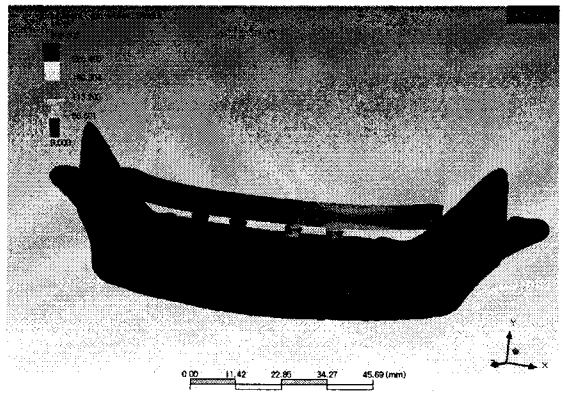


Fig. 8 Stress distribution of whole implant(4 fixtures)

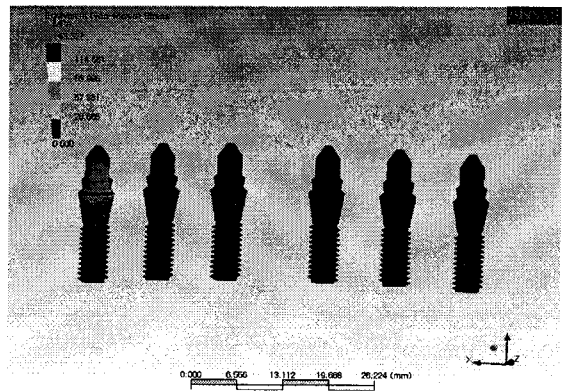


Fig. 9 Stress distribution of fixture and abutment (6 fixtures)

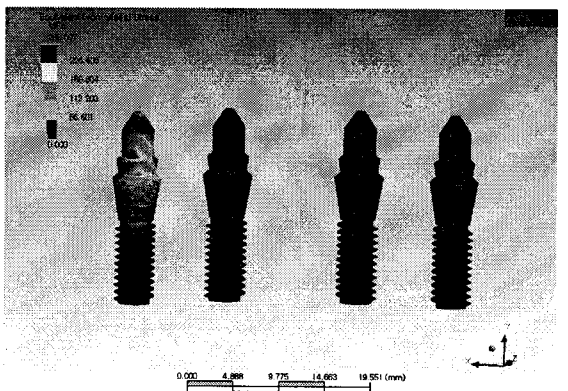


Fig. 10 Stress distribution of fixture and abutment (4 fixtures)

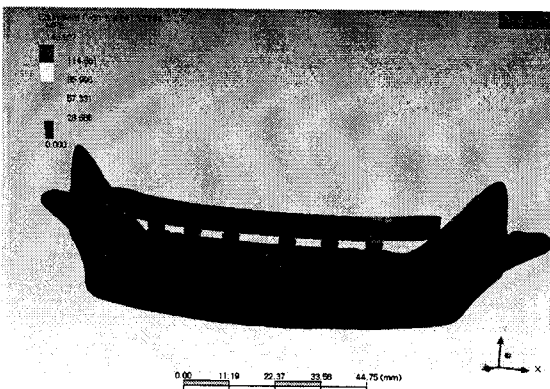


Fig. 7 Stress distribution of whole implant(6 fixtures)

Fig. 11과 12에는 매식체를 제거한 상태에서 하악골의 응력분포를 나타내었는데 가장 오른쪽의 임플란트 매식 부위(1번 고정체)에 대하여 표시를 하였다. 최대 응력을 받는 부위(Max)와 최소응력을 받는 부위(Min)가 확연하게 다르게 나타남을 알 수 있다. 최대 응력을 받는 부위가 본 연구의 관심의 대상인데 이 부위의 응력이 증가함에 따라 골흡수가 발생할 수 있기 때문이다.

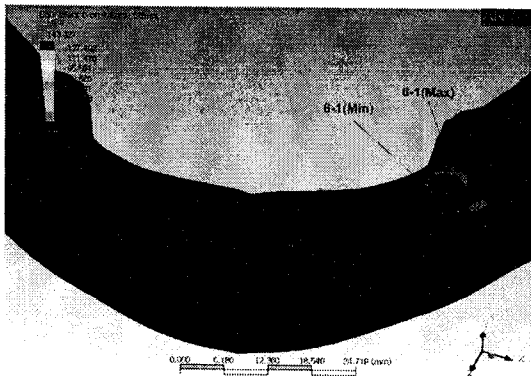


Fig. 11 Stress distribution of mandible around no.1 fixture (6 fixtures)

Fig. 13에는 6개 임플란트 매식의 경우에 대하여 하중 조건이 100N부터 300N까지 50N씩 변화하는 경우에 대하여 Fig. 10의 경우에서 최대응력이 걸리는 부분에서 하악골의 깊이를 따라서 계산된 응력의 변화를 나타내었다. 최대 응력의 변화는 피질골의 최상단 부에서 깊이가 1.2mm까지 지속적으로 감소하고

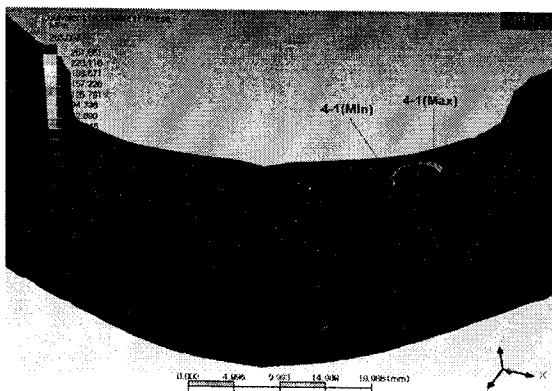


Fig. 12 Stress distribution of mandible around no.1 fixture (4 fixtures)

1.4mm 이상의 깊이에서는 거의 하중의 받지 않는 것으로 나타났다. Fig. 14에는 4개의 임플란트 매식의 경우에 대하여 나타 내었는데 최대 응력의 변화는 6개 매식의 경우와 상이하게 피질골의 최상단 부에서 바로 아래 0.2mm까지는 조금 증가하다가 감소하여서 1.8mm 이상의 깊이에서는 아주 작은 값을 나타내었다. 이 응력을 조사함으로써 과도한 하중에 의한 골 흡수 발생 여부를 예측할 수 있다. 300N의 하중을 가했을 경우 최대 응력이 6개 매식의 경우는 약 30MPa이며 4개 매식의 경우에는 약 53MPa에 달했다.

다른 3차원 유한요소 분석들에서도 부하하중이 임플란트의 상부 부위에서 집중되는 것과 같이 본 연구에서도 같은 양상을 보였다.^{4,6} 그래서 골 융합의 골흡수는 이 부위에서 시작되는 것은 역학적 임상적 연구에서도 확인되는 사실이다.

골조직에 가해지는 부하에 의하여 변형이 발생하고 이로 인해 골조직이 기계적인 피로성 손상 (microdamage)을 받으나 골조직의 remodelling으로 이러한 손상을 치유된다. 그러나 이 한계치 이상의 과부하는 피로성 손상을 증가시킨다. 골조직에 1,500~2,000 $\mu\epsilon$ (microstrain)이 일어나도록 (0.15~0.20%의 변형) 한 경우에는 충분히 remodelling에 의해 복원되나 2,000~4,000 $\mu\epsilon$ 인 경우 (0.2~0.4% 변형), 피로성 손상을 증가시키고, 4,000 $\mu\epsilon$ 인 경우는 remodelling기전을 와해시켜 지지골조직의 피로 골절로 인해 골융합이 파괴되는 것으로 추측된다. 실제 25,000 $\mu\epsilon$ 인 경우에는 정상적인 골절이 생긴다.⁷ 4,000 $\mu\epsilon$ 인 경우 본 연구에서 모델링된 피질골의 Young's Modulus를 곱하면 응력을 구할 수 있는데 약 54.8MPa인 값을 얻을 수 있다. 4개의 임플란트를 매식한 경우에서 300N의 힘을 가했을 경우 이 값보다 다소 작은 크기의 응력이 피질골에 가해진다.(Fig. 14)

이와 같은 사실에서 본 연구의 유한요소 분석결과에서 추정되는 것은 무치악의 경우 최대 8개의 임플란트를 시술하는데 이 숫자를 4개로 줄였을 때 임플란트 수의 감소로 인한 골조직에 가해지는 응력의 차이가 골 흡수로 진행되는 정도의 임계치 이상의 응력은 아니라는 것으로 생각된다.

4. 결론 및 고찰

교통사고나 장기적인 치아 관리 부실로 인하여 여러 개의 치아를 동시에 잃었을 때 수복하는 방법으로

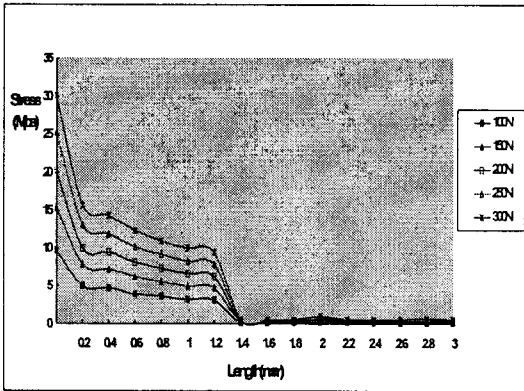


Fig. 13 The stress distribution with respect to the vertical position of dental implant at the maximum area (6 fixtures)

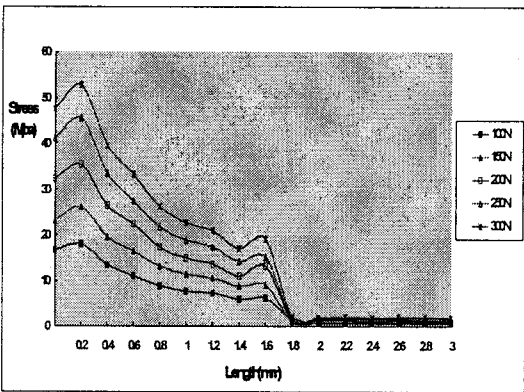


Fig. 14 The stress distribution with respect to the vertical position of dental implant at the maximum area (4 fixtures)

널리 이용되는 임플란트 기술은 우리나라에서도 일반화 되어 가고 있다. 그러나, 고가의 치료비로 인하여 경제적으로 충분한 여유가 있는 소수의 연령층에게 시술되고 있는 실정이다. 특히 무치악인 경우에는 역학적 안정성을 전제로 많은 수의 매식체가 매식되는 경우 경제적 부담이 가중되고 있어 의료서비스의 계층차별화가 심화되고 있는 실정이다. 다수의 임플란트가 필요한 경우를 대체할 수 있고 경제적으로 최소의 비용으로 생물학적으로나 생역학적으로 안정성을 제공할 수 있는 치료 프로토콜의 개발은 의료서비스의 표준화에 크게 기여할 뿐만 아니라 경제적으로나 시간적으로나 환자의 부담은 상당히 절감될 수 있

다. 그러므로 본 연구 결과를 이용하여 역학적으로 검증된 충분한 강도를 가진 최소 임플란트의 개수를 결정할 수 있다면 임상적으로 시술하여 환자의 만족도 조사들을 통하여 그 기능이 검증될 수 있다.

예상했던 바와 같이 해석 결과에서 임플란트의 개수가 많아지면 하악골에 걸리는 응력의 크기는 감소하게 된다. 그러나, 4개의 매식체인 경우에 대해서도 하악골에 걸리는 최대 응력이 악골 조직의 항복응력보다는 훨씬 작은 값을 알 수 있다. 또한, 최대허용 변형율의 $4000\mu\epsilon$ 인 경우 본 연구에서 모델링된 피질골의 Young's Modulus를 곱하면 응력을 구할 수 있는데 약 54.8MPa인 값을 얻을 수 있다. 300N의 힘을 가했을 경우 이 값보다 다소 작은 크기의 응력이 피질골에 가해진다. 이와 같은 사실에서 본 연구의 유한요소 분석결과에서 추정되는 것은 임상적 연구에서도 확인된 바와 같이 임플란트 수의 감소로 인한 골조직에 가해지는 응력의 차이가 골 흡수로 진행되는 정도의 임계치 이상의 응력은 아니라는 것으로 생각된다. 본 연구의 결과로 나타난 최소 개수의 매식체에서의 응력 크기가 임상적으로 어떤 영향을 줄지는 현재로서는 예측이 힘든 상태이지만 실제 임상적 시도로 그 관계를 추정 가능할 것으로 생각된다. 무치악의 해부학적 구조가 단순하고 또한 매식체의 수를 실험 표준화를 통해 시도 가능하므로 다음 연구의 임상적 연구의 주요한 관심대상이 될 것이다. 그러나 최종적으로는 응력의 크기와 골흡수량의 상관관계를 규명하여야 할 것이다. 현 연구에서 임상가들이 주의해야 할 점은 단순히 자연치아의 수만큼 임플란트 매식체를 매식하여 수복하기보다 임플란트 매식체의 수적 결정이 실제 생물체의 다양한 반응의 결과로 결정되어야 함을 확인시켜주고 있다. 본 연구의 해석 데이터는 임플란트 기술에 있어서 뼈의 생리학적인 한계에 근사치를 이해하는데 도움을 줄 수 있지만 임상적으로 최소 개수의 임플란트를 결정하는 요소는 시술 후 임상적인 징후나 시술 가이드라인이 주의 깊게 연관되어 있어야 한다.

차후에 매식체의 숫자를 획기적으로 감소시켜 2개 혹은 3 개를 매식하였을 경우에 대한 연구와 매식체의 위치나 각도가 하악골의 응력 분포에 어떤 영향을 미칠지에 대한 규명이 필요하다. 하악골의 응력 상태가 치아운동시 수반되는 수평하중을 고려하여 수직방향에 임의의 각도인 $30^\circ, 45^\circ, 60^\circ$ 의 각도에 하중을 가할 것이다. 턱뼈의 골 종류를 세분화 하여 좀 더 자

제한 데이터를 얻을 계획이다.

그런 의미에서 임플란트를 이용한 보철적 수복 시 한정된 의료 자원의 불필요한 소모와 경제적 과도한 부담을 피하기 위하여 임플란트를 상실된 치아의 수와 병행하여 매식하는 것은 과잉진료가 될 수 있음을 보여주는 것으로 생각된다. 따라서 본 연구의 결과는 국가적인 자원 절약 차원에서 그 중요성을 다시 한번 재음미하여야 할 것이다.

후 기

이 논문은 2004학년도 홍익대학교 교내연구비에 의하여 지원되었음.

참고문헌

1. Quirynen, M., Naert, I. and Van Steenberghe, D., "Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system," Clin. Oral Implants Res., Vol. 3, Issue 3, pp. 104-111, 1992.
2. Sanz, M., Alandez, J., Lazaro, P., Calvo, J. L., Quirynen, M. and Van Steenberghe, D., "Microbial differences in 2 clinically distinct types of failures of osseointegrated implants," Clin. Oral Implants Res., Vol. 2, Issue 3, pp. 128-134, 1991.
3. Epositio, M., Thomsen, P., Molne, J., Gretzer, C., Ericsson, L. E. and Lekholm, U., "Immunohistochemistry of soft tissues surrounding late failures of Branemark implants," Clin Oral Implants Res., Vol. 8, Issue 5, pp. 352-366, 1997.
4. Rosenberg, E. S., Torosian, J. P. and Slots, J., "Microbial differences in 2 clinically distinct types of failures of osseointegrated implants," Clin. Oral Implants Res., Vol. 2, Issue 3, pp. 135-144, 1991.
5. Isidor, F., "Loss of osseointegration caused by occlusal overload of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys," Clin. Oral Implants Res., Vol. 7, Issue 2, pp. 143-152, 1996.
6. Meijer, H. J., Starmans, F. J., Steen, W. H. and Bosman, F., "A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible," Archives of Oral Biology, Vol. 38, Issue 6, pp. 491-496, 1993.
7. Frost, H. M., "Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians," Angle Orthodontist, Vol. 64, No. 3, pp. 175-188, 1994.
8. Lamit, L. G., "Pro/ENGINEER WILDFIRE," Thomson, 2004.
9. ANSYS, Inc., "ANSYS Workbench Manual," 2001.
10. Natali, A. N., "Dental Biomechanics," Taylor & Francis, pp. 56-59, 2003.