

# 균질화기법을 이용한 치과 임플란트 시스템의 응력해석

고철수\* · 이만섭\* · 최귀원\*\*

\*경희대학교 치과대학 치주과학교실

\*\*한국과학기술연구원

## I. 서론

상실된 치아를 수복하려는 인류의 노력은 노예의 치아를 귀족들에게 이식시킨 고대 이집트의 기록에도 나타나 있으며, 그후 많은 역사적 기록과 함께 이식체의 재료와 형태에 있어서도 발전을 거듭해왔다<sup>1-7)</sup>.

Linkow(1966)<sup>8)</sup> 및 Weiss(1986)<sup>9)</sup>는 임플란트면을 따라 형성되는 섬유성 캡슐이나 섬유조직의 계면에 의해 치주인대와 같이 완충역할을 하는 섬유성 유착이론(fibrointegration)에 관하여 언급한 바 있다. 한편, 1952년 Per-Ingvar Brånemark등이 골유착과정(osseointegration)에 관하여 보고한 이후 이에 관한 많은 연구<sup>10-16)</sup>가 있었다.

1983년 Brånemark<sup>17)</sup>이 골유착 임플란트의 성공률, 기전, 방법등을 발표한 후 섬유성 유착이론보다는 골유착이론이 보편적으로 받아들여지고 있으며, 이 이론에 근거한 치근형 임플란트가 소개되었고, 그 효율성이 인정됨에 따라 최근에는 변형 설계된 치근형 임플란트가 널리 이용되기에 이르렀다. 또한 Meffert 등(1987)<sup>16, 18)</sup>, Adell등(1986)<sup>19)</sup>, Block 등(1987)<sup>20)</sup>, Cook 등(1987)<sup>21)</sup>은 임플란트와 주위 골조직간에 골과 친화성이 우수한 수산화

인회석(Hydroxyapatite)이 개재된 Bio-integration이라는 유착 기전을 주장하였다.

이와같이 임플란트와 주위 조직의 유착방법이 상이한 원인은 임플란트의 재료, 형태, 표면처리법, 및 시술 방법 등에 기인하는 것으로 알려져 있다.

치과용 골유착성 임플란트 술식의 임상적 효율성이 과학적으로 입증됨에 따라 구강의 기능 회복을 위한 통상적인 치료 술식으로 광범위하게 적용되어 치과 의학에 혁명적인 발전이 있었다. 골내 임플란트 치료의 성공은 단일 결손치 수복은 물론, 무치악 환자에서 의치의 기능을 증진시킬 뿐만아니라 심미적인 면을 개선시키며 주위 지지골에 가해지는 과도한 응력을 분산시키는데 있고, 치주학적으로는 치열의 안정화에 도움을 줄 수 있다<sup>22-24)</sup>. 임플란트의 성공여부는 생체적합성, 골조직의 양과 질, 외과술식및 상부구조의 설계등 여러 요소에 의해 좌우되며, 골유착성 임플란트는 골조직과 임플란트가 결체조직의 개재없이 직접 접촉되어 있기 때문에 치주인대에 의해 둘러싸인 자연치와는 기능 및 생리적으로 응력의 분산이나 그 전달과정이 다르다<sup>25, 26)</sup>.

골유착성 임플란트에서는 외부 하중이 가해질때 응력이 완화되지 않고 골내부로 직접

전달되므로, 골유착성 임플란트가 계속적이고 복합적인 기능 하중을 받는 구강내에 식립되어 치아의 기능을 대신할 경우 생역학과 관련된 여러가지 문제점들이 발생될 수 있다<sup>27)</sup>. 신체 다른 부위의 임플란트 시술과는 달리 치과 임플란트의 특징은 임플란트를 골내에 매식한 후 그 일부가 구강 점막을 통해 구강내로 노출되어 지속적인 교합압을 받게 된다는 것이다. 따라서 저작시 발생하는 동적 또는 정적 하중으로 인한 국소적인 응력집중에 의해 임플란트 자체 또는 상부구조물의 파절은 물론, 임플란트 주위 지지골의 흡수를 야기시킬 수 있다<sup>28, 29)</sup>.

치과 임플란트 시스템에 높은 응력이 가해지면 주위 지지골 조직이 흡수되고 결합조직이 그 자리에 차게되어 결과적으로 임플란트 치료의 실패를 초래한다. 그러므로 저작시 교합 하중이 가해졌을 때 치과 임플란트 시스템의 주위 지지골에서 발생하는 응력의 크기를 추정하는 것은 임상적으로 매우 중요하다<sup>29 - 35)</sup>.

일반적으로 임플란트와 관련된 응력해석 방법으로는 전기저항 스트레인 게이지법, 광탄성 응력분석법 및 유한요소법등이 주로 이용되고 있는데, 이중 유한요소법은 응력해석에서 널리 사용되는 수치해석적인 방법 중의 하나로, 설계된 임플란트에 하중을 가하여 각각의 유한요소 모형에 나타나는 응력의 크기 및 방향, 변위를 공학적 수치해석법으로 분석, 비교함으로써 지지골에 미치는 역학적인 영향, 효과 등을 간접적으로 살펴볼 수 있다<sup>13, 14)</sup>. 따라서 수술의 위험과 비용을 들이지 않고 임플란트의 디자인을 평가하고 개선시킬 수 있는 방법으로 인식되어 왔으며, 많은 학자들이 유한요소법을 이용하여 각종 임플란트 시스템에서의 응력분포 상태를 평가하고 있다<sup>2, 19, 36 - 44)</sup>.

Tesk 등(1973)<sup>45)</sup>, Privitzer 등(1975)<sup>46)</sup>, Buch 등(1974)<sup>47)</sup>, Widera 등(1976)<sup>48)</sup>, Weinstein 등

(1976)<sup>49)</sup>, Takahashi 등(1978)<sup>50, 51)</sup>은 유한요소법을 이용한 응력분석의 개념을 소개하였고, 응력의 집중과 분산을 2차원적 유한요소법과 축대칭형 유한요소법을 통하여 수행하였다. Siegele 등(1989)<sup>52)</sup>, French 등(1989)<sup>53)</sup>, Rieger 등(1989)<sup>54 - 58)</sup>은 여러가지 임플란트 시스템의 디자인을 비교하고 평가하는 일련의 응력분석을 2차원적 축대칭 유한요소(two-dimensional and axisymmetric finite element models)을 이용하여 시행하였다. Adell 등(1986)<sup>19)</sup>, Knoell 등(1977)<sup>59)</sup>, Cook 등(1982)<sup>60)</sup>, Meijer 등(1993)<sup>61)</sup>은 3차원적 유한요소법을 이용하여 임플란트 시스템의 응력분석을 시도하였다. Norton 등(1974)<sup>62)</sup>, Knoell 등(1977)<sup>59)</sup>은 3차원적 유한요소법을 이용한 하악 model을 통해 대부분의 하중은 자연치근 주위 치밀골의 얇은 층판에 의해 전달된다고 보고하였다. Wolfe 등(1993)<sup>64)</sup>는 새로운 응력분석법인 BIE(Boundary Integral Equation) 방법과 통상의 유한요소법의 비교를 통하여 치근형 임플란트의 응력분석을 하였다.

유한요소법을 사용한 예전의 많은 연구가 치과 임플란트의 기능시 여러가지 생역학적인 면을 규명하는데 도움을 주었지만, 유한요소법은 연속체 역학에 근거하고 있기 때문에 골 미세구조의 기하학적인 특징을 고려할 때 임플란트계의 응력해석에서 연속체 역학의 기본적인 가정이 만족되는지 의문시 된다. Guedes 등(1990)<sup>66)</sup>은 유한요소법에 균질화기법을 도입하여 복합재료의 응력해석을 시도하였다. 균질화기법을 이용하여 치과 임플란트 주위 골조직의 응력분석을 수행한 예로는 Ko 등(1992)<sup>68)</sup>과 Kohn 등(1993)<sup>69)</sup>의 최근 연구가 있다.

본 연구에서는이러한 균질화기법이라는 새로운 접근방법을 사용하여 해면골에서의 응력해석에 응용하였으며, 기존의 유한요소법을 이용하여 치과 임플란트 시스템에 대한 응력해석을 수행한 것과 균질화 기법을 이용하여

응력 해석한 결과를 비교하여 분석하였다<sup>70)</sup>.

또한 치과임플란트의 구조적 형태가 하악골에 매식된 임플란트시스템에 끼치는 영향을 연구하기 위해서 원통형 치과 임플란트(sectioned rectangular)외에 현재 상업적으로 널리 사용되고 있는 골유착성 임플란트시스템 형태 중에서, 반구형(hemisphere root type implant), 쐐기형(wedge type implant)의 두가지 형태의 치과 임플란트에 대하여 각각 균질화 기법을 이용한 응력 해석을 수행하고 그 결과를 비교 분석함으로써 향후 보다 합리적인 치과 임플란트 설계 기준의 정립에 도움이 되고자 하였다.

## II. 연구재료 및 방법

균질화 기법을 이용한 응력해석을 위하여는 단순한 상자형태의 모델A(그림 1)와 실제의 하악골체(mandibular body)의 frontal section과 유사한 형태의 모델B(그림 2)를 설정하여 사용하였다.

모델A를 상자형태로 설정한 목적은 첫째, 균질화기법이 실질적으로 어떻게 적용되는가를 표현하기 위한 것과 둘째, 하악골체의 해부학적 구조를 과도하게 단순화시킨 상자형의 모델 A에서 나타난 결과와 해부학적 형태

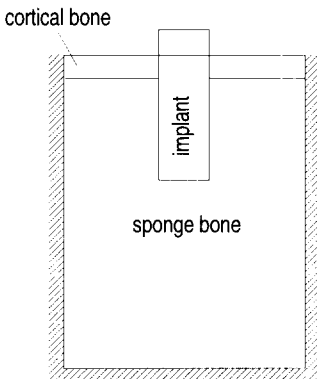


그림 1 Box Model(Model A)

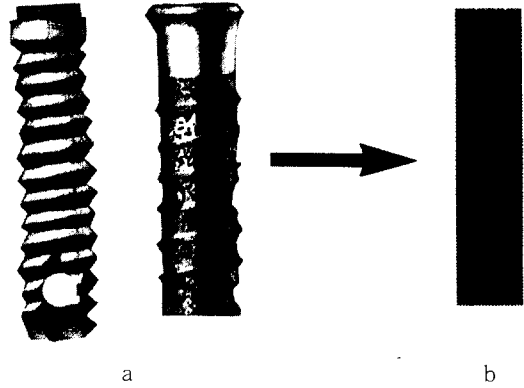


그림 2 a. Brånemark type implant b. simplified implant(sectioned rectangular dental implant)

에 유사한 모습의 모델 B에서 나타나는 결과를 비교하기 위한 것이다.

기존의 유한요소법(FEM)을 이용한 응력해석의 결과와 본 연구에서 사용하고자 하는 균질화 기법에 의한 응력해석 간의 차이점 규명을 일차적으로 시행하였다. 이를 위하여 균질화기법을 이용한 응력해석을 위하여는 단순한 상자형태의 모델 A(그림 1)와 실제의 하악골체(mandibular body)의 frontal section과 유사한 형태의 모델 B(그림 2)를 설정하여 사용하였다.

모델 A는 선학들의 연구에서와 같이 23mm의 해면골 층과 2mm의 치밀골층으로 구성된 것으로 가정하였다. 계측에 사용된 치과 임플란트는 지름 4mm, 길이 12mm로, 그림 10와 11에서 보여준 것처럼 치밀골과 해면골 복합체에 10mm가 묻혀있다고 가정하였다.

그림 2a는 전형적인 Brånemark type의 원통형 치과 임플란트를 나타낸다. 실제의 치과 임플란트에는 그림에서 보는 것과 같이 완벽한 원통모양을 하고 있지도 않고 또 원통주위를 따라서 나선구조가 있는데, 본 연구에서는 컴퓨터 시뮬레이션을 용이하게 하기 위하여 그림 2b처럼 나선구조가 없는 단순한 원통형으로 매식체를 단순화하였다.



그림 3 Cross Section of mandible(P2)

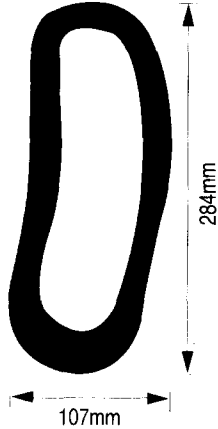


그림 4 Simplified Cross Section

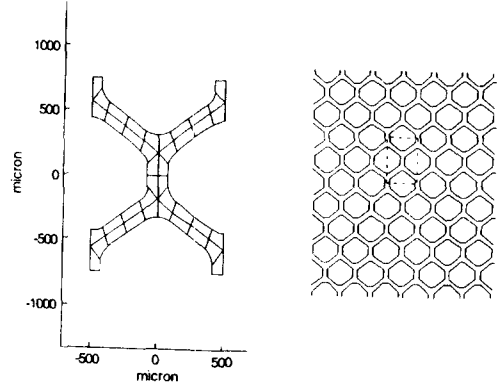


그림 5 Unit cell and sponge bone model

일반적으로 치과 임플란트는 의료용 순수 티타늄으로 사용되고 있는데, 본 연구에서도 그것과 동일한 물성치를 계산 자료로 사용하였다. 이때 사용되는 해면골의 물성치는 표 1의 값을 사용하였다. 해면골을 이루는 물질의 영률(Young's modulus)과 뽀와송비(Poisson's ratio)는 실험적으로 각각 5 GPa과 0.3으로 알려져 있다<sup>70, 71)</sup>.

모델 B는 제2소구치 부위의 전형적인 하악골의 단면과 실제적인 수치를 보여준다(그림 3, 4)<sup>73)</sup>.

모델 B는 모델 A와 비교하여 실제의 하악골과 유사한 형태와 크기를 가지며, 주어진 계산영역의 재현이라는 유한요소법의 가장 큰 장점을 활용하여 모델 A보다 더욱 실제적인 분석이 가능하게 한다.

하악골에 세가지 형태의 임플란트가 시술되고 골과 완전한 유착이 일어났다고 가정할 때 치과 임플란트의 형상이 하악골에 끼치는 영향을 연구하기 위해서 원통형 치과 임플란트, 반구형과 췌기형의 세가지 형태의 치과 임플란트에 대하여 각각 균질화 기법을 이용한 응력 해석이 수행되었다.

기존의 유한요소법에서는 해면골구조를 순

물질로 가정하는데 비하여 균질화 기법은 해면골 구조의 비균질성을 인정하고 해면골이 모든 방향으로 반복되는 단위구조로 이루어져 있다고 가정한다. 해면골 구조가 어떤 기하학적인 패턴을 반복적으로 나타낸다고 가정할 때 그 기본을 이루는 최소 단위를 단위구조(unit cell)라고 한다. 그림 5는 해면골 구조의 단위구조 모델을 나타낸다. 그림 5에서 보이는 단위구조는 40개의 QUAD8 요소로 이루어져 있는데 골의 체적밀도를 반영하기 위해서 그 크기가 정해졌고 응력집중을 피하기 위해서 각짐이 없이 등골게 모델링 되었다.

평면 변형가정(plane strain assumption)하에 그림 5의 해면골의 단위구조에 대하여 균질화 기법을 적용시켜 얻은(식 25 참조) elasticity tensor의 값이 표 1에 주어져 있다. 또한 표 2에는 영률이 각각 17 GPa과 110 GPa인 치밀골과 티타늄의평면 변형 elasticity tensors가 주어져 있다<sup>73)</sup>(표 1, 표 2 참고).

표 1 Homogenized plane stain elasticity tensor of sponge of sponge bone(Mpa)

$E^{II} =$	$\begin{bmatrix} 549,825 & 468,169 & 0 \\ 468,169 & 631,170 & 0 \\ 0 & 0 & 155,044 \end{bmatrix}$
------------	---

표 2 Plane stain elasticity tensor of cortical bone and titanium(Mpa)

$E_{\text{cortical bone}}$	$\begin{bmatrix} 22884,61 & 98,7,69 & 0 \\ 9807,69 & 22884,61 & 0 \\ 0 & 0 & 6538,46 \end{bmatrix}$	$E_{\text{titanium}}$	$\begin{bmatrix} 162980,98 & 80274,21 & 0 \\ 80274,21 & 162980,98 & 0 \\ 0 & 0 & 41353,38 \end{bmatrix}$
----------------------------	---	-----------------------	--

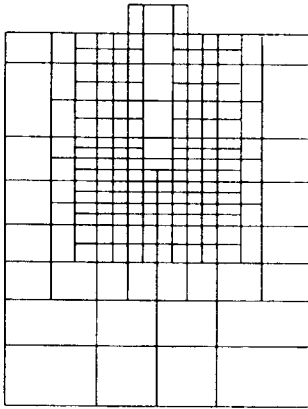


그림 6 Finite element mesh for model A

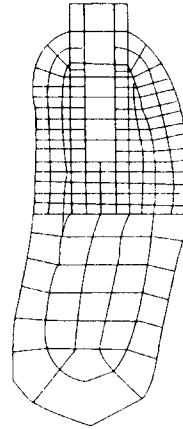


그림 7 Finite element mesh for mandible with sectioned rectangular dental implant

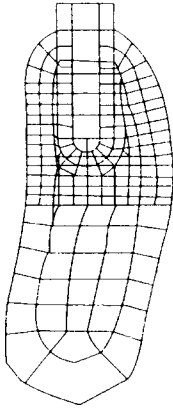


그림 8 Finite element mesh for mandible with hemisphere rooted type dental implant

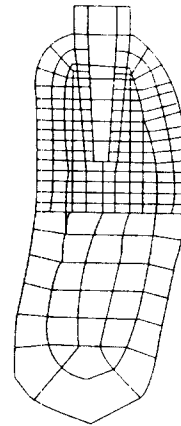


그림 9 Finite element mesh for mandible with wedge type dental implant

그림 6에서 보여지는 것처럼 유한요소 메쉬 (190 QUAD8 요소, 647 절점)가 모델A의 macroscale변위를 계산하는데 사용된다.

그림 7은 모델 B의 macroscale 유한요소 메쉬(188 QUAD8 elements, 625 nodes)을 나타

낸다.

그림 8은 반구형 임플란트(hemisphere rooted type implant)가 하악골의 제 2소구치 부위에 매식되어 있는 평면변형 응력문제를 나타낸다(188 QUAD8 elements, 625 nodes).

표 3 Physical properties of materials

Material	Elastic modulus (Mpa)	Poisson's ratio
Cortical bone	13,700.0	0.30
Cancellous bone	1,370.0	0.30
Titanium	103,400.0	0.35

널리 쓰이는 또다른 형태의 치과 임플란트의 하나인 썸기형 임플란트(wedge type implant)가 하악골의 동일한 부위에 매식 되어 있는 평면변형 응력문제의 macroscale mesh가 그림 9에 그려져 있다(188 QUAD8 elements, 625 nodes).

임플란트에 가해지는 하중조건은 하악골에 10mm 깊이로 임플란트가 식립된 조건을 주고 2가지의 하중을 임플란트의 정점에 적용하였다. 하중이 가해진 하악골에서 측방력이 응력분산에 얼마나 큰 영향을 주는가를 알아보기 위하여 두가지 하중조건을 모델 A, B에 시험하였다.

즉 치과 임플란트계에 대한 하중 조건으로

임플란트의 상단부 중앙에 수직방향으로 100N/mm의 힘을 가했을 때(하중조건 1, 그림 10, 12참조) 수직 방향으로 100N/mm과 수평방향으로 20N/mm의 힘을 동시에 가했을 때(하중조건 2, 그림 11, 13 참조) 두가지 경우가 주어지 있다. 기존의 일반적인 유한요소법을 사용하여 치과 임플란트계에 대한 응력해석을 수행하였다. 기존의 유한요소법은 해면골의 다공질적 기하학적 요소를 무시하고 해면골의 물성치를 순물질로 가정하며, 균질화기법에서 적용한 macroscale mesh만을 mesh로써 사용하여 문제의 해석을 시도한다. 이러한 가정과 균질화기법에서 주어진 것과 경계조건 및 하중조건을 적용하여 균질화기법의 macroscale 해답과 같은 결과를 얻기 위해서 Swanson Analysis Corp. 의 상업적 프로그램인 ANSYS REV. 5.0에서 분석하였다. 균질화기법은 일반적인 유한요소법에 근거하여 이를 발전시킨 것이기 때문에 균질화기법의 일차적인 해는 상업적 유한요소 프로그램과 같은 결과를 얻을 수 있다. 단지 균질화기법에서는 해면골의 다공질적 기하학적요소를

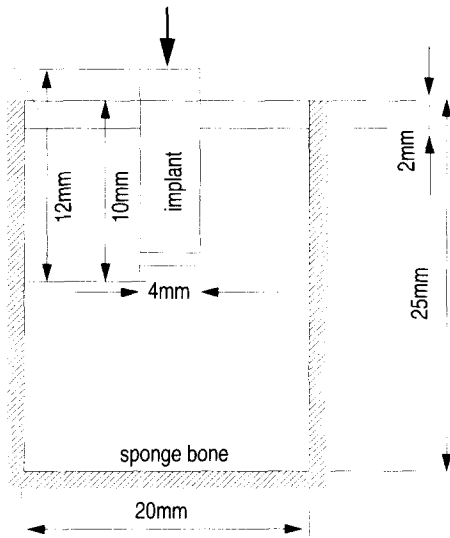


그림 10 Model A, load case 1

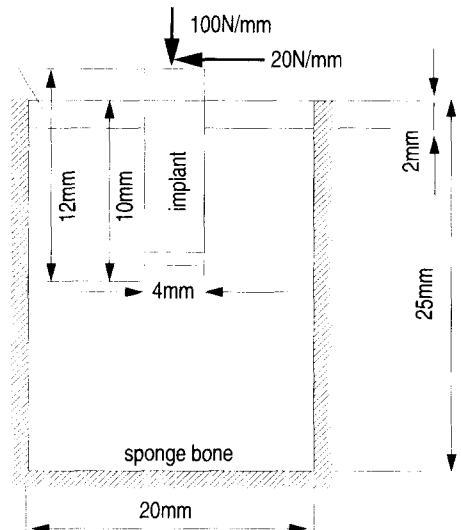


그림 11 Model A, load case 2

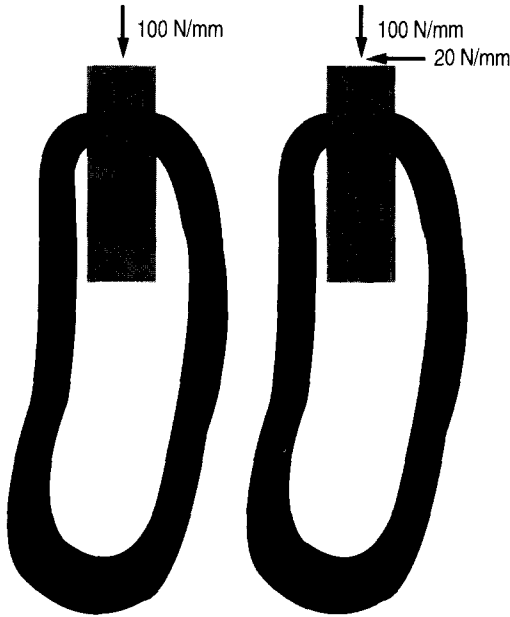


그림 12 Model B, load case 1      그림 13 load case 2  
 Model B(mandible with sectioned rectangular dental implant)

고려하여 해면골이 순물질이 아닌 경우에 대한 부차적인 효과를 밝힐 수 있는 장점을 가지고 있다. 위와같은 수식의 전개를 통하여 균질화 기법에 관련된 이론적인 근거를 알고리즘으로 하여 문제해석을 위한 프로그램을 작성하였다. 프로그램은 FORTRAN 언어를 이용하여 작성되고 PC에서 컴파일하여 사용하였다. 프로그램을 사용하여 얻어진 결과는 MatLab 프로그램을 이용하여 형상화 하였다 (별첨1, 2 참고).

### III. 연구성적

#### 1. 표준적인 유한요소법과 균질화기법의 연구성적

표준적인 유한요소법을 사용하여 구한 응력 분포인 그림 8에서 보면 하중조건 1에서 치밀골에서의 최대응력은 100MPa로 계산되었으

며, 해면골 골소주에서 임플란트 선단모서리 주위에서의 최대응력은 3MPa로 계산되었다. 하중조건 2에서는 응력분포양상이 측방압으로 인하여 임플란트 선단모서리 주위에서 다소 다르게 나타났으나 하중조건 1에서와 같이 치밀골에서 최대응력은 100MPa로 계산되었고, 해면골 골소주에서 임플란트 선단모서리 주위에서 최대응력도 3MPa로 계산되었다.

균질화기법을 적용한 그림 15에 의하면 하중조건 1에서 해면골 골소주에서 임플란트 양쪽 선단모서리 주위에서 최대응력은 100MPa로 계산되었다. 또한 그림 16에서 오른쪽에서 측방압이 가해진 하중조건 2에서는 해면골 골소주에서 오른쪽 임플란트 선단모서리 주위에서의 최대응력은 120MPa로 계산되었고, 왼쪽 임플란트 선단모서리 주위에서의 최대응력은 100MPa로 계산되었다. 이결과는 그림 14와 비교할 때 그 크기가 수십배 차이가 나타났다.

#### 2. 모델 A과 모델 B간의 성적 비교

임플란트 선단 모서리 주위의 응력 분포는 모델 A(그림 14)의 경우 측방압 유무와 상관없이 3MPa를 보인 반면 모델 B(그림 17)는 치밀골에 나타나는 변위양상과 응력분산의 결과는 임플란트 선단 모서리가 가까울때 큰 응력을 발생한다.

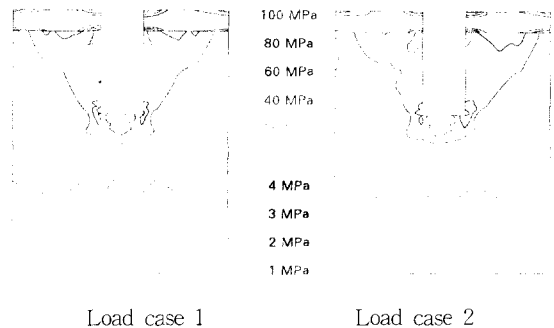


그림 14 Macro-scale stress(von Mises) of Model A

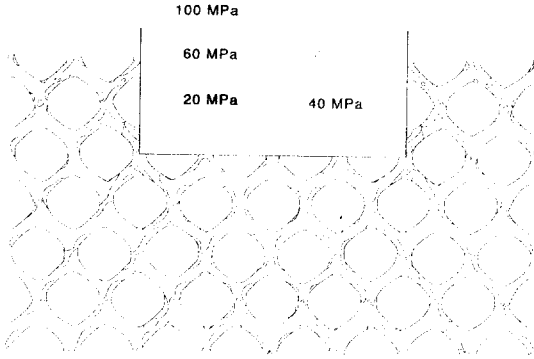


그림 15 Microscale stress(von Mises) of Model A, load case 1

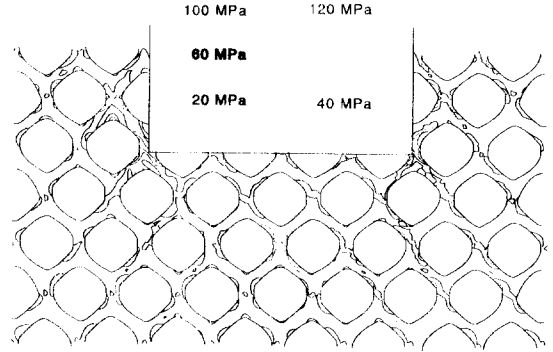


그림 16 Microscale stress(von Mises) of Model A, load case 2

### 3. 하중조건에 따른 성적 비교

모델 A(그림 14)의 경우 임플란트 선단 모서리 주위의 좌우측간의 응력분포는 별 차이가 없었으나, 모델 B(그림 17)의 경우에는 하중조건에 따라 응력분포를 달리하였다.

하중조건 1에서 임플란트 선단 모서리 주위의 응력 분포는 5MPa로 나타나고, 하중조건 2에서는 10MPa이었다.

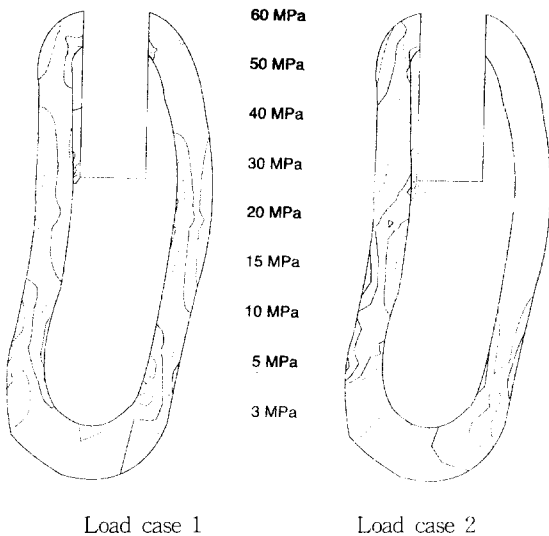


그림 17 Macroscale stress(von Mises) of mandible with sectioned rectangular dental implant

### 4. 치과임플란트 형상에 따른 하악골의 응력 해석

#### 4-1. 원통형 임플란트가 식립된 하악골의 응력해석

각 하중조건에 따라 표준적인 유한요소법을 사용하여 원통형 임플란트가 식립된 하악골의 macroscale의 응력분포를 그림 17에서 보면, 하중조건 1에서 치밀골에서의 최대응력은 60MPa로 계산되었으며, 해면골 골소주에서 임플란트 선단모서리 주위에서 최대응력은 5MPa로 계산되었다. 하중조건 2에서는 응력 분포양상이 측방압으로 인하여 하악골체를 둘러싸고 있는 치밀골과 임플란트 선단모서리 주위에서 다소 다르게 나타났으나 하중조건 1에서와 같이 치밀골에서 최대응력은 60MPa로 계산되었고, 해면골 골소주에서 임플란트 선단모서리 주위에서의 최대응력은 10MPa로 계산되었다.

균질화기법을 적용한 그림 18에 의하면 하중조건 1에서 해면골 골소주에서 임플란트 왼쪽 선단모서리 주위에서 최대응력은 100MPa로 계산되었다. 또한 오른쪽에서 측방압이 가해진 하중조건 2를 적용하여 계산된 Fig. 19에서 해면골 골소주 미세구조에서 왼쪽 임플란트 선단모서리 주위에서의 최대응



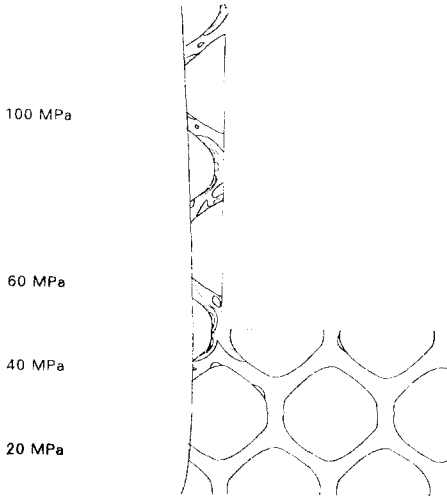


그림 18 Microscale stress(von Mises)of mandible with sectioned rectangular dental implant, load case 1

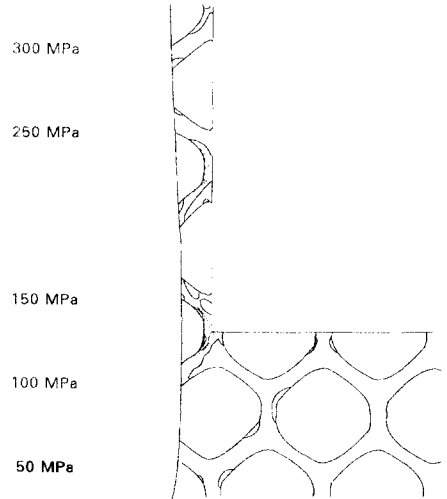


그림 19 Microscale stress(von Mises)of mandible with sectioned rectangular dental implant, load case 2

력은 300MPa로 계산되었다.

#### 4-2 반구형 임플란트가 식립된 하악골의 응력 해석

각 하중조건에 따라 표준적인 유한요소법을

사용하여 반구형 임플란트가 식립된 하악골의 macroscale의 응력 분포를 그림 20에서 보면, 하중조건 1에서 치밀골에서의 최대응력은 60MPa로 계산되었으며, 해면골 골소주에서 임플란트 선단모서리 주위에서 최대응력은 2MPa로 계산되었다. 하중조건 2에서는 응력 분포양상이 측방압으로 인하여 하악골체를 둘러싸고 있는 치밀골과 임플란트 선단모서리 주위에서 다소 다르게 나타났으나 하중조건 1에서와 같이 치밀골에서 최대응력은 60MPa로 계산되었고, 해면골 골소주에서 임플란트 선단 모서리 주위에서의 최대응력은 8MPa로 계산되었다.

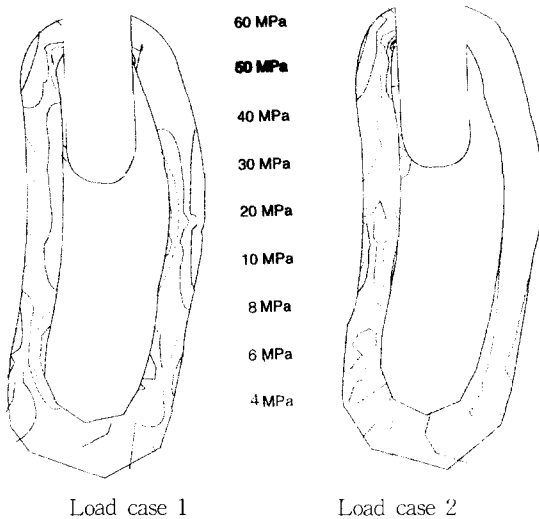


그림 20 Macroscale stress(von Mises) of mandible with hemisphere rooted dental implant

균질화기법을 적용한 그림 21에 의하면 하중조건 1에서 해면골 골소주에서 임플란트 왼쪽 선단모서리 주위에서 최대응력은 60MPa로 계산되었다. 또한 오른쪽에서 측방압이 가해진 하중조건 2를 적용하여 계산된 그림 22에서 해면골 골소주 미세구조에서 왼쪽 임플란트 선단모서리 주위의 최대응력은 140MPa로 계산되었다.

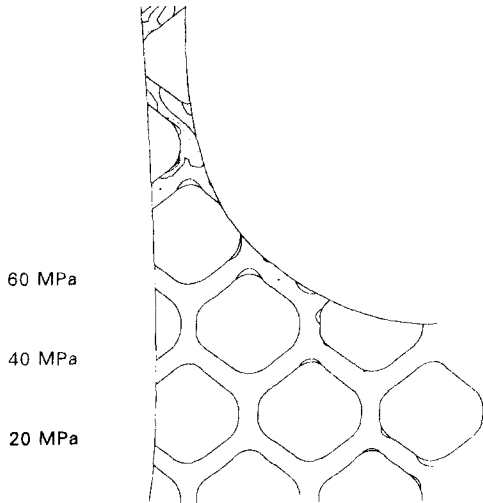


그림 21 Microscale stress(von Mises)of mandible with hemisphere rooted type dental implant, load case 1

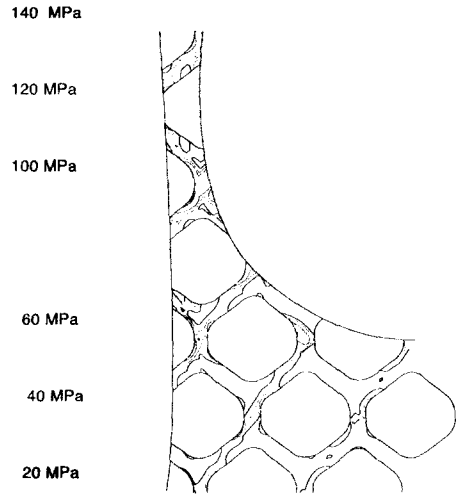


그림 22 Microscale stress(von Mises)of mandible with hemisphere rooted type dental implant, load case 2

#### 4-3 뼈기형 임플란트가 식립된 하악골의 응력 해석

각 하중조건에 따라 표준적인 유한요소법을 사용하여 뼈기형 임플란트가 식립된 하악골의 macroscale의 응력 분포를 그림 23에서 보면, 하중조건 1에서 치밀골에서의 최대응력은 60MPa로 계산되었으며, 해면골 골소주에서 임플란트 선단모서리 주위에서 최대응력은 2MPa로 계산되었다. 하중조건 2에서는 응력 분포양상이 축방압으로 인하여 하악골체를 둘러싸고 있는 치밀골과 임플란트 선단 모서리 주위에서 다소 다르게 나타났으나 하중조건 1에서와 같이 치밀골에서 최대응력은 60MPa로 계산되었고, 해면골 골소주에서 임플란트 선단 모서리 주위에서의 최대응력은 4MPa로 계산되었다.

균질화기법을 적용한 그림 24에 의하면 하중조건 1에서 해면골 골소주에서 임플란트 왼쪽 선단 모서리 주위에서 최대응력은 60MPa로 계산 되었다. 또한 오른쪽에서 축방압이 가해진 하중조건 2를 적용하여 계산된

그림 25에서 해면골 골소주 미세구조에서 왼쪽 임플란트 선단 모서리 주위에서의 최대응력은 120MPa로 계산되었다.

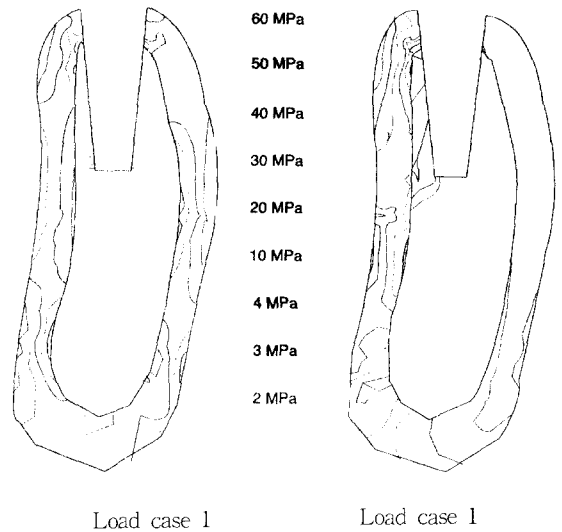


그림 23 Macroscale stress(von Mises) of mandible with wedge rooted dental implant

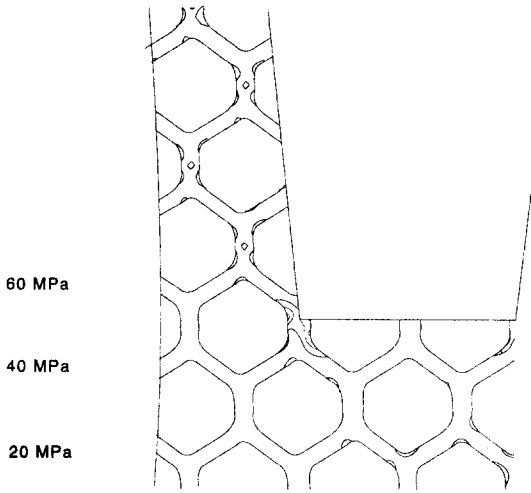


그림 24 Microscale stress(von Mises)of mandible with wedge rooted type dental implant, load case 1

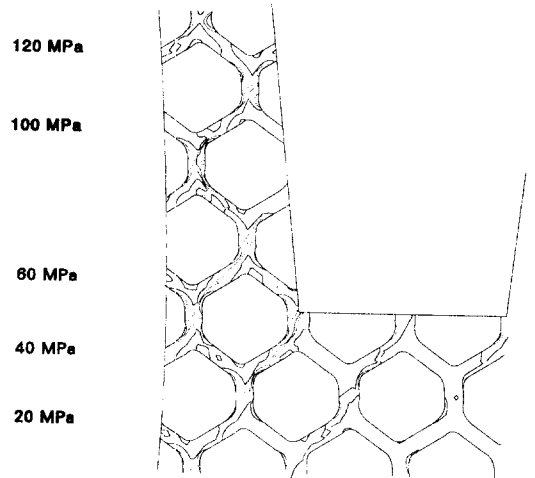


그림 25 Microscale stress(von Mises)of mandible with wedge rooted type dental implant, load case 2

## V. 총괄 및 고찰

유한요소법과 균질화기법을 이용하여 하악 골에 대한 생체역학적 해석을 수행하는 과정에 있어서 균질화기법에 대한 이해를 돕기 위하여 유한요소법과 균질화기법의 차이점을 아래와 같이 설명하고자 한다.

유한요소법은 각종 경계치 문제의 해석에 있어 대상체의 기하학적 형상이 단순하지 않아 엄밀해를 구하기 힘든 경우에 적용하여 근사해를 구하는데 사용되는 수치 해석법의 한 방법이다.

유한요소법은 지배 방정식이라 불리우는 편미분방정식으로 표현되는 물리적인 현상이 적용되는 대상물을 여러개의 요소(element)로 나눈다. 주어진 지배방정식을 각각의 요소에 대하여 적용하여 요소 내에 포함된 절점(node point) 사이의 관계식을 행렬방정식(local matrix equation)의 형태로 구한 다음 이를 대상물 전체에 대한 행렬방정식(global matrix equation)으로 조합한다.

이 조합된 행렬방정식에 주어진 경계조건을 부여하여 완성된 식의 해를 구함으로써 대상

물에 대한 근사해를 얻게 된다. 이러한 특성으로 말미암아 유한요소법은 탄-소성학(elasto-plastics), 유체역학(fluid mechanics), 전자기학(electro-magnetism), 일반적인 장이론(general field theory)등의 분야에 폭넓게 적용되고 있으며 전산기의 발달에 힘입어 새로운 계산 방식의 개발과 응용분야의 확충이 이루어지고 있다.

유한요소법의 적용은 주어진 지배방정식에 가상변위법(virtual displacement method), 에너지법(energy method), 직접유도법(direct method), variational method등의 방법을 이용하여 이루어지는데 본 논문에서는 가상변위법을 이용하여 유한요소법의 선형탄성학에의 응용을 이용하였다.

균질화기법은 이상과 같은 유한요소법의 기초위에 다음과 같이 설명될 수 있다.

악골의 해면골과 같은 다공질 구조, 또는 넓은 의미에서의 복합재료에서의 경계치 문제는 엄밀해를 구하기가 어렵고 수치해석을 통하여 얻을 수 있는 근사해도 다공질 구조를 구성하고 있는 각각의 요소들의 특성을 고려하기 위해서는 매우 많은 자유도를 요구

하게 된다. 이러한 문제의 해결을 위한 대표적인 접근 방법의 하나로 해면질 골 같은 다공질 구조를 대표하는 등가의 물성치를 산출하고 이 균질화된 물성치를 사용하여 단순화된 경계치 문제의 해를 해석적 또는 수치적 방법을 통하여 구하는 방식을 들 수가 있다.

Hashin<sup>(63)</sup>은 일반적인 복합재료의 탄성계수, 열팽창계수, 열전도율 등 다양한 등가물성치를 산출하는 방법으로 variational bounding method 등의 소개와 함께 여러 연구자들의 결과를 비교하고 있는데, 예시된 방법들 CSA(composite sphere assemblage)나, CCA(composite cylinder assemblage)처럼 복합재료를 이루는 각 요소들의 기하학적 구성이 비교적 간단한 경우외에는 적용이 어렵다는 단점을 갖고 있다. Sanchez de Palencia<sup>(64)</sup>는 복합재료의 동적해석을 위하여 asymptotic expansion을 이용하여 균질화된 등가탄성계수를 산출하였다. Guedes 등<sup>(65, 66)</sup>는 유한요소법에 균질화기법을 도입하여 복합재료의 응력 해석 문제에 대한 해석을 시도하였다. 균질화기법을 이용하여 치과 임플란트 주위 골 조직의 응력분석을 수행한 예로서는 Ko 등<sup>(67)</sup>과 Kohn 등<sup>(68)</sup>의 최근 연구를 들 수 있다.

해면골의 미세구조(microstructure)를 자세히 살펴보았을 때 치밀골과는 달리 골 소주들이 비정형격자 모양의 구조체를 이루고 있음을 알 수 있다. 이러한 조직에 대하여 유한요소법을 적용할 경우 각각의 해면질 골 미세구조를 메쉬(mesh)로 나누어 모델링해야 되기 때문에 모델링의 어려움은 물론 컴퓨터의 기억 용량의 제한과 계산, 시간등을 고려할 때 해면골의 미세구조체에 대한 응력해석을 하는 것은 매우 어렵다.

이러한 문제에 대하여 성근 메쉬를 사용한 표준적인 유한요소법을 적용할 경우 몇가지 근본적인 어려움에 봉착하게 된다. 종래의 유한요소법은 연속체 역학에 근거하여 재료의 균질성(homogeneity)과 등방성(isotropy)을 가

정하게 되는데, 그 가정은 해면골의 응력 해석에서 골을 구성하는 구조 물질의 높은 비균질성(heterogeneity)때문에 적용하기가 어렵다.

이러한 어려움을 극복하는 합리적인 방법중의 하나가 각각의 미세구조체의 단위를 일일이 메쉬로 만들 필요없이 각각의 미세구조를 대신하는 등가적인 모델을 찾아내는 것이다. 균질화기법은 표준적인 유한요소법에 asymptotic expansion을 도입하여 미세구조 기본 단위의 평균적인 역학적 거동(averaged mechanical behavior)과 함께 골 미세구조의 비균질적인 효과를 표현하도록 도움을 준다. 미세구조가 기하학적으로 복잡하다는 사실이 해면골의 수치해석적인 응력 분석의 중요한 장애요인으로 작용한다. 기존의 유한요소법에서는 해면골구조를 순물질로 가정하는데 비하여 균질화 기법은 해면골 구조의 비균질성을 인정하고 해면골이 모든 방향으로 반복되는 단위구조로 이루어져 있다고 가정한다.

유한요소법을 사용한 예전의 많은 연구가 치과 임플란트의 기능시 여러가지 생역학적인 면을 규명하는데 도움을 주었지만, 유한요소법은 연속체 역학에 근거하고 있기 때문에 골 미세구조의 기하학적인 특징을 고려할 때 임플란트 계의 응력 해석에서 연속체 역학의 기본적인 가정이 만족되는지 검토해 볼 필요가 있다. 따라서 본 연구에서는 기존의 유한요소법을 이용하여 치과 임플란트 시스템에 대한 응력 해석을 수행한 것과 균질화 기법을 이용하여 응력 해석한 결과를 비교하여 분석하였다<sup>(70)</sup>.

본 연구에서는 치과 임플란트와 골 조직이 완전히 유착된 것으로 가정하였다. 일반적으로 치과 임플란트는 상업용 순수 티타늄으로 사용되고 있는데, 본 연구에서도 그것과 동일한 물성치를 계산 자료로 사용하였다. 하중 조건은 저작력을 고려하여 실제 상황과 비슷하게 수치를 부여하여 분석을 수행하였다<sup>(75~78)</sup>.

이 연구에서는 균질화기법이 실제로 어떻게 작용되는가를 보여주고, 또한 보다 적절한 모델인 모델 B와 비교할 때 과도하게 단순화시킨 실험모델 A의 결과가 얼마나 실제결과와 차이가 나게 되는가를 보여주었다.

본 연구성적에 의하면, 모델A의 경우 하중조건 1과 하중조건 2가 임플란트에 적용되었을 때 macroscale에서 해면골의 응력 레벨보다 대단히 큰 치밀골의 응력 레벨을 볼 수 있다. 치밀골의 응력상태는 빔벤딩모멘트(beam bending moment)때문에 나타난다. 또한 Macroscale 영역에서 계산된 그림 14의 응력상태로 미루어 볼 때 치밀골에서의 응력 레벨이 해면골에서 보다 월등하게 높은 것으로 판단되는데 이러한 결과는 선학들의 견해와 일치하고 있다<sup>25, 31-35, 52, 53, 57, 79, 80</sup>.

그림 14에서는 모델A의 경우 하중조건 1과 하중조건 2가 임플란트에 적용되었을 때 Macroscale 응력 양상은 변화가 크지 않음을 보여주고 있다. 그것은 모델 A에서는 20%의 측방압의 존재는 큰 의미가 없음을 보여준다.

해면골의 응력 분포에서 가장 응력 레벨이

높을 것이라고 보여지는 임플란트 선단 모서리부근의 macroscale 변위에 근거하여 균질화기법을 적용하였을 때 각각의 하중조건에 따라서 임플란트 선단 모서리부근에서 최대 microscale 응력은 각각 100 MPa(하중조건 1)과 120MPa(하중조건 2)으로 나타났는데 이 결과는 표준적인 유한요소법을 사용하여 구한 응력 분포와 비교할 때 그 크기가 수십배 차이가 나는 것을 알 수 있다.

이상의 논의로부터 유한요소법이 연속체 역학에 기초하고 있기 때문에 해면골과 같은 비균질 소재(non-homogeneous-anisotropic material)의 응력해석에는 적합하지 않으며 비균질 소재를 순물질로 가정하여 유한요소법으로 응력해석을 수행하면 큰 오차를 야기함을 알 수 있다. 결과적으로 그림 8에서 계산된 macroscale 등가응력은 해면골의 미세구조에서 응력상태를 적절하게 simulation해 주지는 못한다는 것을 의미한다. 앞에서 보여 주었듯이 해면골의 밀도는 0.3이고, 망상형의 가지모양 골의 구조를 가지고 있다는 사실은 어떠한 형태로든 응력집중이 존재하며 해면

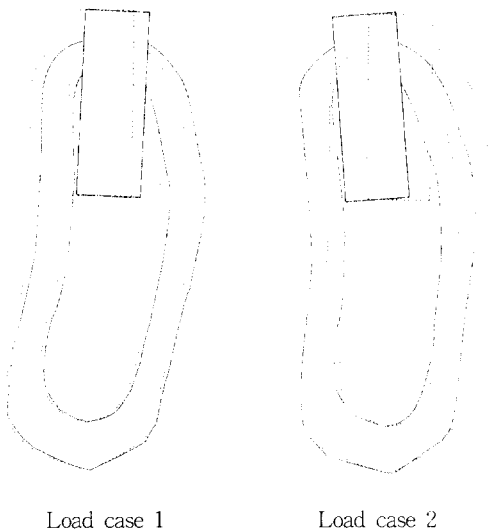


그림 26 Macroscale displacements of mandible with sectioned rectangular dental implant( $\times 10$ )

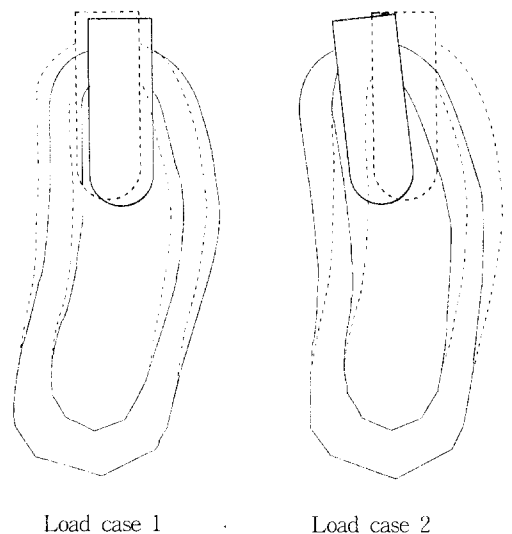


그림 27 Macroscale displacements of mandible with hemisphere rooted dental implant( $\times 10$ )

골이 연속체 가정하에서 보다 더 약하다는 결론이 나오며, 이러한 사실만으로도 해면골을 연속체로 가정하는 것은 옳지 않다고 판단된다.

표준적인 유한요소법을 이용하여 해면골구조를 소주골모양(trabecular)의 구조모델로 표현한 대표적인 것으로 Levernica 등<sup>81)</sup>과 Lum 등(1992)<sup>82)</sup>의 연구를 들 수가 있는데, 그들의 연구는 골 미세구조의 일반화를 체계적으로 수행하지 못했음을 지적할 수 있다.

모델 A가 간단한 상자 형태의 단순 모델임에 비해 모델 B는 실제의 하악골과 유사한 형태와 크기를 갖으며, 주어진 계산영역의 재현이라는 유한요소법의 가장 큰 장점을 활용하여 모델 A보다 더욱 실제적인 분석이 가능하게 한다. 모델 B의 macroscale 변위는 그림 26에서 보여지는 것처럼 표준적인 유한요소법을 사용하여 각각의 하중에 대한 변위를 계산하고 그것으로부터 치밀골과 해면골의 macroscale 응력을 계산한 결과를 그림 17에 도시하였다. 그림 17에서 보여주는 응력레벨은 각각 주어진 하중조건 중에서 20%의 축방력의 존재로 인하여 그 결과가 완전히 다르다는 것을 보여준다. 압축력만이 적용되는 하중조건 1에서는 실제적으로 하악골체의 변형이 실질적인 압축으로 나타나며 전반적으로 하악골체 상부가 오른쪽으로 약간 굽어지는 것이 보여진다. 이에 비해 하중조건 2에 대한 하악골체의 변형은 압축보다는 왼쪽 방향으로의 굽힘이 우세한 것으로 나타났다(그림 26, 27, 28) 그에 따라 그림 16에서 보여주는 macroscale 응력 레벨은 하중조건에 따라 큰 차이점을 보이고 있다.

여기에서 임플란트의 선단 모서리(Tip)와 치밀골의 왼쪽 벽(wall) 사이의 변위가 각각의 하중조건에서 상대적으로 변화한다는 것에 유의할 필요가 있다. 하중조건에 축방력이 포함될 경우 이에 대한 반응은 하악골과 임플란트의 복합체를 전혀 다른 상태로 변형시

켜서, 응력분포가 완전히 다르게 나타난다.

모델 B에서는 해면골이 약 2mm두께의 치밀골에 의해 완전히 둘러싸이게 되는데, 치밀골은 적용된 하중의 대부분을 견디는 것처럼 보이며 해면골은 전에 언급한대로 주어진 환경에 수동적으로 변형되어지는 것처럼 보인다. Microscale 응력은 식(27)을 사용하여 Macroscale 변형으로부터 계산된다. 그림 18와 그림 19에 높은 응력이 집중되는 임플란트의 선단 모서리 부분에 해면골 응력 분포가 주어져 있다. 그림 26에서 그림 19까지의 결과를 통해서 알 수 있는 것처럼 주어진 하중조건 1과 하중조건 2는 각각 하악골체에서 완전하게 다른 변위양상과 응력분산의 결과로 나타났다.

소성변화를 하지 않고 탄성변형을 한다는 선형탄성학의 가정하에서 모든 계산이 수행되었다고 가정할 때 임플란트에 가해지는 축방력이 하악골체를 왼쪽 방향으로 굽히는 모멘트를 야기하여 과대한 응력을 유발한다는 것을 알 수 있다. 이것은 축방력이 하악골의 취약점에 가해져서 임플란트의 수명 단축을

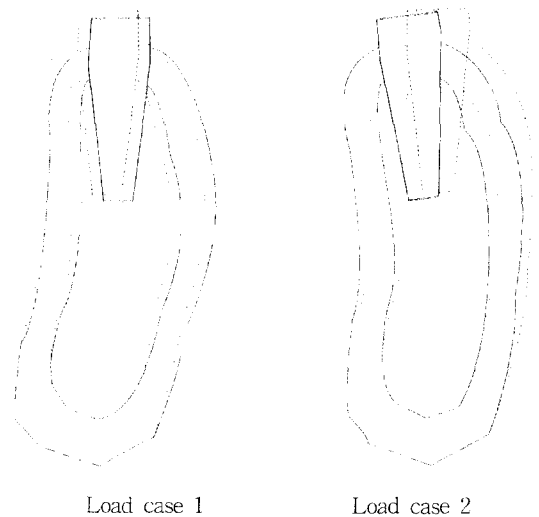


그림 28 Displacements of mandible with wedge type implant( $\times 10$ )

야기하는 메카니즘을 설명한다. 본 연구는 두 가지 모델, 즉 모델 A와 모델 B의 비교에서 모델 A에서처럼 지나치게 단순화된 모델에서 얻어지는 결과는 실제의 하악골과 유사한 모델인 모델 B에서 얻어지는 결과에 비해 부적절하기 때문에 충분히 정교하게 설정되어야 함을 보여주고 있다.

본 연구에서는 치과임플란트의 형상이 하악골에 식립된 임플란트시스템에 끼치는 영향을 연구하기 위해서 앞에서 예를 든 원통형 치과 임플란트외에 반구형과 쐐기형의 두 가지 형태의 치과 임플란트에 대하여 각각 균질화 기법을 이용한 응력 해석을 수행하고 그 결과를 비교 분석함으로써 향후 보다 합리적인 치과 임플란트 설계 기준의 정립에 도움이 되고자 하였다.

하중조건 1과 하중조건 2를 적용한 결과 계산된 macroscale 변위는 위에서 예를 든 세 가지 형태의 임플란트에 대하여 다음과 같은 공통점을 갖는다는 것을 알 수 있다. 즉 임플란트 형상의 기하학적 차이에도 불구하고 하중조건 1에 대한 하악골체의 변형이 주로 압축으로 나타나며 전반적으로 하악골체의 상부가 오른쪽으로 약간 굽어지는 것으로 보인다. 이에 비해 하중조건 2에 대한 하악골체의 변형은 왼쪽방향으로의 굽힘이 우세하게 나타나고 있음을 알 수 있다. 그러나 반구형 임플란트와 쐐기형 임플란트에서의 임플란트 선단 모서리와 치밀골 사이의 변형률이 원통형 임플란트의 경우보다 작게 나타남에 주의할 필요가 있으며, 이로부터 이들의 해면골질 응력이 원통형 임플란트의 응력 레벨보다 낮을 것이라고 추론할 수 있다. 이러한 사실은 그림 17, 그림 20, 그림 23의 macroscale 응력 분포에서 확인할 수 있다. 또한 이들 그림들로부터 Lee 등<sup>70)</sup>이 지적했듯이 세가지 임플란트 형태 모두에서 임플란트에 가해지는 측방력이 치밀골과 해면골에서 과도한 응력을 유발함을 알 수 있다.

균질화기법을 적용하여 계산된 microscale 응력 분포는 macroscale 변위로부터 계산되기 때문에 대체로 macroscale 응력 레벨이 높은 곳에 microscale 응력 레벨도 또한 높을 것으로 예상된다. 실제로 각각의 임플란트 응력해석에서 하중조건 2가 적용되었다고 할 경우 해면골에서의 최대 등가 응력이 원통형에서는 300MPa, 반구형에서는 140MPa, 쐐기형에서는 120 MPa의 높은 응력이 산출되었다(그림 19, 22, 25).

이상과 같이 저자는 치과 임플란트 시스템에 균질화기법을 적용하여 얻어진 결과와 기존의 임상적인 통설에 대한 새로운 해석을 통하여 치과 임플란트의 설계기준에 대한 고안을 하였다.

대부분에 선행들에 의하여 임플란트에 가해지는 교합하중에 의한 응력은 임플란트 경부의 치밀골인 변연골에 집중되어진 것으로 믿어져 왔다. 임플란트 주위조직의 감염<sup>18, 83)</sup>과 더불어 임플란트 경부의 치밀골의 흡수는 임플란트 실패의 가장 중요한 원인 중 하나라고 여겨왔다. 그것은 방사선학적 결과가 해면골 파괴의 초기단계에 방사선 투과성(radiolucency)을 보여주지 않기 때문이라고 추정된다<sup>31~35)</sup>. 그 결과 대다수의 관심이 전적으로 치밀골에 집중되어서 해면골이 임플란트 지지에 아무런 역할도 못하는 것으로 인식되어 왔을 것으로 생각된다. 그러나 이 연구의 결과는 기존의 개념과 다른 몇 가지 가능성을 보여준다.

균질화기법을 사용하여 해면골의 미세구조까지 고려하여 응력해석을 수행한 결과, 임플란트에 가해지는 교합하중은 치밀골에서보다 해면골에서 더 높은 수준의 응력이 존재할 수 있는 것으로 나타났다.

이 결과를 받아들일 때 아마도 골의 초기의 파괴는 과도한 응력이 가해지는 임플란트 선단 모서리주위에서 시작될 수도 있다는 점이 지적될 수 있다. 해면골의 파괴는 치밀골에

과도한 부담을 주어서 골의 점진적인 파괴 과정을 유발하여 결과적으로 임플란트의 실패를 초래할 수 있을 것으로 생각되었다.

본 실험의 계산과정에서 다루어진 치과 임플란트의 형상은 각각 원통형, 반구형, 쉼기형의 세가지 형태이다. 이 세가지 형태의 임플란트에 압축력이 작용한 경우와 압축력과 측방력이 함께 작용한 경우에 대하여 각각 응력해석을 한 결과, 반구형과 쉼기형 임플란트가 식립되었다고 가정했을 경우 산출된 응력레벨이 원통형 임플란트에 비해 현저히 작음을 보여 주고 있다. 또한 쉼기형 임플란트는 저작압의 분산이라는 측면에서 원통형 임플란트보다 매우 안정적이라는 큰 장점을 보였다. 쉼기형 임플란트는 시술후 초기 압력이 주어져서 옆으로 밀어주는 쉼기 작용에 의해 확고한 초기 고정(initial stability)을 얻을 수도 있으며 외과적 시술이 용이하여 다른 형태의 임플란트에 비해 성공률을 높일 수 있을 것으로 예상되었다.

또 잘 알려진 대로 세가지 형태의 임플란트 모두에서 임플란트에 가해지는 측방력이 치밀골과 해면골에서 과도한 응력을 유발함을 확인할 수 있었다. 하악골의 구조상 작은 측방력이 가해질지라도 하악골에 큰 휨모멘트가 발생되며, 특히 원통형 임플란트에서는 휨모멘트로 인한 과도한 응력이 산출되었다.

저자는 임플란트 실패의 초기단계에 대한 연구가 해면골 미세조직의 응력 상태를 포함하는 체계로 수행되어야 한다고 생각하며, 이를 이용하여 임플란트 시스템에 대한 최적 설계와 그 적용에 대한 더 많은 연구가 이루어져야 한다고 생각한다.

## V. 결론

본 연구에서는 기존의 유한요소법을 개선한 균질화기법을 적용하여 치과 임플란트 시스템에 대한 미세응력해석을 수행하였다. 균질

화기법은 해면골을 기하학적 반복도가 심한 다공질 구조를 적절한 단위구조(unit cell)로 모델링하여 기존의 유한요소법으로는 거의 불가능한 해면골 조직의 미세응력해석을 가능하게 하는 방법이다.

연구방법으로 첫째, 간단한 모델을 이용한 기존 유한해석법과 균질화기법을 사용하여 도출된 응력해석 결과를 비교, 검토하였으며, 둘째, 확립된 균질화기법을 현재 사용되고 있는 세가지 형태의 임플란트 시스템에 적용하여 각각의 시스템 주위의 해면골 및 치밀골의 미세구조 응력해석을 실시하였다. 본 연구를 통하여 얻어진 연구결과를 요약하면 다음과 같다.

1. 균질화기법을 적용하여 계산된 해면골의 응력 레벨은 하중조건 1에서 100 MPa, 하중조건 2에서 120 MPa로 나타났는데, 이는 기존의 일반적인 유한요소법으로 계산된 수치 (3 MPa)보다 30~40배 이상 높게 나타났다.
2. 기존의 유한요소법을 이용하여 단순화시킨 임플란트 시스템 모델(A)와 실제 하악골의 형상을 고려한 해부학적 모델(B)의 비교결과는 선단 모서리 주위의 응력분포는 모델 A의 경우 측방력의 유무와 상관없이 3 MPa를 보인 반면, 모델 B의 경우는 치밀골에 나타나는 변위 양상과 응력분산의 결과는 임플란트 선단 모서리가 치밀골 벽에 가까울수록 큰 응력이(15 MPa) 발생했다.
3. 하중조건 1 (압축력), 2 (압축력과 측방력의 복합)에 따른 응력분포의 결과는 모델 A의 경우 임플란트 선단 모서리 주위의 좌우측간의 응력분포는 별 차이가 없었으며, 모델 B의 경우는 하중조건에 따라 응력분포를 달리하였다 (하중조건 1에서 5 MPa, 하중조건 2에서 10 MPa).



## 참고문헌

4. 세가지 형태의(원통형, 반구형, 썬기형) 임플란트에 대한 응력해석 수행결과는 반구형과 썬기형 임플란트의 경우 산출된 응력 레벨은 하중조건 1에서는 두가지형태에서 모두 60 MPa, 하중조건 2에서 140 MPa, 120 MPa로 나타났다. 원통형 임플란트의 경우 산출된 응력 레벨은 하중조건 1에서 100 MPa, 하중조건 2에서 300 MPa로 나타났다. 이는 원통형 임플란트의 경우 타 임플란트에 비해 주변의 응력이 과다하게 분포되고 있음을 보여준다.
5. 세가지 형태의 임플란트 시스템에 대한 응력해석 결과, 교합하중이 가해질 때(하중조건 2) 임플란트의 치근쪽 선단모서리와 인접한 하악골의 치밀골 벽 사이에서 충분한 거리를 확보할수록 높은 골변형률을 피할수 있었다.

이상의 결과를 종합하면, 임플란트 시스템 주위의 응력해석에 있어 기존의 유한요소법으로는 해면골의 미세조직학적 해석이 불가능하며, 이는 균질화기법을 사용함으로써 극복될 수 있음을 알 수 있다. 또한 모델링을 함에 있어 지나치게 단순화된 유한요소 모델을 사용함으로써 실제 해부학적 구조를 재현하지 못함으로 인하여 발생하는 오류가 지적되었다. 기존 임상적으로 사용되고있는 임플란트 시스템의 비교분석 결과를 살펴보면, 원통형 임플란트의 경우 주변 해면골조직에 과다한 응력이 가해짐을 보았으며, 특히 썬기형 임플란트는 형상이 자연치의 치근형상과 유사하며, 생체역학적으로 시술후 초기 압력이 주어져서 옆으로 밀어주는 썬기 작용에 의해 확고한 초기안정성을 얻을 수도 있으며 외과적 시술이 용이하여 다른 형태의 임플란트에 비해 성공률을 높일 수 있을 것으로 예상된다.

1. Chercheve, R. : The philosophies which governed the origin, development and present-day use of endosseous dental implants. J Oral Implant Transplant Surg, 12 : 28-34, 1966.
2. Henry, J.B.H. : Clinical & diagnosis management : By laboratory methods, 18th ed. 18th ed., pp 110~, W.B. Saunders Co., Philadelphia, 1991.
3. Hodosh, M., Pover, M., Shklar, G. : Plastic tooth implants with root channels and osseous bridge. Oral Surg Oral Med Oral Path, 24 : 831-836, 1967.
4. Hodosh, M., Shklar, G., Povar, M. : Current thought on the polymer tooth replica technique as applied to the polymethacrylate vitreous carbon implant. J Oral Implant, 5 : 527-535, 1975.
5. Kibrick, M., Munir, Z.A., Lash, H., Fox, S.S. : The development of a material system for an endosteal tooth implant. J Oral Implant, 6 : 172-192, 1975.
6. Kibrick, M., Munir, Z.A., Lash, H., Fox, S.S. : The development of a material system for an endosteal tooth implant. II. In vitro and In vivo evaluations of a new composite-material design. J Oral Implant, 7 : 106-123, 1977.
7. Niznick, G.A. : the Core-Vent system for implant prosthodontics. In Fonseca, R.J., Davis, H.,(eds) : Reconstructive Preprosthetic Oral and Maxillofacial Surgery. Philadelphia : W.B.Saunders Co, 224-231, 1986.
8. Linkow, L. : Clinical evaluation of the various designed endosseous implants. J

- Oral implantol Transplant Surg, 12 : 35-44, 1966.
9. Weiss, C.M. : Tissue integration of dental endosseous implants : Description and comparative analysis of the fibro-osseous integration and osseous integration system. J Oral Implant, 12 : 169-214, 1986.
  10. Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., & Eriksson, A.R. : The long-term efficacy of currently used dental implants : A review and proposed criteria of success. Int. J. Oral Maxillofac Implants, 1 : 11-25, 1986.
  11. Brånemark P-I., Zarb G, A., Albrektsson T. : Tissue-integrated Prosthesis : osseointegration in clinical dentistry. Chicago, Quintessence Pub. Co. 117-128, 187-198, 1984.
  12. Brånemark P-I : Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent, 50(3) : 399-410, 1983.
  13. Brunski, J.B. : Biomaterials and biomechanics in dental implant design. int. J.Oral Maxillofac. Implants, 3 : 85-97, 1988.
  14. Brunski, J.B., Hipp, J. A. : In vivo forces on endosteal implants : A measurement system and biomechanical consideration, J. Pro-sthet. Dent., 51 : 822-90, 1984.
  15. Albrektsson T., Leckholm U. : Osseointegration : Current state of the art. Dent Clin North Am, 33 : 537-544, 1989.
  16. Meffert, R.M., Block, M.S., Kent, J.N. : What is osseointegration. Int J Perio Restorative Dent, 4 : 9-21, 1987.
  17. Per-Ingvar Brånemark : Osseointegration and its experimental background, J Prosthet Dent, 50 : 399-410, 1983.
  18. Meffert, R.M. : The soft tissue interface of dental implantology, J. Dent. Educ., 522 : 810, 1988.
  19. Adell, R., Lekholm, U., Rckler, B., Brånemark, P.I., Lindhe, J., Eriksson, B., Sbordone, L : Marginal tissue reactions at osseoin-tegrated titanium fixtures. I.A Three-year longitudinal prospective study. Int J Oral Surg, 15 : 39-52, 1986.
  20. Block, M.S., Kent, J.N. and Kay, J.F. : Evaluation of hydroxyapatite-coated titanium dental implants in dogs. J. Oral & Maxillofac. surg., 45 : 601-607, 1987.
  21. Cook, S.D., Kay, J.F., Thomaas, K.A. and Jarbo, M. : Interface mechanics and histology of titanium and hydroxyapatite-coated titanium for dental implant applications. Int. J. Oral Maxillofacial Implants, 2(1)15-22, 1987.
  22. Ericsson, I., Glantz, P-O., Brånemark, P-I : Tissue-integrated implants Ad Modum Brånemark in the rehabilitation of partially edentulous jaws, W.R. and Tolman, D.E. eds. Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction, Quintessence Publ. Co, Chicago, 174-178, 1992.
  23. Hobo, s., Ichida, E., garcia, L.T. : Osseointegration and occlusal rehabilitation. chicago Quintessence Publ. Co. 265, 1989.
  75. Albright, J.A : The scientific basis of orthopedics, 2nd ed. : 291. Appleton & Lange, Norwalk, Conneticut, 1987.
  24. Komiyama, Y. : Clinical and research expreience with osseointegrated implalant in Japan, In : Albrektsson, T., Zarb, G.,

- eds. The Brånemark osseointegrated implant, Chicago : Quintessence Publishing Co, 197-214, 1989.
25. Adell, R., Lekholm, B., Brånemark P-I : A15 Year Study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw, *Int J Oral Surg*, 10 : 387-416, 1981. *Perio & Rest Dent*, 9 : 221-230, 1989.
  26. Kirsch A : The two-phase implantation method using IMZ intramobile cylinder implants. *J Oral Implantol*, 11 : 197-210, 1983.
  27. Richter, E.J. : Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry, *J. Prosthet. Dent.*, 61 : 602-609, 1989.
  28. Dulbeccid, R. : *Encyclopedia of human biology*, p. 775, Academic Press Inc., San Diego, 1991.
  29. English, C.E. : Implant-supported versus implant-natural-tooth-supported fixed partial dentures, *Dental Symposia*, 1 : 10-15, 1993.
  30. Ernst-Jurgen Richter, Priv-Doz, Dipl-IngIng. : Vivo vertical forces on implants, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 10 : 99, 1995.
  31. Goaz P., White SC : *Oral Radiology Principles and interpretation*. St. Louis, CV Mosby, 1982.
  32. Gotfredson K., et al. : Marginal tissue response adjacent to Astra Dental implants supporting overdentures in the mandible, *Clin. Oral Implants Research*, 4(2) : 83-9, 1993.
  33. Jemt, T., Lekholm, U., Adell, R. : Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients. A preliminary study on 876 consecutively placed fixtures, *Int. J. oral Maxillofac. Implants*, 4 : 211-217, 1989.
  34. Quirynen M. et al. : Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting a partial bridge. An up to 60-year retrospective study, *J Clin Periodontology*, 19 : 118-126, 1992.
  35. Smith D., Zarb G. : Criteria for success of osseointegrated endosseous implants, *J Prosthet Dent.*, 62 : 567-575, 1989.
  36. David M, Davis, Robert Rimrott, George A. Zarb : *Studies on Frameworks for Osseointegrated Prostheses : Part 2. The Effect of Adding Acrylic Resin or Porcelain to Form the Occlusal Superstructure*, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 3 : 275-280, 1988.
  37. Hertel-RC, Kalk-W : Influence of the dimensions of implant superstructure on peri-implant bone loss. *Int-J-Prosthodont*. Jan-Feb, 6(1) : 18-24, 1993.
  38. Jaarda-MJ, Razzoog-ME, Gratton-DG : Providing optimum torque to implant prostheses : a pilot study. *Implant-Dent*. Spring, 2(1) : 50-2, 1993.
  39. McGlumphy, E.A., Campagni, W.V., Peterson L.J. : A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element, *J. Prosthet. Dent.*, 62 : 586-593, 1989.
  40. Meroueh, K.A., Watanabe, F., and Mentag, P.J. : Finite element analysis of partially edentulous mandible rehabilitated with an osseointegrated cylindrical, *J.Oral Implantol.*, 13 : 215, 1987.
  41. Monteith-BD : Minimizing biomechanical

- overload in implant prostheses : a computerized aid to design. *J-Prosthet-Dent*, May, 69(5) : 495-502, 1993.
42. Skalak, R. : Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses, *J. prosthet., Dent.*, 49 : 843-848, 1983.
  43. Skalak, R. : Aspect of biomechanical considerations, In : Brånemark, P.-I., Zarb, G.A., Albrektsson, T. eds. : *Tissue integrated Prothesis*, Chicago. Quintessence Publ. Co, 117-128, 1985.
  44. Smith-DC : Dental implants materials and design considerations. *Int J Prosthodont*, Mar-Apr, 6(2) : 106-7, 1993.
  45. Tesk, J.A., Widera, O. : Stress distribution in bones arising from Loading on Endosteal Dental Implants, *J Biomed Mat Res Symp* 4 : 251-261, 1973.
  46. Privitzer, E., Wiedera, O., and Tesk, J. A. : Some factors affecting dental implant design. *J. Biomed. Mat. Res. Symp*, 6 : 251-260, 1975.
  47. Buch, J.K. : Crose, J.G. ; and Bechtol, C.O. : Biomechanical and Biomaterial Considerations of Natural Teeth, Tooth Replacement, and Skeletal Fixation, *Biomater Mater Devices Artif Organs* 2(2) : 171-186, 1974.
  48. Widera, G.E. O., Tesk, J.A., and Privitzer, E. : Interaction Effects Among Cortical Bone, Cancellous Bone and Periodontal membrane of natural Teeth and Implants, *J Biomed Mater Res symp*, 7 : 613-623, 1976.
  49. Weinstein, A.M., Klawitter, J.J., Anand, S., and Schuessler, R. : Stress analysis of Porous Rooted Dental Implants. *J Dent Res*, 55(5) : 772-777, 1976.
  50. Noriaki Takahasi, Tetsuya Kitagami, Tomio Komori : Analysis of stress on a fixed partial denture with a blade-vent implant abutment. *J Prosthet Dent*, 40 : 186-91, 1978.
  51. Takahashi, N., Kitagami, T., and Komori, T. : Analysis of stress on a fixed denture with a blade-vent implant abutment. *J. Prosthet. Dent*, 40(2) : 186-191, 1978.
  52. Siegele, D., & Soltsez, U. : Numerical investigation of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 4 : 333-340, 1989.
  53. French, A.A., Bowels, C.Q., Parham, P.L., Eick, J.D., Killoy, W.J., and Cobb, C.M. : Comparison of peri-implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants. *Int J Perio & Rest Dent*. 9 : 221-230, 1989.
  54. Rieger, K. Fareed, S.K. Adams, R.A. Tanquist : Bone stress distribution for three endosseous implants. *J Prosthet Dent*, 61 : 223-8, 1989.
  55. Rieger, M. R., Fareed, K., and Adams, W. K. : Bone stress distribution for three endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.*, 61(2) : 223-228, 1989.
  56. Rieger, M. R., Adams, W. K., Kinzel, G. L., and Brose, M. O. : Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.*, 62 : 436-440.
  57. Rieger, M.R., Mayberry, M., and Brose, M.O. : Finite element analysis of endosseous implant, *J. Prosthet. Dent.*,

- 63 : 671, 1990.
58. M.R. Rieger, W.K.Adams, G.L. Kinzel : A finite element survey of eleven endosseous implants. *J Prosthet Dent*, 63 : 457-65, 1990.
59. Knoell, A. C. : A mathematical model of an in vitro human mandible. *J. Biomechanics*, 10 : 159-169, 1977.
60. Cook S.D., Weinstein A.M., Klawitter J.J. : A three dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. *J.Dent Res*, 61 : 25, 1982.
61. Meijer-HJ, Starmans-FJ, Steen-WH, Bosman-F : A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch-Oral-Biol*. Jun, 38(6) : 491-6, 1993.
62. Norton, R., Grenoble, D.E., Robinson, E., and Knoell, A.C. : Development and Analysis of an Improved Biomechanical Model of the Human Mandible, paper presented at 6th Annual Biomaterials Symposium, Clemson University, 1974.
63. Hashin, Z. : Analysis of Composite Materials-A Survey, *Trans. ASME, J. Appl. Mech.*, 50 : 481-505, 1983.
64. Wolfe-LA : Stress analysis of endosseous implants using the Boundary Integral Equation (BIE) method. *J Biomed Eng*, 15(4) : 319-23, 1993.
65. Sanchez de Palencia, E. : Nonhomogeneous Media and Vibration Theory. *Lecture Notes in Physics*, Nb. 127, Springer Verlag, Berlin, 1980.
66. Guedes, J.M. : Nonlinear Computational Models for Composite Materials Using Homogenization, Ph.D. Thesis, University of Michigan, Ann Arbor, 1990.
67. Kikuchi, N. : Ch 2.1 Heat Conduction Problems, *Finite Element Methods in Mechanics*, Cambridge University Press, Cambridge, 1985.
68. Ko, C. C., Kohn, D. H., and Hollister, S. J. : Micromechanics of implant tissue interfaces. *J. Oral Impl*, 18(3) : 220-230, 1992.
69. Kohn, D. H., Ko, C. C., and Hollister, S. J. : Localized mechanics of dental implants. *BED*, 24, Bioengineering Conf., ASME, 331-334, 1993.
70. Lee, J., Koh, C. S., and Choi, K. : Stress analysis of dental implant using homogenization technique. *J. Korean Dental Ass*, 32(11) : 805-814, 1994.
71. Choi, K., Kuhn, J. L., Ciarelli, M. J., and Goldstein, S. A. : The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus, *J. Biomechanics*, 23 (11) : 1103-1113, 1990.
72. Wheeler, R.C. : A textbook of dental anatomy and physiology, 4th eds., W.B. Saunders Co., Philadelphia, 124-288, 1965.
73. 上條雍彦 : 口腔解剖學, 1 骨學(頭蓋學), アナトーム社, 1988.
74. Albright, J.A : The scientific basis of orthopedics, 2nd ed. : 291. Appleton & Lange, Norwalk, Connecticut, 1987.
75. Craig, R.G. : Restorative dental material, 7th ed. : 79, C.V. Mosby Co., St. Louis, 1985.
76. Gibbs, C.H., Mahan, P.E., Brehnam, K. : Occlusal forces during chewing and swallowing measured by sound transmission. *JPD*, 1980.

77. Misch, C.E. : Occlusal consideration for implant-supported prostheses. Contemporary implant dentistry, St. Louis, Mosby, 1175-185, 705-733, 1993.
78. O'Brien, W.J. : Dental materials : Properties and selection, p.513, Quintessence Publ. Co., Chicago, 1989.
79. Jemt T., Lekholm U. : Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaw: a 5-year follow up report, Int J Oral Maxillofacial Implants, 8(6) : 635-40, 1993.
80. Jemt, t. : Osseointegrated implants for single tooth replacement : A 1-year report from a multicenter prospective study., Int. J Oral Maxillofac. Implants, 6 : 29, 1991.
81. Lavernia, C. J., Cook, S. D., Weinstein, A. M., and Klawitter, J. J. : An analysis of stresses in a dental system. J. Biomechanics, 14(8) : 555-560, 1981.
82. Lum-LB, Osier-JF : Load transfer from endosteal implants to supporting bone : an analysis using statics. Part two : Axial loading, J-Oral-Implantol, 18(4) : 349-53, 1992.
83. Rams, T.E., et al. : The subgingival microflora associated with human dental implants, J. Prosthet. dent., 51 : 529, 1984.

## 별 첨

### <별 첨1>

선형탄성학에서 응력을  $\sigma$ 라 할 때, 평형상태에서 다음과 같은 평형방정식을 얻는다.

$$\frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_j} = 0 \quad (1)$$

식 (1)에 적절한 비중함수  $w$ 를 곱하여 전체 구간에서 적분한 값은 0이 되는데,

$$\int_{\Omega} w_i \frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_j} d\Omega = 0 \quad (2)$$

가상변위법은 이 임의의 비중함수  $w$ 를 가상변위  $v$ 로 대체함으로써 성립된다.

$$\int_{\Omega} v_i \frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_j} d\Omega = 0 \quad (3)$$

식 (3)에 divergence theorem을 적용하면 아래와 같은 weak form을 얻는다.

$$\int_{\Omega} v_i \frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_j} d\Omega = \int_{\Gamma} v_i t_i d\Gamma - \int_{\Omega} \frac{\partial v_i}{\partial x_j} \sigma_{ij} d\Omega = 0 \quad (4)$$

식 (4)중에서 내부 가상일은 다음과 같은 특성을 갖는 형상함수  $N_i$ 을 이용하여 아래와 같이 나타낼 수 있다.

$$N_{\alpha}(x_{\beta}, y_{\beta}) = \delta_{\alpha\beta}, \quad \sum_{\alpha=1}^m N_{\alpha}(x, y) = 1 \quad (5)$$

$$\int_{\Omega} \frac{\partial v_i}{\partial x_j} \sigma_{ij} d\Omega = \sum_{\varepsilon=1}^{NE} \int_{\Omega} \varepsilon \frac{\partial v_i}{\partial x_j} E_{ijkl} \varepsilon_{kl} d\Omega = \sum_{\varepsilon=1}^{NE} v^T \int_{\Omega} \varepsilon ([\partial][N])^T E([\partial][N]) d\Omega \underline{u} \quad (6)$$

식 (6)의 forcing term 또한

$$\int_{\Gamma} v_i t_i d\Gamma = \sum_{s=1}^{NS} v^s \int_{\Gamma} N_i t_i d\Gamma \quad (7)$$

로 쓸 수 있는데 가상변위  $\underline{y}$ 는 임의적이기 때문에 식 (6)과 (7)으로부터 최종 유한요소 weak from

$$\sum_{\epsilon=1}^{NE} \int_{\Omega} \epsilon ([\partial][N])^T E ([\partial][N]) d\Omega \{ \underline{u} \} = \sum_{\sigma=1}^{NE} \int_{\Gamma} \sigma N_i t_i d\Gamma \quad (8)$$



<별 첨>

$$\int_{\Omega} E_{ijkl} \frac{\partial u_k}{\partial x_i} \frac{\partial v_l}{\partial x_j} d\Omega = \int_{\Omega} b_i v_i d\Omega + \int_{\Gamma} t_i v_i d\Gamma \quad (9)$$

식 (9)의 변위  $\underline{u}$ 와 가상변위  $\underline{v}$ 는 절대값이 충분히 작은 실수  $\epsilon$ 를 이용하여 조대구조의  $\underline{u}^{\circ}$   $\underline{v}^{\circ}$ 와 미세구조의  $\underline{u}^1$   $\underline{v}^1$ 로서 다음과 같이 확정할 수 있다.

$$\underline{u} = \underline{u}^{\circ}(\underline{x}) + \epsilon \underline{u}^1(\underline{x}\underline{y}) + O(\epsilon^2) \quad (10)$$

$$\underline{v} = \underline{v}^{\circ}(\underline{x}) + \epsilon \underline{v}^1(\underline{x}\underline{y}) + O(\epsilon^2) \quad (11)$$

식(10)와 (11)에서  $\underline{y} = \underline{x}/\epsilon$ 는 미세구조에서의 좌표계를 뜻하고 있으며, 이들의 구배는 다음과 같이 구해진다.

$$\nabla \underline{u} = \nabla_{\underline{x}} \underline{u}^{\circ} + \epsilon \nabla_{\underline{x}} \underline{u}^1 + \nabla_{\underline{y}} \underline{u}^1 \quad (12)$$

$$\nabla \underline{v} = \nabla_{\underline{x}} \underline{v}^{\circ} + \epsilon \nabla_{\underline{x}} \underline{v}^1 + \nabla_{\underline{y}} \underline{v}^1 \quad (13)$$

식 (12)와 (13)의 구배를 식(9)에 대입하면  $\epsilon$ 에 관한 항과  $\epsilon^2$ 에 관한 항,  $\epsilon$ 에 무관한 항들의 합으로 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$\begin{aligned} & \int_{\Omega} E_{ijkl} - \left( \frac{\partial u_k^{\circ}}{\partial x_i} + \frac{\partial u_k^1}{\partial y_i} \right) \left( \frac{\partial v_l^{\circ}}{\partial x_j} + \frac{\partial v_l^1}{\partial y_j} \right) d\Omega \\ & + \epsilon \int_{\Omega} E_{ijkl} \left[ \frac{\partial u_k^1}{\partial x_i} \left( \frac{\partial v_l^{\circ}}{\partial x_j} + \frac{\partial v_l^1}{\partial y_j} \right) + \frac{\partial u_k^{\circ}}{\partial x_i} + \frac{\partial u_k^1}{\partial y_i} \right] \frac{\partial v_l^1}{\partial x_j} d\Omega + \epsilon^2 \int_{\Omega} E_{ijkl} \frac{\partial u_k^1}{\partial x_i} \frac{\partial v_l^1}{\partial x_j} d\Omega \\ & = \int_{\Omega} b_i (v_i^{\circ} + \epsilon v_i^1) d\Omega + \int_{\Gamma} t_i (v_i^{\circ} + \epsilon v_i^1) d\Gamma \end{aligned} \quad (14)$$

식 (14)에서  $\epsilon$ 을 0에 접근시키면  $\epsilon$ 에 관한 항과  $\epsilon^2$ 에 관한 항은 없어지고,  $\epsilon$ 에 무관한 항들만이 남게된다.

$$\lim_{\epsilon \rightarrow 0} \int_{\Omega} E_{ijkl} \left( \frac{\partial u_k^{\circ}}{\partial x_i} + \frac{\partial u_k^1}{\partial y_i} \right) \left( \frac{\partial v_l^{\circ}}{\partial x_j} + \frac{\partial v_l^1}{\partial y_j} \right) d\Omega = \lim_{\epsilon \rightarrow 0} \left[ \int_{\Omega} b_i v_i^{\circ} d\Omega + \int_{\Gamma} t_i v_i^{\circ} d\Gamma \right] \quad (15)$$

또한 가상변위  $\underline{v} = \underline{v}^0 + \epsilon \underline{v}^1$ 은 임의적으로  $\underline{v}^0, \underline{v}^1$ 도 각각 임의적이게 되어 식(15)은 아래와 같이 조대구조와 미세구조에 대한 두개의 식으로 분리한다.

$$\lim_{\epsilon \rightarrow 0} \int_{\Omega} E_{ijkl} \left( \frac{\partial u_k^0}{\partial x_l} + \frac{\partial u_k^1}{\partial y_l} \right) \frac{\partial x_l}{\partial x_j} d\Omega = \lim_{\epsilon \rightarrow 0} \left[ \int_{\Omega} b_i v_i^0 d\Omega + \int_{\Gamma} t_i v_i^0 d\Gamma \right] \quad (16)$$

$$\lim_{\epsilon \rightarrow 0} \int_{\Omega} E_{ijkl} \left( \frac{\partial u_k^0}{\partial x_l} + \frac{\partial u_k^1}{\partial y_l} \right) \frac{\partial v_l^1}{\partial y_j} d\Omega = C \quad (17)$$

식 (16)과 (17)은 서로 독립적이 아니고  $\frac{\partial u_k^0}{\partial x_l} + \frac{\partial u_k^1}{\partial y_l}$ 를 통하여 서로 연결되어 있음을 알 수가

있다. 반복되는 작은 단위구조체로 이루어진 일반적인 Y-주기함수  $F(\underline{y})(\underline{y} + \underline{Y})$ 에 대한 적분이 아래와 같이 미세구조에서의 평균화된 크기로 나타내어질 수 있는 점을 고려하여

$$\lim_{\epsilon \rightarrow 0} \int_{\Omega} \Phi(\underline{x}, \underline{y}) d\Omega = \int_{\Omega} \frac{1}{|\underline{Y}|} \int_{\Omega} \Phi(\underline{x}, \underline{y}) d\underline{Y} d\Omega \quad (18)$$

식 (16)과 식(17)을 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$\int_{\Omega} \frac{1}{|\underline{Y}|} \int_{\underline{Y}} E_{ijkl} \left( \frac{\partial u_k^0}{\partial x_l} + \frac{\partial u_k^1}{\partial y_l} \right) \frac{\partial v_l^0}{\partial x_j} dy d\Omega = \int_{\Omega} b_i v_i^0 d\Omega + \int_{\Gamma} t_i v_i^0 d\Gamma \quad (19)$$

$$\int_{\Omega} \frac{1}{|\underline{Y}|} \int_{\underline{Y}} E_{ijkl} \left( \frac{\partial u_k^0}{\partial x_l} + \frac{\partial u_k^1}{\partial y_l} \right) \frac{\partial v_l^1}{\partial y_j} dy d\Omega = C \quad (20)$$

식 (20)에서 나타나는  $\underline{u}^0(\underline{x})$ 와  $\underline{u}^1(\underline{x}, \underline{y})$ 의 선형적 특성을 고려하여 변수분리형으로 다음과 같이 나타낼 수 있는데,

$$u_i^1(\underline{x}, \underline{y}) = -\chi_i^{pq}(\underline{y}) \frac{\partial u_p^0(\underline{x})}{\partial x_q} \quad (21)$$

이것을 다시 식(19)에 대입하면

$$\frac{1}{\underline{Y}} \int_{\underline{Y}} E_{ijkl} \left( \frac{\partial u_k^0}{\partial x_l} + \frac{\partial u_k^1}{\partial y_l} \right) \frac{\partial v_l^1}{\partial y_j} dy = \frac{1}{\underline{Y}} \int_{\underline{Y}} (E_{ijkl} - E_{ijpq} \frac{\partial \chi_p^{kl}}{\partial y_q}) \frac{\partial v_l^1}{\partial y_j} d\underline{Y} \frac{\partial u_k^0}{\partial x_l} = 0 \quad (22)$$

을 얻는다. 다음의 식(23)은 식(22)을 만족하는 충분조건이므로 식(23)과 경계조건(24)으로부터 미세구조 매개변수를 산출한다.

$$\int_Y (E_{ijkl} - E_{ijpq}) \frac{\partial \chi_p^{kl}}{\partial y_q} \frac{\partial v_i^l}{\partial y_j} dY \frac{\partial u_k^0}{\partial x_1} = 0 \quad (23)$$

$$\chi_p^{kl}(\underline{y}) = \chi_p^{kl}(\underline{y} + \underline{Y}) \quad (24)$$

매개변수  $c$ 가 산출되면 조대구조와 미세구조가 공존하는 원래의 식(16)은 균질화된 선형탄성 계수  $E_{ijkl}^H$ 를 이용하여 미세구조 좌표계만이 weak form(25)을 만들 수 있다.

$$E_{ijkl}^H = \frac{1}{|Y|} \int_Y (E_{ijkl} - E_{ijpq}) \frac{\partial \chi_p^{kl}}{\partial y_q} dY \quad (25)$$

$$\int_{\Omega} E_{ijkl}^H \frac{\partial u_k^0}{\partial x_1} \frac{\partial v_i^0}{\partial x_j} d\Omega = \int_{\Omega} b_i v_i^0 d\Omega + \int_{\Gamma} t_i v_i^0 d\Gamma \quad (26)$$

또한 식(26)으로부터 조대구조 좌표계상에서의 변위  $\underline{u}^0(\underline{x})$ 를 구하면 변형률-응력 관계식으로부터 미세구조의 응력  $\sigma_{ij}$ 을 다음과 같이 구할 수 있다.

$$\partial_{ij} = E_{ijkl} \left( \frac{\partial u_k^0}{\partial x_1} + \frac{\partial u_l^1}{\partial y_1} \right) + O(\varepsilon^2) \quad (27)$$

## **Improved stress analyses of dental systems implant by homogenization technique**

Chul-Su Koh\*, Man-Sup Lee\*, Kui-Won Choi\*\*

\*Department of Periodontology, College of Dentistry, Kyung-Hee University

\*\*Korea Institute of Science and Technology

Homogenization technique is employed to investigate the series of stress analyses of mandible for three different types of dental implants. This technique helps to make proper material model of bone and analyze such a non homogeneous structure at the level of individual microstructural unit. The stress analyses with homogenization technique show much higher stress level in the sponge bone, compared to those of conventional FEM. It also manifested that even a minor lateral force results in crucial stresses in the dental implant system and that the macroscale model should take the shape and size after real mandible to produce reasonable solution in the analyses of dental implant systems. The shapes of dental implants simulated in this study are rectangular-cross-sectioned type, hemi-sphere rooted type, and wedge type implant. The stress states of mandible with hemisphere rooted type implant and wedge type implant show similar levels, while those with sectioned rectangular implant results in higher stresses. It is suggested that the distance between the implant tip and cortical bone be kept far enough to prevent stress concentrations in the mandible.