

유한요소분석법을 이용한 치근형 임플란트의 응력분포에 관한 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

문병환 · 양재호

목 차

- I. 서 론
- II. 연구재료 및 방법
- III. 연구결과
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
- 참고문헌
- 사진부도
- 영문초록

I. 서 론

치과 임플란트는 지난 반세기 동안에 급격하게 발전된 학문의 하나로서 상실된 치아를 수복하는 가철성 국소의치나 총의치를 대체하는 획기적인 방법이다. 1915년 Congdon⁴³⁾이 implantation을 “치조 돌기를 잘라내어 인위적인 발치와를 만든후 자연치근이나 인공치근을 삽입하는 술식”이라고 정의한 이후 여러가지 연구들이 있었으며 1940년대 후반부터 임상에서 적용하였다. 하지만 여러가지 문제점들 때문에 소수의 술자들에 의해서만 시술되었을 뿐이었다.

1969년 스웨덴의 Brånemark에 의해 골에 결합되는 인공적인 표면 활성재료(Ti)⁴⁴⁾가 발견되고 골유착의 개념^{4, 10, 16)}이 탄생하며 임플란트의 혁신을 이루었다. 그 이후 표면 활성재료²⁹⁾도 많이 개발되었고 설계도 나사형, 핀(Pin)형, 원통형과 도(blade)형으로 다양⁴⁷⁾해지고, 임플란트의 성공과 실패를 판단하는 여러가지 기준들이⁴⁾ 제시되었으며, 실패한 다

양한 임상증례^{35, 46, 66)}들이 발표되었다. 대부분은 단순한 파절의 부위나 실패의 원인을 시술과정중의 오류로 혹은 임플란트의 결함으로 제시하는데 국한되었다. 장기적으로 사용되기 위하여서는 임플란트 자체의 특성뿐만 아니라 외과술식, 보철술식, 술후의 주기적 검사, 환자의 구강위생 같은 요소^{10, 34, 43, 59)}가 중요하며, 매식한 이후 하중에 대한 응력분산, 이를 따르는 골의 재형성 같은 생체내에서 일어나는 반응^{12, 32, 36, 56)}도 중요하다. 임플란트는 저작기능의 회복이 가장 중요한 목표^{13, 14, 54)}가 되므로 자연치의 역할을 대신 수행을 해야하며 기능시에 하중을 받아 골로 응력을 전달한다. 그러므로 이의 설계에 생물학적, 역학적인 요소에 관한, 즉 생역학¹³⁾을 알아야 한다. 첫째로 생체내에서 임플란트가 받는 하중은 모멘트와 힘으로 존재⁵¹⁾하며, 둘째로 골과의 계면에서 응력의 전달에 영향을 미치는 요소로서 임플란트/조직의 외형, 역학적 특징, 골과 임플란트의 계면이 단순한 접촉인지 또는 부착인지이며, 셋째로 전달된 하중으로 생기는 현상^{32, 60)}의 생물학적인 의의이다. 임플란트가 하중을 받을 때 조직에 나타나는 응력이 너무 작다면 불용성 위축(disuse atrophy)이 생기며 과도한 응력이 발생하는 부분은 골의 파절이나 병적 흡수가 생길 수 있다.

지금까지의 Skalak에 의한 보철물을 장착하고 보철물과 골이 고정되어 있다는 가정하의 이론상의 모형에서 수치해석된 것¹⁰⁾이 널리 알려져 있으나 이는 가정 자체가 모순이 크고 비현실적이며, 모멘트라는 요소도 알 수 없고, 골의 재형성에 중요한 임플란트와 골 계면에서의 응력의 분포도¹³⁾ 알 수 없다.

최근의 연구에서 중심부에 수직하중을 가한 경우의 연구와 평가는 많이 이루어져 있으나 중심을 벗어난 하중이나 측방하중에 관한 연구는 부족한 상황이다. 또한 임플란트의 형태에 따른 응력분석 결과^{19, 55, 56, 68)}가 다수 보고된 바 있지만 이러한 응력을 골조직에서 생기는 현상과 연관을 시키지 못하였다⁵⁵⁾.

자연치에서의 응력의 분산⁵⁴⁾은 법랑질에서 1차로, 상아질 백악질을 거쳐 더 많은 응력을 분산하고 치조백선에 도달하기 전 치주인대의 점탄성의 성질로 인하여 추가로 완충작용을 하게 된다. 이에 반하여 임플란트는 보철물과 임플란트를 통하여 직접 골계면에서 전달되는 특성을 갖는다. 그러므로 유사한 기능을 수행하며 하중의 전달 경로가 다른 골내 매식체에 관한 응력의 분포에 관한 역학적인 관점에서 고찰^{14, 52)}이 필요하다.

응력을 분석하는 공학적 방법으로는 전기저항 스트레인 게이지법(strain gages), 브릿틀 래커코팅법(brittle lacquer coatings), 므와레 무늬 분석법(Moire analysis), 광탄성 응력분석법(photoelastic stress analysis)과 구조해석 방법등이 있다. 이 중 치의학에서 이용될 수 있는 응력분석방법²¹⁾으로는 브리틀코팅, 스트레인게이지, 광탄성응력분석법^{36, 59)}과 유한요소법(finite element analysis)^{71, 72)}이 있으며, 유한요소분석법은 구조해석중 수치해석적 방법 중의 하나로 대상 구조물을 지배 미분 방정식과 전혀 무관하게 분할하고 그 분할된 소구역(요소) 내부에 가정한 변수(변위 또는 응력)에 따라 행렬 방정식의 해를 구하는 방법으로 구조체의 형태, 하중등이 복잡한 경우에도 거의 제한 없이 사용할 수 있고, 전반적인 영역에 걸친 응력의 분포와 측정이 가능하며 변위 전후의 구조를 동시에 볼 수 있다는 장점^{69, 72)}이 있다.

이러한 이유에서 치과 임플란트, 치아교정, 치아 내의 하중분포, 인공관절, 인공관막등의 응력분석에 이용된 논문^{1, 7, 9, 11, 19, 20, 21, 23, 24, 26, 30, 31, 37, 39, 40, 45, 55-57, 63-65, 68-70)}이 다수 보고되었으며 유한 요소법을 이용한 초기의 임플란트 연구는 주로 가용한 다른 재료와 형태에 관한 기계적인 관점에서 이루어졌지만 요즘의 연구는 역학적, 생물학적, 그리고 임상적 측면의 연계를 가지려는 경향²³⁾을 지닌다고 하였다.

저자는 현재 국내에서 이용되고 있는 3가지 임플란트, 즉 Brånemark, IMZ, ITI 임플란트의 축대칭,

2차원 유한요소 2가지 모델을 설계하여 축대칭 모형에서는 수직하중을 가하여 상부구조의 변위량으로 골상부로 돌출된 임플란트와 보철물을 포함하는 부분의 강성도(stiffness)를 계산하여 감폭(damping) 효과를 알아보고, 2차원 모델은 중심에서 벗어난 수직하중과 수평하중을 각각 가하여 설정한 계면의 응력분포로서 골부하의 정도를 연구하여 다소 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구재료 및 방법

유한요소법을 이용한 응력분석법은 모델의 단순화와 계산을 위하여 몇개의 가정이 필요하다. 먼저 전체의 구조에서 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성(Homogeneity), 재료의 특성은 모든 방향으로 일정하다는 등방성(Isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위정도(strain rate)에는 무관하다는 선탄성(liner elasticity)이라는 3가지의 가정⁶⁸⁾에서 시작한다.

응력의 분석을 위해 Brånemark, IMZ, ITI 임플란트를 선택하여 유한요소 모델을 입력하였다. 선택한 3종의 치근형 임플란트에서 환자의 골을 동일하다고 가정하고 가장 유사한 조건을 갖는 길이와 지름을 선택하였고, Brånemark는 직경 3.75mm, 길이 10mm를 가진 것으로, IMZ는 직경 4mm, 길이 11mm, ITI는 S형 10mm를 선정하였고 입력자료는 가용한 문헌^{1, 6, 10, 34, 59)}과 회사의 상품목록에 명시된 자료에 근거하여 참고문헌상의 사진자료^{6, 10, 59)}와 유한요소를 이용한 논문의 자료^{1, 55, 56)}를 참고하였다. 각각의 유한요소의 모델을 위한 입력방법으로는 유한요소 분석프로그램 내의 CAD(Super-Draw II.)를 이용하였고, 크기는 사진을 참고로 하여 모눈 종이에 그리고 좌표로서 환산하여 입력하였다. 골부분은 앞서의 논문^{2, 3, 16, 63)}을 참고하여 피질골은 2mm 두께로 설정하고 매식시에 골내에 묻히는 부분 모두가 골 유착이 되었으며 골 소실은 없는 것으로 가정하였다. 3가지 모델 모두에서 임플란트의 각 요소간 연결부는 힘이 압축력만 전달될 수 있게 각 요소간 압축력이 작용하는 부위는 두개의 요소가 부착된 것으로 가정하였고 그렇지 못한 부분은 간격(20 μ m정도)을 부여해 응력의 전달이 실제와 유사하도록 고려하였다. 골의 크기는 모두 동일하게 설정하여 동일한 골의

양에서 임플란트의 응력분포를 파악할 수 있게 설계하였다.

골 기저부는 운동이 모든 방향으로 제한되도록 하고, 양측면은 Y축으로의 운동을 고정시키고, Z축 방향으로는 인접한 골의 탄성율(Yong's Modulus)과 동일한 탄성을 갖는 요소로서 구성되게 경계조건을 입력하였다. 축대칭 모델의 중심축이 임플란트 중심과 일치되게 구성하였으며 2차원 모델에서도 임플란트 중심축과 모델 중심축이 일치되게 하였다. 유한요소 모델의 도해는 Fig. 1에서 6까지 이다.

축대칭의 모델에서는 임플란트의 중심에 위치한 상부구조물에 100N의 하중을 임플란트의 장축에 평행하게 가하여 하중레 1이라 하고 2차원의 모델에서는 임플란트 중심에서 5mm 떨어진 상부구조물의 면상에 장축에 평행한 100N의 하중을 가하여 하중레 2로 하고, 임플란트 중심에서 3mm 떨어지고 상부구조의 상면에서 하방으로 0.5mm인 점에 임플란트의 장축에 수직인 20N인 수평하중을 가하여 하중레 3로 하였다. 이러한 하중의 수치는 수평력의 경우는 1988년에 Brunski가 발표한 인용논문¹³⁾을 근간으로 다른 유한요소논문⁵⁶⁾을, 수직력^{12, 17-19, 23, 27, 31, 36, 42, 44, 50, 55, 56, 61, 65, 68)}의 경우는 지금까지의 유한 요소논문과 교합력에 관한 자료를 참고하였다.

유한요소분석을 위하여 필요한 자료는 Table 1과 같다. 상부의 구조물은 앞서의 논문을 인용하여 제 3형 금합금^{69, 70)}으로 하였고 임플란트는 모두 Ti으로 구성되었다고 가정을 하였다.

형성된 유한요소 모델의 구성은 Table 2와 같다.

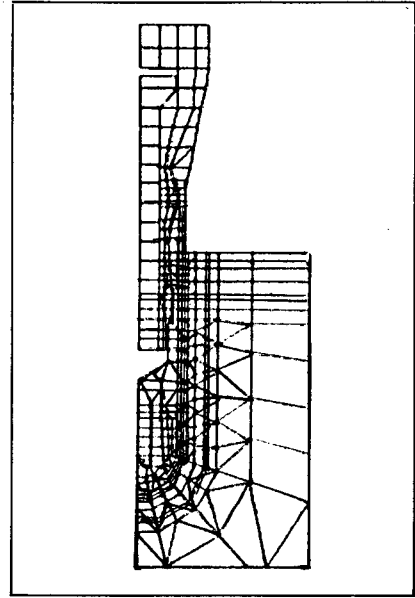


Fig. 2. Axisymmetric FEA model for IMZ implant.

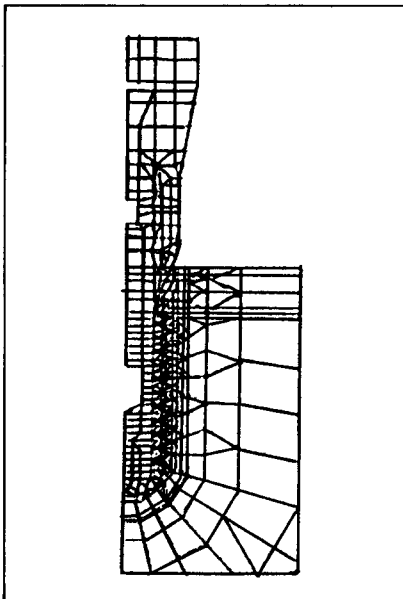


Fig. 1. Axisymmetric FEA model for Brånemark implant.

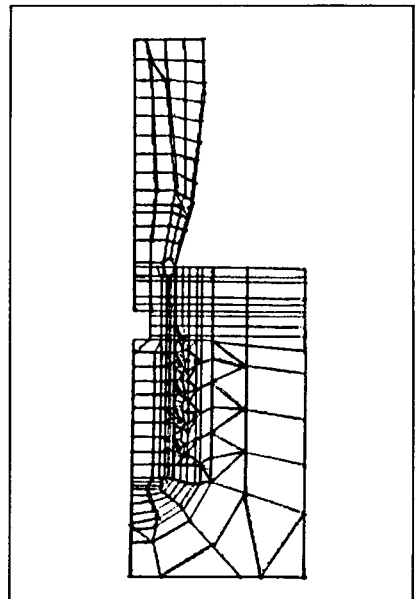


Fig. 3. Axisymmetric FEA model for ITI implant.

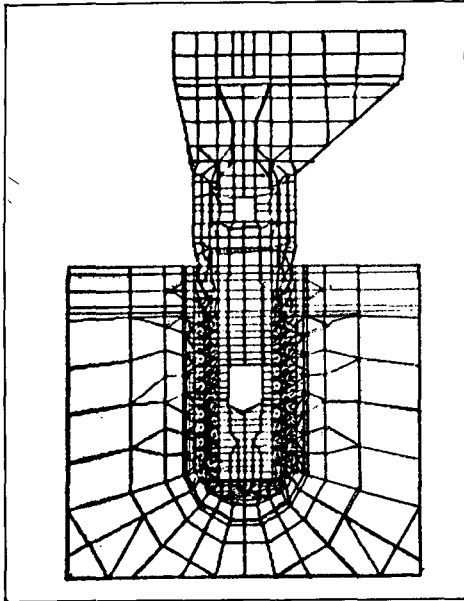


Fig. 4. 2D FEA model for Brånemark implant.

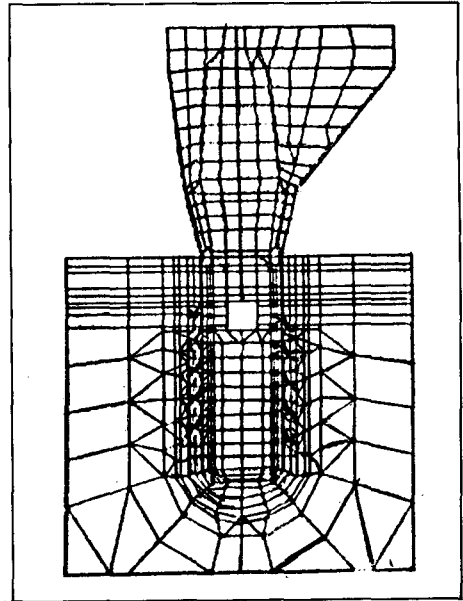


Fig. 6. 2D FEA model for ITI implant.

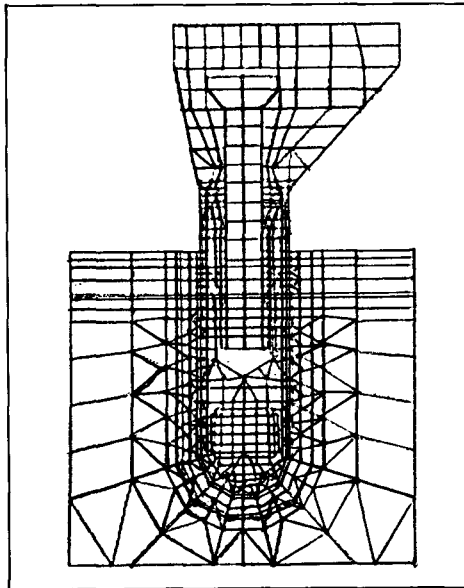


Fig. 5. 2D FEA model for IMZ implant.

임플란트와 골의 경계계면에서 응력의 분포를 보기 위하여 골계면에서 0.1mm 떨어진 지점에서 추가로 하나의 요소를 분할하여 중심부의 유효응력을 계산시에 0.05mm 지점(계면 A)의 골내의 응력이 되게 하였고, 임플란트를 매식후 방사선 검사시 골과 임플란트의 계면에서 1mm 떨어진 지점까지는 활발

한 골의 재형성을 보인다는 Strid¹⁰⁾와 Lager¹⁶⁾의 논문을 참고하여 1mm 떨어진 지점(계면 B)에서 골내의 응력을 관찰할 수 있게 하였다.

각 계면에서 응력을 계산하고 이러한 응력을 기준하여 Microstrain⁴¹⁾을 구하고 전체적으로 응력의 분포 상황을 관찰하였다. 또한 상부구조물을 장착한 상태에서의 수직하중에 대한 임플란트의 강성도⁴²⁾를 파악하기 위하여 상부구조 상면의 변위량과 골에 매식되는 임플란트 부분에서의 변위량을 구하고 위 두개의 변위량 차의 절대값을 취하여 힘으로 나누어 총강성도를 구하였다.

이상의 유한요소분석을 위하여 개인용 컴퓨터에서 사용이 가능한 소프트웨어인 Super-Sap을 이용하였다.

III. 연구결과

Brånemark 임플란트 하중레 1(Fig. 36.)

응력은 피질골의 상부에 집중되었고 피질골의 상부, 피질골과 해면골의 경계를 따라 응력이 분산되었다. 하부의 골지주(bone core)가 최소응력을 보이고 있었으며, 임플란트의 측면에서는 해면골 상부의 첫번째와 두번째 나사골부분에서 최소응력이

Table 1. Material Properties

Material	Young's Modulus N/mm ²	Poisson's ratio	References
Titanium	110,000	0.33	9, 19, 37, 54, 69
Type III Gold	90,000	0.33	21, 65
Compact Bone	13,700	0.3	9, 20, 40, 49, 60, 64
Cancellous Bone	1,370	0.3	5, 9, 20, 40, 49, 60, 64
IME	3,400	0.3	1, 22, 33
Elastic Ring	6.1	0.48	54

Table 2. Composition of Finite Element Analysis Model.

	Axisymmetric Model			2-Dimensional Model		
	Brånemark	IMZ	ITI	Brånemark	IMZ	ITI
Element No.	650	404	494	1277	990	836
Node No.	660	435	513	1261	993	854
Material No.	5	5	4	5	5	4

나타났다. 해면골에서 근침부분에 응력이 집중되고 측면보다는 하면에 응력이 더 크게 발생했다. 하부의 2, 3, 4, 5번째의 나사산에 응력이 많이 작용되고 있었고 해면골 응력은 피질골에 비하여 작으나 근침근처에서 변화가 심했다.

계면 A(Fig. 7.)

응력은 하방 피질골에서 최대였고 전반적으로 피질골 응력치는 높았다. 응력은 중앙부에서 작게 나타나고 상·하부로 나뉘어 크게 나타났다. 해면골에서는 근침부에서 최대치를 보였다.

응력분포형태가 나사의형을 따라 반복적인 양상을 보였고, 나사산의 하방사면보다 상방사면에서 작은 응력치를 보였다.

전반적인 응력분포는 근침에서 피질골쪽으로 갈수록 감소하였으며 최소응력은 피질골 약 0.5mm 하방 해면골의 나사산 상부사면에서 나타났다.

피질골과 해면골의 경계에서 응력의 변화는 컸으며, Microstrain으로 관찰한 결과 최대값은 근침에서 나타났고 최소값은 피질골의 중앙부에서 나타났다. 나사산 부위에서는 대부분 Microstrain으로 관찰시 과부하의 상태에 있었으며 Microstrain값이 가장 작은 부위라 할지라도 불용성위축(disuse atropy)를 일으키는 값보다는 크게 나타났다. 일반적으로 응력의 절대량은 피질골에서 크게 나타났으나 응력의

분담능력을 고려시에는 해면골에는 과부하가, 피질골에서는 과부하의 정도는 낮았다. 그래프로 관찰시 나사산과 골사이의 응력변화는 어느정도 규칙성을 띠고 있었으며 근침부위의 과부하가 심했다.

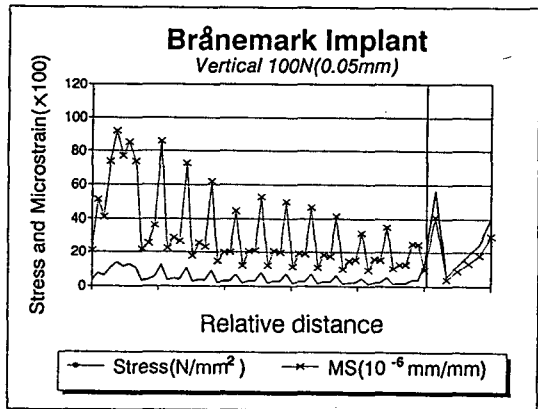


Fig. 7. Stress and Microstrain of Brånemark implant. (Load case 1, interface A)

계면 B(Fig. 8.)

응력최대값은 피질골과 해면골의 경계부 피질골에서 나타났다. 응력의 최소는 0.05mm계면과 마찬가지로 피질골 하방 약 1.5mm 지점에서 나타났다. Microstrain의 최대치는 해면골 부분의 근침에서

나타났고, 모든 피질골에서 Microstrain치는 해면골의 Microstrain치보다는 낮았으며 최소치는 상부 피질골 직하방에서 나타났다. 그리고 피질골의 약 반 정도에서 과부하 상태에 있었다.

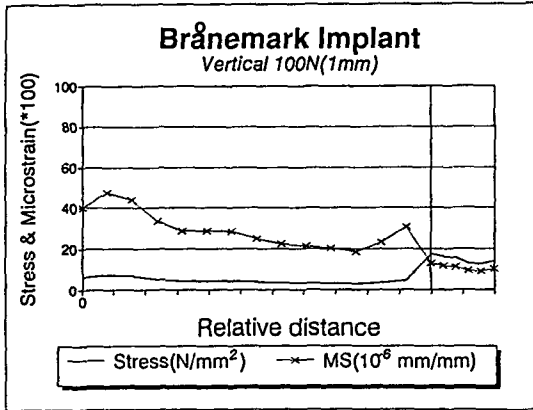


Fig. 8. Stress and Microstrain of Brånemark implant.
(Load case 1, interface B)

IMZ 임플란트 하중례 1(Fig. 37.)

응력이 피질골에 집중되고 있으나 양상이 Brånemark 임플란트와는 다른 모습을 보였다. 피질골의 상부에는 응력이 퍼져나가는 양상이 없으며 피질골과 해면골의 경계를 따라 퍼져나가는 모습이 뚜렷하지는 않았다. 피질골의 직하부 해면골에서 응력이 급격히 감소하고 있었으며 해면골과 피질골의 이행부의 임플란트에 근접한 면에서는 오히려 응력이 Brånemark 임플란트보다 컸다. 동시에 응력분포의 양상이 해면골의 하부에 집중되는 모습을 보였다.

계면 A(Fig. 9.)

응력의 최대값은 상부피질골에서 나타났으며 다음은 해면골과 피질골의 경계부위 피질골이며 해면골 응력절대값은 피질골보다 작은 값이었다. 해면골 응력최대값은 근침부위에서 나타났으며, 최소응력은 해면골, 피질골의 경계부 아래 해면골에서 나타났으며 Microstrain으로 환산하여 전체적으로 보면 근침부위가 높았다. 최소값은 피질골의 중간부위에서 나타났으며 해면골에서의 최소값은 피질골 하부 약 1mm 정도 지점에 있었다.

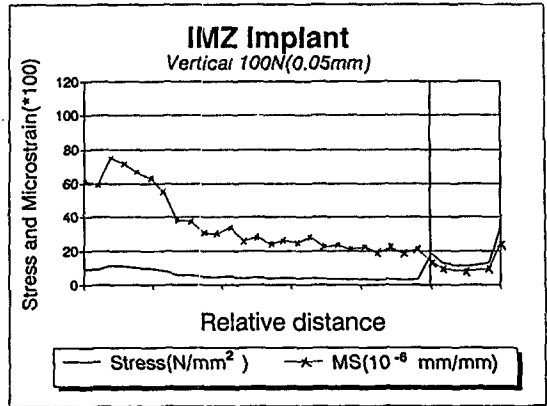


Fig. 9. Stress and Microstrain of IMZ implant.
(Load case 1, interface A)

표면에 나사(screw)같은 macroirregularity가 없으므로 응력의 분포도 어느 정도 균일하게 나타났다.

계면 B(Fig. 10.)

응력최대값은 피질골상부에서 나타났고, 최소값은 피질골 하부에서 2.5mm 떨어진 해면골 부분이었다. Microstrain의 최대값은 해면골에 있는 근침의 측면에서 나타났다. 최소값은 피질골과 해면골 경계부의 피질골에서 보였으며, 피질골의 응력값은 해면골보다 크게 나타났으나 Microstrain로 보면 해면골에서 더 큰값으로 과부하가 되기 쉬웠다.

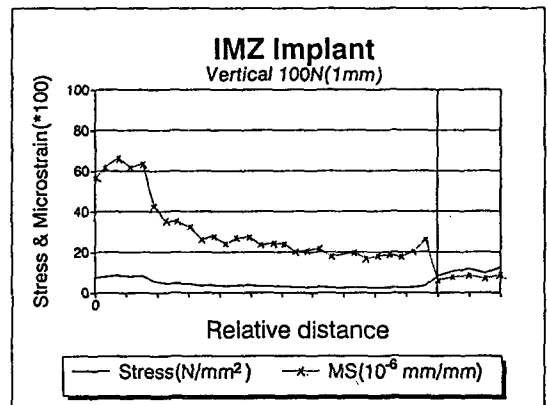


Fig. 10. Stress and Microstrain of IMZ implant.
(Load case 1, interface B)

ITI 임플란트 하중례 1 (Fig. 38.)

피질골에서 상면을 따라 응력이 집중되는 양상이 특이했다. 또한 피질골 직하부의 응력이 다른 임플란트에 비하여 크게 나타나며 근침의 응력은 적게 나타났다. 전반적으로 고른 응력치를 보이고 있었으며, 나사산의 하외방으로 응력이 집중되는 양상은 Brånemark 임플란트와는 달랐다. 전반적으로 근침의 응력집중이 다른 임플란트와 비교시 적었고, 해면골 상면의 응력이 크게 나타나는 점이 특이했다. 그리고 근침 근처에서 응력의 변화도 적었다.

계면 A (Fig. 11.)

최대응력은 상부의 피질골에서 나타났으며 최소응력은 근침에서 약 2.5mm 가량 떨어진 나사산의 상면에서 나타났다. 해면골 응력의 최대치는 근침 부위의 측면에서 나타났다. Microstrain은 피질골과의 이행부의 해면골에서 크게 나타났으며, 전반적으로 해면골에서 큰 값을 보였다. 피질골 하부의 나사산은 Microstrain이 다른 부분의 것보다 작게 나타났다. 나사형태를 따른 응력변화는 심하게 나타났고 이는 근침으로 갈수록 심해졌다.

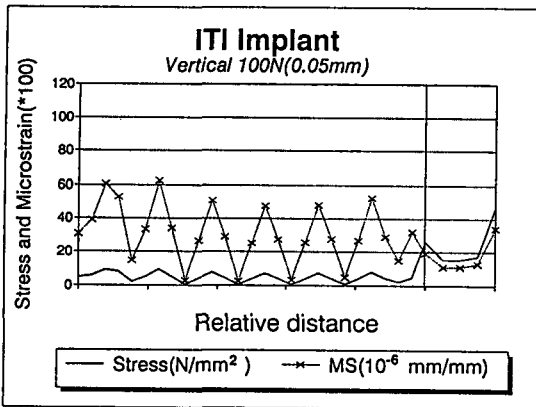


Fig. 11. Stress and Microstrain of ITI implant. (Load case 1, interface A)

계면 B (Fig. 12.)

응력 최대값은 피질골의 중앙부에서 나타났으나, 응력은 피질골에서 전반적으로 어느 정도 균일하였다. 응력 최소값은 근침에서 측면으로 이행하는 부위 근처에서 나타났다. 이는 다른 임플란트와는 다른 분포양상이다. Microstrain은 근침전의 중앙부에서

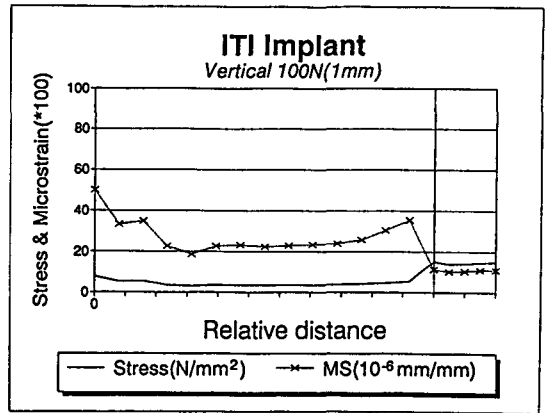


Fig. 12. Stress and Microstrain of ITI implant. (Load case 1, interface B)

최대치를 응력최소치와 동일한 부분에서 최소치를 보였다. 전반적인 분포의 양상은 Brånemark과 유사했다.

하중례 1의 응력, Microstrain의 비교

계면 A (Fig. 13.)

각 모델에서 최대의 응력치를 가진 임플란트는 Brånemark 임플란트였으며 최소의 응력치를 보인 모델은 ITI 임플란트였다. ITI 임플란트에서 최소치는 나사골에서 나타났으며 Brånemark 임플란트는 나사산의 상부사면이었다. 전체적으로 평균치를 살펴보면 응력이 피질골에 많이 집중되었으나 과부하의 정도는 해면골이 심했다. 그러므로 이상적으로 응력이 분포되려면 대부분의 임플란트에서 피질골에

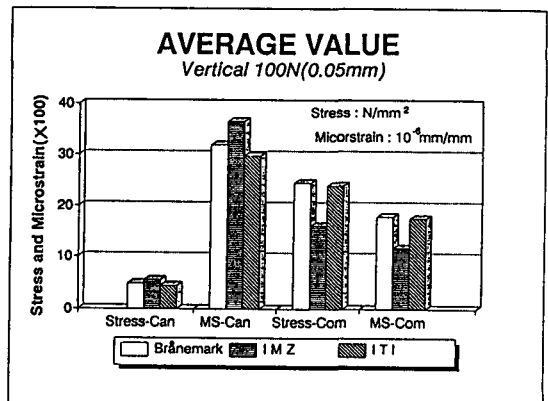


Fig. 13. Average Stress and Microstrain. (Load case 1, interface A)

응력이 더 많이 작용되고 해면골의 응력은 줄어들 필요가 있다.

Microstrain으로 계산해보면 IMZ 임플란트에서 더 많은 응력이 피질골에 가해지도록 해야하고 응력값만으로 보면 IMZ에서 고른 분포를 보였으나 상대적으로는 해면골이 과부하 되기가 쉬웠고 ITI에서 가장 양호하게 나타났다. 그러나 Brånemark과 비교시 유사하였다.

계면 B(Fig. 14.)

평균치를 보면 피질골의 응력은 해면골에 비하여 크게 나타나고, Microstrain치는 작았다. 즉 절대치의 응력은 피질골에서 컸으나 Microstrain는 해면골에서 높았다. IMZ에서 다른 임플란트와 비교시 해면골의 응력치는 컸다. 하지만 Brånemark, ITI에서는 큰 차이는 없었다. 즉 ITI나 Brånemark 임플란트의 나사형 설계가 전체적으로 응력의 분담능력을 고려시에, 응력분산이 잘되고 있음을 나타낸다.

해면골, 피질골 모두가 약간의 과부하되는 경향이 있었으나 피질골에서는 대부분 생리적 범주내에 있었다.

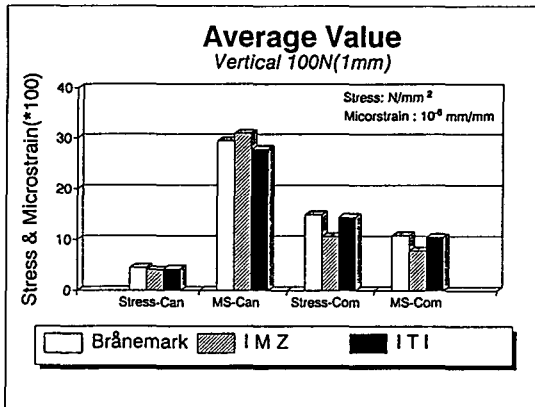


Fig. 14. Average Stress and Microstrain. (Load case 1, interface B)

축 강성도(Axial stiffness, Fig. 15.)

상부구조만 보면 IMZ에서 가장 작은 값을 보였으며 ITI에서 가장 크게 나타났다. 골의 강성도는 Brånemark에서 가장 작았으며 ITI에서 가장 크게 나타났다. 상부구조만 고려시 감폭효과는 IMZ, Brånemark, ITI순으로 좋게 나타났으며 골의 감폭

효과는 Brånemark, IMZ, ITI의 순으로 나타났다. 즉 상부의 구조물에 의한 완충의 효과는 IMZ가 가장 좋았다. 전체적으로는 Brånemark, IMZ에서 차는 거의 없었으며 ITI에서 현저하게 높게 나타났다. 즉 구강내의 동하중시에 응력의 대부분이 ITI에서는 직접적으로 골에 전달되어 과부하의 가능성이 높게 된다.

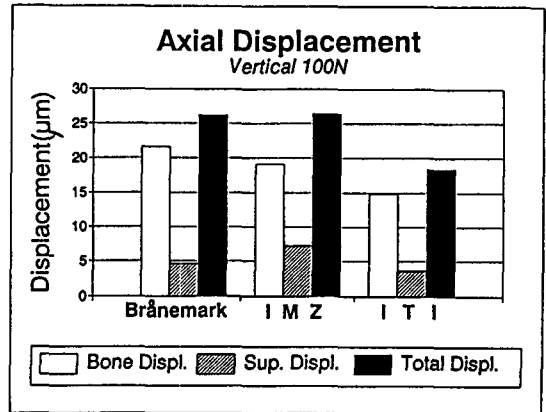


Fig. 15. Mean Axial Displacement (Load case 1)

Brånemark 임플란트 하중례 2(Fig. 39.)

하중측에서 응력집중이 현저하였고 하중측에서는 피질골과 해면골의 계면을 따라 응력변화가 심했다. 피질골에 응력이 집중되고 있으며 아래에서 6번째 나사골에서 응력이 작게 작용되고 있음을 볼 수 있다. 반대측의 피질골에서는 층으로 나뉘어 응력분포가 되고 있으며 측면의 해면골에서는 아래에서 7번째의 나사산에서 큰 응력을 보였다.

계면 A(Fig. 16.)

최대치는 피질골의 최상부에서 나타났으며 그 다음으로 높은 값을 보인 피질골 하부와의 값차이가 아주 컸다. 최소치는 근침의 상방 약 2mm지점에 나타났으며 Microstrain의 최대치는 하중측의 임플란트 근침에서 나타났다. 최소치는 하중측의 임플란트 근침에서 약 2mm 가량 떨어진 응력의 최소값의 부위와 동일한 부위였다. 응력의 평균치는 하중측 피질골에서 하중 반대측과 비교시 약 2배의 값을 보였으나 해면골에서는 큰 차이를 나타내지는 않았다.

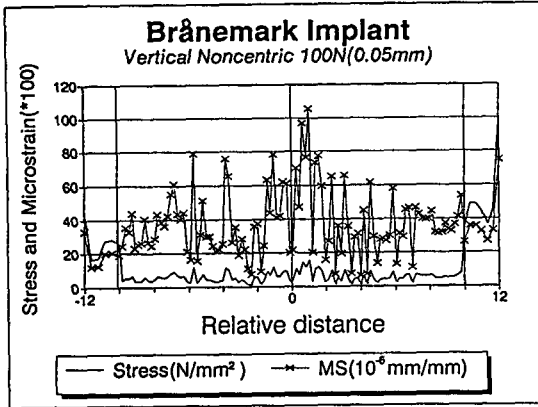


Fig. 16. Stress and Microstrain of Brånemark implants.
(Load case 2, interface A)

계면 B(Fig. 17.)

최대응력값은 하중측 피질골 최상부에 있었으며, 최소의 값은 하중 반대측의 피질골 중간부에서 나타났다.

Microstrain로 보면 최대는 힘을 가한 쪽의 해면골과 피질골의 경계부 직하방의 해면골에서 나타났으며, 최소값은 반대측의 피질골 중앙부에서 보였다. 응력은 하중측과 하중 반대측의 차이가 크게 나타났으며 분포차이도 심했다.

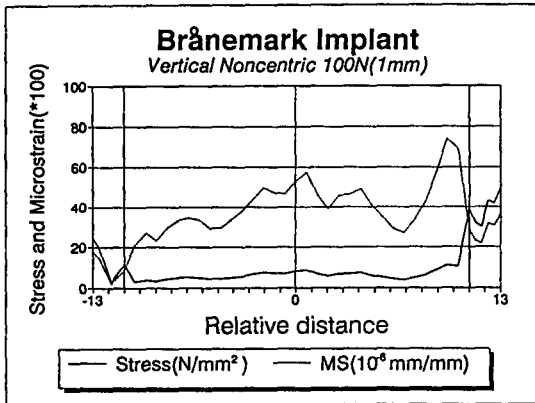


Fig. 17. Stress and Microstrain of Brånemark implants.
(Load case 2, interface B)

IMZ 하중레 2(Fig. 40.)

전반적인 응력분포는 하중측의 피질골 상부와 근

침에 집중되었다. 하중측에서 치밀골과 해면골의 경계부에서 응력이 급격히 변하는 양상을 보였다. 하중측에서는 해면골의 중간부위에, 하중 반대측에서는 해면골과 피질골 경계부 하방에서 최소의 응력을 보였고, 하중 반대측의 피질골 응력은 하중측과 비교시 낮게 나타났으며, 하중측과 반대측의 응력의 차이도 심했다. 하중 반대측 응력은 다른 임플란트에 비하여 낮게 나타났다.

계면 A(Fig. 18.)

하중 반대측의 피질골에서 약 2.5mm 하방의 해면골에서 최소의 응력치를 보였고 최대치는 힘을 가한 쪽의 피질골 상부에서 약 0.5mm 떨어진 지점에서 나타났으며, 해면골에서 응력의 최대치는 하중측의 근침부근에서 나타났다.

Microstrain는 해면골에서의 응력의 최대값을 보이는 부분과 일치하였으며 전반적으로 근침부위에서 높은 값을 보였다. 최소치는 하중 반대측의 피질골 상부에서 약 0.5mm 떨어진 지점의 피질골에 나타났다.

IMZ에서 전반적인 응력분포는 하중측에서 크게 나타나고 있었으며 Microstrain으로 보면 근침부분에서 높은 값을 보이고 특히 하중측에서 더 컸다. 즉 IMZ에서는 비중심수직력에서 양측의 응력분포가 상당히 다르게 나타남을 볼 수 있으며 해면골에 과부하 정도는 높았다.

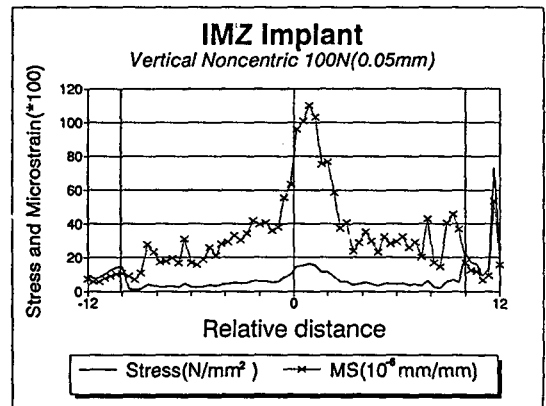


Fig. 18. Stress and Microstrain of IMZ implants.
(Load case 2, interface A)

계면 B(Fig. 19.)

응력 최대치는 하중측 최상부의 피질골에 나타났으며 최소 응력값은 하중 반대측의 피질골 바로 아

래의 해면골에서 나타났다. Microstrain의 최대치는 근점부근의 하중측에서 나타났고, 최소값은 반대측 피질골의 최상부에서 나타났다.

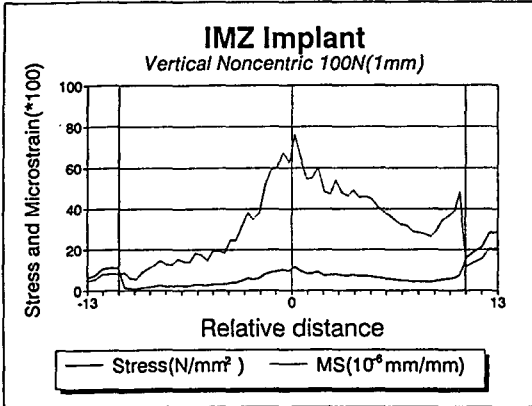


Fig. 19. Stress and Microstrain of IMZ implants. (Load case 2, interface B)

ITI 하중례 2(Fig. 41.)

하중측의 피질골에 많은 응력이 작용되며, 넓게 퍼져서 나타났다. 피질골과 해면골의 경계에서 응력의 차가 심했고, 하중반대측의 해면골 상부 약 1/3 지점의 나사골 낮은 응력이 보였으며 나사산의 응력이 하의방으로 분산되는 양상을 볼 수 있다.

계면 A(Fig. 20.)

최대치는 하중측의 피질골 최상부에서 보였으며 응력 최소값은 하중측의 근점에서 약 3mm 떨어진 나사산의 상부에서 나타났다. 전반적으로 양쪽 모두 피질골에서 응력이 집중되는 양상을 보여 주었고 해면골에서는 하중측의 근점에서 1mm가량 떨어진 지점에서 나타났다.

Microstrain의 최대값은 근점에서 1mm가량 떨어진 해면골에서, 최소값 또한 해면골에서 근점에서 3mm가량 떨어진 나사산 상부사면에서 나타났다.

계면 B(Fig. 21.)

응력 최대치는 하중측의 피질골에서 보였고, 최소치는 하중측의 피질골 중앙부에서 나타났다.

Microstrain의 최대는 임플란트의 근점 정중앙 직 하부에 있었으며 최소치는 응력의 최소값을 가지는 부위와 일치하였다.

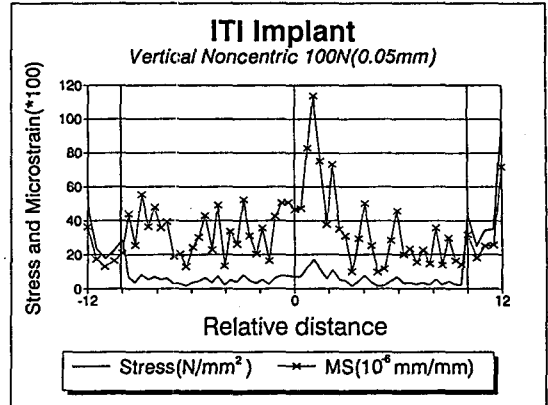


Fig. 20. Stress and Microstrain of ITI implants. (Load case 2, interface A)

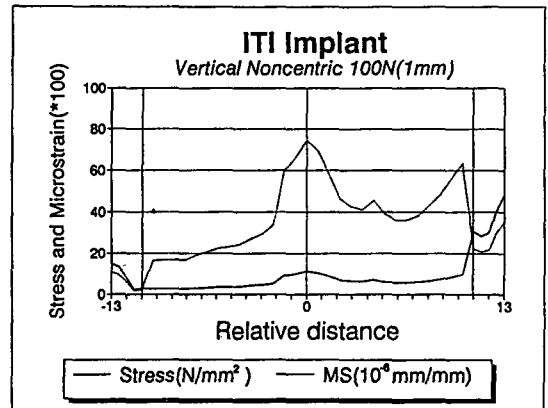


Fig. 21. Stress and Microstrain of ITI implants. (Load case 2, interface B)

하중례 2에서의 응력과 Microstrain의 비교

계면 A(Fig. 22, 23.)

IMZ에서 피질골에 현저히 낮은 응력을 보이고 있으며 하중측에서의 피질골 응력이 전반적으로 높았다. 해면골 응력평균치는 IMZ에서 가장 높았고 하중측과 하중반대측의 차이는 심했다. ITI에서 하중측과 하중반대측의 응력의 차이가 가장 작았다.

Microstrain으로 보면 ITI에서 가장 고른 분포를 IMZ에서 차가 심했으며, Branemark, IMZ에서 하중측의 피질골이 반대측에 비하여 높았으며 해면골에서는 IMZ만이 차이를 많이 나타내었다.

계면 B(Fig. 24, 25.)

전반적으로 하중측과 반대측의 차이가 크고, ITI

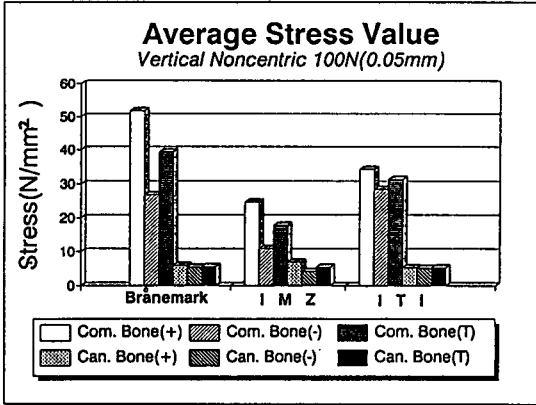


Fig. 22. Average Stress.(Load case 2, interface A)

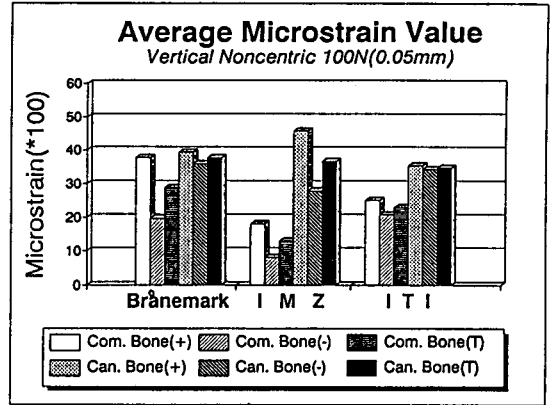


Fig. 23. Average Microstrain.(Load case 2, interface A)

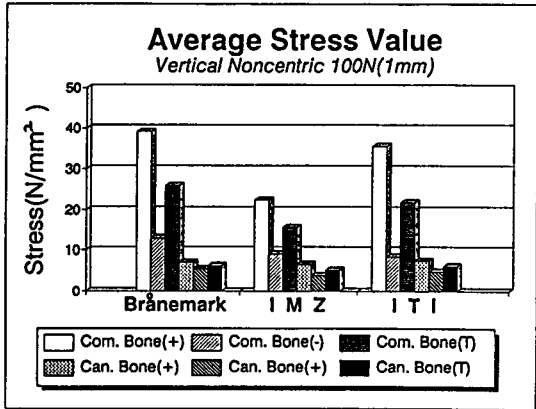


Fig. 24. Average Stress.(Load case 2, interface B)

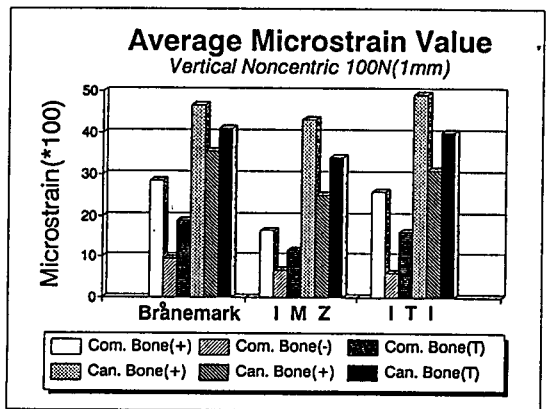


Fig. 25. Average Microstrain.(Load case 2, interface B)

에서 가장 큰 차이를 보였다. Brånemark 임플란트에서 하중측 피질골의 응력치가 가장 컸다. Microstrain으로 보면 ITI의 하중측 해면골에서 가장 높았으며 그 차이도 컸다. 해면골의 평균 Microstrain값은 피질골의 약 2~2.8배까지의 차이를 보였으며 ITI의 해면골에서 상대적으로 가장 큰 파부하를 받고 있는 것으로 나타났다.

Brånemark 임플란트 하중측 3(Fig. 42.)

양측으로 거의 대칭되는 소견을 보이고 있으며 해면골의 응력은 아주 낮았다. 피질골에서의 최대 응력은 양측의 최상부에서 나타났고, 해면골에서는 전반적으로 피질골 하부에서 높게 나타났고, 근첨과 아래에서 5, 6번째 나사산에서 크게 나타났다.

계면 A(Fig. 26.)

최소값은 하중반대측의 근첨부위에서 나타났으며, 근첨부위는 전반적으로 낮은 응력치를 보였으며 최대값은 양측의 피질골 상부에서 나타났다.

Microstrain의 최소값은 응력의 최소값을 보이는 부위와 일치하였으며, 최대값의 부위도 응력의 부위와 일치하였다.

응력의 분포는 거의 좌우 대칭이 되는 소견을 보였으며, 피질골 해면골의 이행부에서 해면골에서는 응력의 급격한 증가가 피질골에서는 응력의 급격한 감소가 보였다.

계면 B(Fig. 27.)

응력 최대치는 하중 반대측 피질골의 최상부에서 나타났으며, 최소값은 임플란트 근첨의 상부 약 4

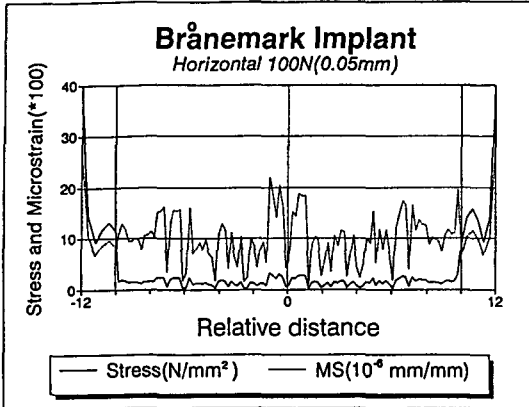


Fig. 26. Stress and Microstrain of Brånemark implant.
(Load case 3, interface A)

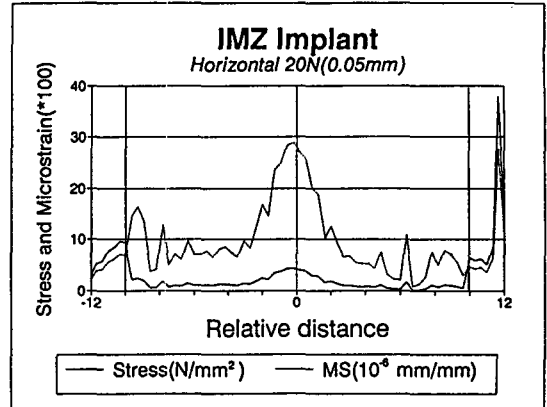


Fig. 28. Stress and Microstrain of IMZ implant.
(Load case 3, interface A)

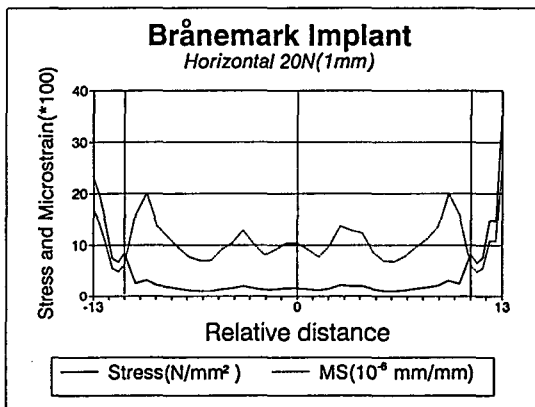


Fig. 27. Stress and Microstrain of Brånemark implant.
(Load case 3, interface B)

mm의 지점이었다.

Microstrain로 관찰시 최대치는 응력의 최대를 보인 부위와 일치하였고, 최소치는 반대측 피질골의 중앙부에서 나타났다. 해면골에서 Microstrain의 최대치는 양측으로 피질골 약 1.5mm 하방의 나사산에서 나타났다.

해면골에서 응력분포는 거의 대칭적인 양상을 보였으나 피질골에서는 하중 반대측에서 높게 나타났다.

IMZ 임플란트 하중례 3(Fig. 43.)

피질골에서 응력분포는 Brånemark, ITI처럼 좌우

대칭의 양상을 보이지는 않았다. 해면골의 응력은 하중측의 상부 해면골과 근첨영역에서 크게 나타났으나 전반적으로 하중측에 약간 집중되어 나타났다. 최대의 응력치는 하중반대측의 피질골 상부 하중측에서 나타났다.

계면 A(Fig. 28.)

응력최소값은 하중의 반대측 해면골부분의 근첨에서 약 5mm 떨어진 곳에서 나타났으며, 전반적으로 중앙부의 해면골에서 작은 값으로 나타났다. 응력의 최대값은 하중 반대측의 피질골에서 나타났고, 위치는 상면에서 0.5mm가량 떨어진 지점이었다.

Microstrain의 최대값은 하중측의 근첨에서 나타났으며, 피질골에서는 하중 반대측의 부분에서 보였다.

계면 B(Fig. 29.)

응력분포에서 최대치는 피질골 상부에서 나타났으며 피질골 하방 약 2mm 정도 지점에서 최소의 응력치를 보였다.

Microstrain으로 계산하면 근첨근처가 가장 큰값을 보였고 하중측에서 더 컸고 최소치는 반대측의 피질골 중앙부에서 보였으며 전반적인 응력분포의 양상은 반대측의 피질골, 해면골 경계부에서 큰 변화를 보였고 동측 해면골의 응력분포도 불규칙한 양상을 보였다.

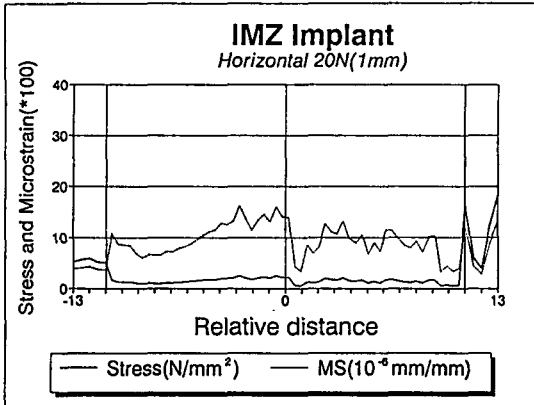


Fig. 29. Stress and Microstrain of IMZ implant. (Load case 3, interface B)

ITI 임플란트 하중례 3(Fig. 44.)

응력의 분포가 Brånemark과 마찬가지로 거의 대칭적으로 나타났다. 피질골에서의 최대 응력치는 최상부에서 나타났고 해면골에서 최대치는 근점의 양끝에서 나타났다.

계면 A(Fig. 30.)

응력 최대값은 양측의 피질골 최상부에서 나타났으며 그 다음은 피질골과 해면골의 경계부, 하중 반대측에서 약간씩 크게 나타났으며 응력 최소값은 피질골 직하부 나사산의 상부에서 보였다.

Microstrain의 최소치는 응력 최소값의 부위와 일치하였으며, 최대값은 응력 최대값을 보이는 부분과 일치하였다.

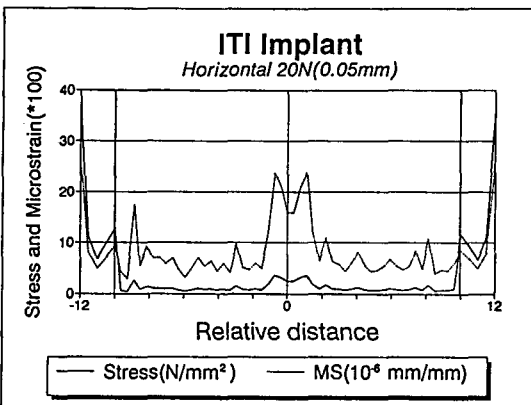


Fig. 30. Stress and Microstrain of ITI implant. (Load case 3, interface A)

계면 B(Fig. 31.)

응력은 전반적으로 양측이 거의 대칭이 되는 소견을 나타내었고 최대값은 양측의 피질골 최상부에 있었다. 최소치는 해면골의 중앙부에서 나타났고, Microstrain로 보면 해면골과 피질골의 경계부에 있는 해면골에서 가장 큰 값을 피질골 중앙 부분에서 가장 작은 값을 보였다.

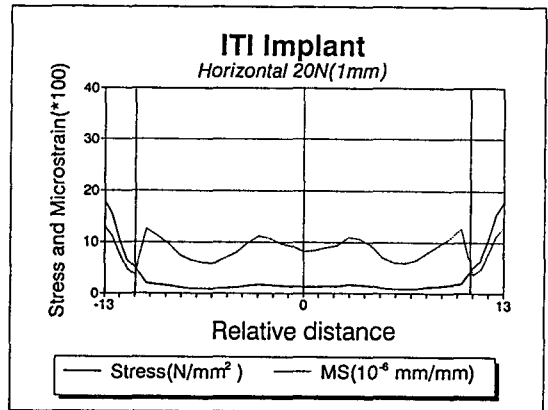


Fig. 31. Stress and Microstrain of ITI implant. (Load case 3, interface B)

하중례 3에서의 응력과 Microstrain의 분포

계면 A(Fig. 32, 33.)

Brånemark, ITI에서는 하중측과 하중 반대측의 응력의 차는 없었으나 Brånemark에서 하중측이 약간 작게 나타나고 ITI에서 하중측이 약간 크게 나왔다. IMZ에서 하중측에 큰 응력을 보이는 양상을 보였고 피질골에서 응력의 절대치는 다른 두 임플란트에 비하여 낮았으나 해면골에서 응력 절대치는 Brånemark와 유사한 값이었으나 ITI에 비해서는 높았다.

수평력의 경우 응력의 절대치는 피질골이 크게 나타났으며 Microstrain로 관찰시 양측의 차가 IMZ에서 컸다.

계면 B(Fig. 34, 35.)

Brånemark에서 피질골에서 힘을 가한 쪽과 가하지 않은 쪽과의 차가 가장 적었다. ITI에서 응력은 가장 고르게 분포되고 있으며 IMZ에서는 양측의 응력 차가 가장 심했다. 즉 하중측 피질골은 작은 응력치를 해면골에서는 높은 응력치를 보였고 Microstrain로

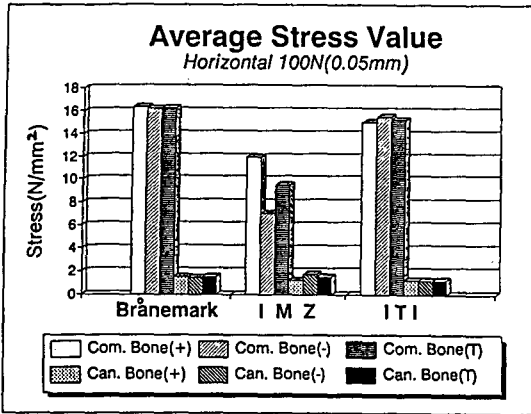


Fig. 32. Average Stress.(Load case 3, interface A)

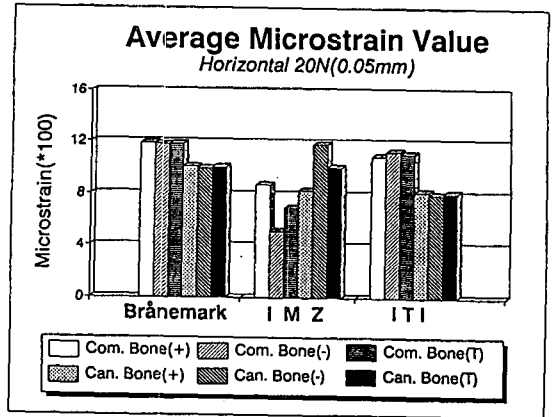


Fig. 33. Average Microstrain.(Load case 3, interface A)

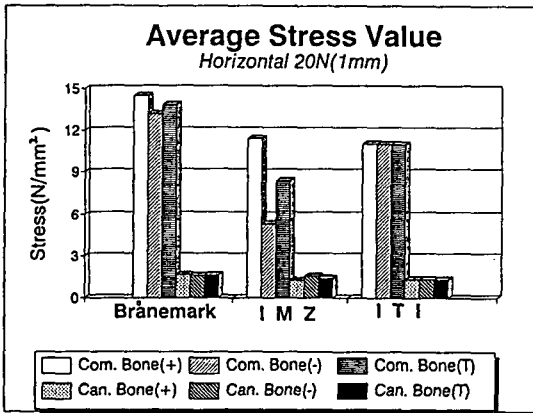


Fig. 34. Average Stress.(Load case 3, interface B)

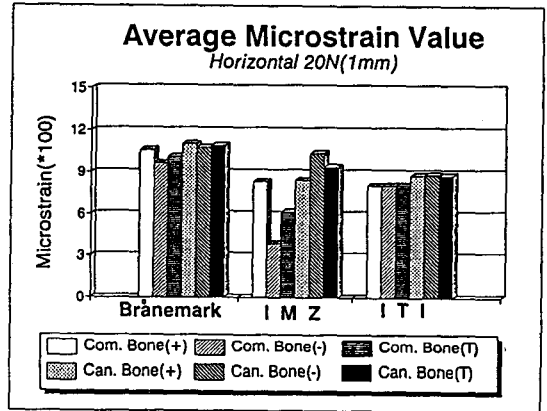


Fig. 35. Average Microstrain.(Load case 3, interface B)

보면 Brånemark, ITI에서는 균일한 Microstrain의 분포가 되고 있으나 IMZ에서는 Microstrain이 해면골에 집중되어 크게 나타났다.

IV. 총괄 및 고안

1988년 치과 임플란트에 대한 NIH Consensus Conference에서 무치악 환자나 부분 무치악 환자에 치과 임플란트는 장기간 효과적으로 이용될 수 있을 것이라고 결론^{46,47)}을 지었다. 이러한 임플란트를 장기간 효과적으로 사용하기 위하여서는 외과술식과 보철치료, 술후의 정기검사등도 중요한 요소이지만 임플란트의 재료와 생체역학이라는 요소도 무시할 수 없으며, 임플란트와 생체의 물리적 특성³⁸⁾을 고

려하여야 한다. 임플란트는 하중을 견딜 수 있어야 하며 추가로 응력을 인접한 골로 전달하여야 한다. 이중 생체역학의 관점에서 고려해야 할 사항³⁸⁾으로는 기계적 특성, 임플란트의 설계, 하중의 유형, 조직의 특성, 응력분석등이다. 본 논문에서는 유한요소법을 이용하여 응력을 분석하는 것이므로 여기에 관련된 요소인 임플란트에서 하중과 조직의 특성, 그리고 응력의 분포에 관하여 먼저 살펴보기로 한다. 임플란트가 하중을 받을때, 하중은 힘과 모멘트라는 요소로 나타난다. Skalak의 이론상의 모델에서는 모멘트라는 요소를 알 수 없음은 서론에서 언급하였다. 이러한 결점을 보완하는 방법으로 유한요소법¹³⁾이라는 공학적 방법이 도입되었으나 유한요소법 자체도 입력한 자료 이상의 결과를 얻을 수 없으나, 생체

자료와 유사한 값과 정확한 형태를 입력하면 생체에서 응력의 분포를 가장 유사하게 추적할 수 있다²⁰⁾.

본 논문에서는 해면골의 경우 생체와는 다르게 균일한 물체로 고려하였는데 이는 1981년 Lavernia 등의 연구결과⁴⁰⁾ 해면골을 균질체로 고려해도 응력의 절대값은 다르나 분포는 큰 차이가 없었다는 보고와, 균질성(Homogenization) 이론³⁷⁾을 따르면 반복되는 복잡한 구조물을 균질체로 하여 거기에 적합한 탄성계수와 포아손비를 사용할 수 있다고 하였다. 본 논문의 주안점은 응력의 분포이므로 큰 차이는 없을 것으로 사료된다.

실제로 임플란트의 표면가공의 상태, HA coating의 유무, 플라즈마 분사(Plasma spray)의 유무에 따라 응력이 변할 수 있다. 임플란트 가공시 생기는 표면가공의 상태는 동종의 임플란트에서도 차이가 있고, ITI 임플란트에서 플라즈마 코팅(Plasma coating)의 두께⁶⁾는 약 0.03~0.04mm이며 모든 제품에서 동일하지도 않으며, IMZ 임플란트에서 HA 피막¹⁾도 전반적인 응력의 분포에는 영향을 미치지 못하므로 고려하지 않았다.

그리고 토론을 위하여 아래의 가정을 한다. Microstrain에 근거하여 1989년 Martin과 Burr⁴¹⁾가 보고한 골에서의 변위(strain)가 Microstrain(1 Microstrain= 10^{-6} mm/mm)으로 200 미만은 불용성위축이, 200~2500은 생리적으로 골의 재형성이 일어나는 부분이고, 2500~4000은 과부하영역이며, 4000이상은 병적인 과부하 영역이라고 하였다. 그리고 1984년 Currey의 보고에 의하며 압축력으로 11000 이상은 피질골의 항복변위라고 하였다. 이러한 것에 근거를 두고 결과를 평가해보고자 한다.

골에서 응력은 피질골 부분에 집중^{1, 9, 19, 23, 37-38, 40-41, 56, 63, 68)} 된다고 하였으며, 단순한 응력 절대치는 골의 응력 분담능력을 고려하지 않아서 절대치 만으로의 응력의 비교는 문제가 많으므로 Microstrain으로 응력의 분포에 관한 고찰 필요성이 있다고 하겠다.

그리고 본 유한요소법에서는 정하중을 사용하였는데 실제로는 인체에서 정하중보다는 동하중이 훨씬 많으므로 정하중에서는 영향이 적으나 동하중시에 영향을 미칠 수 있는 감폭효과^{10, 14)}도 고려해야 한다. 정하중에서는 응력흡수요소(stress absorbing element)는 응력의 분포에 큰 영향을 미치지 못한다는 연구^{21, 65, 68)}가 있었고, 자연치와의 연결시 응력의 분

산효과가 증가되었다는 보고⁶⁸⁾도 있었다. 감폭치(damping value)가 크면 동하중에서 충격력에 완충 효과가 커진다^{10, 25, 53, 68)}는 이론에 따라 실제로 인체에서의 동하중을 정하중으로 분석하는 것으로 인한 문제점이 있을 것이다. 그러나 동하중에서 골의 응력 지속시간과 크기는 차이를 보일 수는 있으나 상대적인 분포양상은 바뀌지 않는다. 그러므로 본 논문에서 사용하는 Microstrain값으로는 앞에서 언급한 수치를 인용하여 골의 재형성을 추론한다기보다는 골흡수 가능성이 큰 지나친 과부하의 대략적 위치를 파악하는데 있다.

응력치로는 주응력, 유효응력, 전단응력을 들 수 있는데 이중 주응력은 전단응력이 없는 상태의 압축 인장응력을 나타내는 것이고, 전단응력이라 함은 힘을 받는 면에 수직으로 발생하는 응력으로 유한 요소에서는 파절의 방향을 파악할 때 사용하는 것이고, 유효응력은 응력의 종류에 관계없이 발생하는 응력의 절대값을 지칭한다. 골의 재형성이나 응력의 정도를 보기위하여 유효응력이 가장 적절한 방법이 된다.

골의 재형성에 관하여서는 “골에 가해진 하중에 가장 잘 저항하는 방향으로 골이 재형성된다”는 Wolff(1870)의 법칙과 1972년 Chamey와 Tzchantz가 그들의 실험적 연구에서 인장력은 골의 흡수를 압축력은 골의 비대를 일으키며, 특히 간헐적인 압축력은 골의 심한 비대를 일으킨다고 보고 하였다. Martin과 Burr(1989)는 장골에서 유사한 결론을 내렸다⁴¹⁾. 그러므로 1956년의 Tylman과 치열교정에서 유래된 압축력은 골흡수를 인장력은 골형성을 촉진한다는 생각은 재고되어야 한다. 본 논문에서는 압축력, 인장력에 관계없이 골계면에서의 Microstrain만으로 골의 부하여부를 판정하므로 유효응력을 관찰함이 타당하다고 여겨진다.

전체적으로 보면 피질골에 응력이 집중되고 특히 치조골 정상에서 크게 나타났다. 이는 이전의 연구 결과와도 일치한다. 치조골 정상에 집중된 응력으로 이 부분에서의 골흡수가 일어날 것으로 추측하는 견해도 있었으나, Microstrain치를 고려시 하중레 2의 경우 3종의 모든 임플란트에서 근접에서 최고값을 보였고 피질골의 치조골 상연은 이의 약 반정도의 값이었으므로 이 논문의 결과로서는 과부하로 인한 골의 소실 가능성이 가장 큰 부분은 근접에 있었다.

이곳의 절대치는 약 11000에 근접하여 골의 항복 Microstrain치에 가까웠으나 2차원에서, 해면골을 한 덩어리로 고려한 상황이므로 절대치에는 큰 의미를 부여할 수는 없어서 골의 파절이 생긴다고 할 수는 없다. 평균치로서 하중레 1, 2, 3에서 응력의 절대량은 해면골에 비하여 피질골이 약 8배의 값을 보였으나 Microstrain으로 보면 오히려 해면골에 과부하상태가 되기 쉬움을 볼 수 있다. 실제로 이러한 응력이 생체에게 발생한다고 할지라도 단정적으로 골의 흡수가 생긴다고는 말할 수는 없으며 가능성이 크다는 것을 의미한다고 보아야 한다. 생체는 동하중이므로 중간에 치유될 가능성이 있으며 충격력이 생체에서는 빈번한데도 이의 완충효과를 고려하지 않은 수치이기 때문이다. 하중레 2에서 Brånemark, IMZ, ITI 모두 하중측의 피질골에 응력이 집중되었고 해면골도 반대측에 비하여 많은 응력을 받고 있었으므로 임플란트의 중심에서 벗어난 수직하중시에는 하중측에서 유해한 응력의 발생가능성이 크고, IMZ에서는 하중을 가한 반대측에서 응력이 다른 것에 비하여 낮게 나타나 적은 수직하중이 가해진 경우 하중 반대측의 응력이 너무 작을 수도 있다. 하중레 3에서 전체적인 응력의 분포는 IMZ의 경우를 제외하면 양측이 거의 대칭적인 소견을 보였다. 즉 순수한 수평력만 작용할 경우 치조골에 유해한 큰 응력은 발생하지 않았고 해면골에도 근접에 약간의 응력이 나타났을 뿐이었다. 이에서 하중레 1, 2, 3을 종합하면 임플란트를 식립시 중심부의 100N 하중에서는 임플란트간의 전반적인 응력의 분포양상은 크게 다르지 않았고, 수평력 20N에서는 IMZ를 제외하고는 거의 비슷한 분포를 비중심 100N의 힘에서는 양측으로 응력의 분포차이가 크게 나타났고, 하중을 가한 측에 인접한 쪽에서 응력의 절대치, Microstrain 모두 상당히 높은 값을 보여서, 하중측의 치조골에서는 과부하로 인한 골의 흡수가 일어날 가능성이 크다고 하겠다. 즉 임플란트를 매식시 하중이 가해지는 부위가 최대한 임플란트의 중심에 위치되게 하는 것이 골의 과부하를 어느정도 방지할 수 있는 방법이라 하겠다.

최근의 임플란트와 관계된 간헐적 하중을 가한 군과 하중을 가하지 않은 군과의 비교연구에서 골막과 골내측에서 하중을 가한 군의 골형성이 더 많이 되었다는 관찰³²⁾과 Sennerby의 실험⁶⁾에 근거하여

골의 재형성을 추론해보면 전체적으로 근첨부분은 골흡수의 가능성이 크고, 피질골의 하부 해면골에서는 골의 재형성이 될 수 있다. 또한 이로서 볼 때 위의 실험에서 가한 간헐적 하중의 크기만을 고려시 임플란트 상부에서의 골흡수는 하중의 요소가 아닐 가능성이 크다 하겠다.

임플란트에 최소의 응력이 반드시 좋은 것은 아니나, 골의 과부하가 가지 않도록 하는 것이 중요하며 이를 위하여 골의 질이 떨어지는 경우 서서히 하중을 증가시키며 골의 재형성을 유도하여 더 큰 응력을 견딜 수 있게 하는 하중계획⁶⁾이 필요하다 하겠다.

각 임플란트에서 특징적인 응력분포를 살펴보면 IMZ에서는 상부구조의 강성도와 응력의 분포양상이 다른 두 임플란트와 상이하였는데 중심부에 가한 수직력에서는 큰차이를 보이지 않았고 수평력과 비중심위 수직력에서 하중측으로 응력이 집중되는 특이한 모습을 보였다. 수평력에서는 한쪽으로 응력이 집중되었고, 비중심위 수직력에서도 하중측에 집중되어 나타났다. 이는 IMC의 효과²⁵⁾로 인하여 생긴 것으로 추측되며, 상부구조의 축강성도에서도 차이를 나타내어, IMC가 축방력이나 모멘트에 의하여 쉽게 탄성변형이 일어나는 때문으로 고려된다. 지금까지는 유한요소법으로 응력의 분석시 IMC가 정하중에서는 응력의 분포^{31, 68)}에 큰 기능을 하지 못하는 것으로 되어 있으나 이는 중심부의 하중의 경우이며, 자연치와 연결시 응력의 분포를 고르게 한다는 결과⁶⁹⁾도 있다. 그러므로 IMC는 축방력과 비중심위의 수직력의 경우 응력의 분포에 영향을 미치며 한개의 치아를 수복하고자 하는 경우는 오히려 응력의 편중이라는 결과를 가져올 수도 있다. 비록 절대치의 경우는 크게 증가하지는 않았으나 한쪽의 과도하게 줄어든 하중으로 인하여 불용성 위축의 위험을 내포하고 있다 하겠다. 이상에서 살펴본 바처럼 IMZ 임플란트를 한개 치아의 상실시 사용한다면 응력분포 측면에서 문제가 있다고 하겠다.

Brånemark 임플란트는 총 강성도에서 IMZ와 유사한 크기를 보였으나 변위가 일어난 주된 요소는 골이며 상부구조의 강성도 면에서는 IMZ 보다 못하였다. 응력의 분포가 전반적으로 균일한 면을 보이고 있고 Microstrain으로 관찰시 피질골과 해면골의 응력분담이 잘되고 있다. 이는 판탄성분석의 결과³⁶⁾와 어느 정도 일치하고 있다.

ITI 임플란트에서는 다른 임플란트와 다른 상부 구조를 가지고 있는데 이는 임플란트의 실제 크기에 비해해 도해하고, 옴기는 과정에서 상부구조물의 높이를 피질골 상부에서 7mm로 설정하여 유용한 악간거리를 동일하게 하기 위함이었으나 그러한 조건하에서는 나사로 조이는 구조물의 설계가 불가능하였기 때문이다. ITI는 이러한 면에서 문제를 가지고 있으며 강성도를 살펴보면 다른 임플란트에 비하여 큰 값으로 나와 충격력이 가해지는 경우 골과 임플란트의 계면으로 증폭되며 전달되어 유해한 응력으로 작용할 가능성이 크므로 좋다고 할 수는 없다. 또한 응력분포에서는 설계시의 원리대로 응력이 나타나고 있었고 광탄성의 결과와 유사한 분포⁵⁰⁾를 보이고 있으며 응력의 최소치를 나타내는 지점이 다른 임플란트와 달리 근침에 근접하여 있는 점이 특이하다 하겠다. 결과적으로 3종의 치근형 임플란트는 나름대로 특징과 장점을 가지고 있었으며 유한 요소법에 의한 응력의 고찰만으로는 정확하게 판단을 할 수 없다. 그러므로 임상적 결과에 토대를 두고 응력을 분석하여 골의 형성을 정확하게 예측할 수 있는 실험이 필요하다 하겠다.

V. 결 론

저자는 현재 시판되는 임플란트중, 각각의 특징을 가진 치근형 임플란트로서 Brånemark, IMZ, ITI 3종을 선택하여 축대칭 모형과 2차원 유한 요소모형을 구성한 후, 하중의 조건에 따라 골내의 응력 분포를 파악하고 이것에서 Microstrain을 계산하여 골의 응력 분담능력을 고려한 과부하의 여부와 축대칭 모형에서 강성도를 비교한 바 다음의 결론을 얻었다.

1. 골조직의 응력은 모든 임플란트에서 피질골 부위에 집중되는 양상을 보였다.
2. 해면골의 응력은 임플란트의 근단부에서 큰값을 보였으나 피질골보다는 작은 값이었다.
3. 20N의 수평력을 가한 경우 임플란트의 좌우의 응력분포는 거의 대칭되는 소견을 보였으나 100N의 비중심 수직력에서는 하중을 가한쪽에 높은 응력의 분포를 보였다.
4. 1mm 계면에서는 임플란트간 응력의 분포양상은 유사하게 나타났으나 20N의 수평력의 경우 IMZ에서 힘을 가한 반대측에서 낮은 응력을 보

였다.

5. 나사형 임플란트의 응력은 나사의 형태에 따라 전달되는 양상을 보였다.
6. Microstrain으로 계산한 결과 해면골은 전반적으로 과부하 상태에 피질골은 대부분 생리적 부하의 범위에 있었다.
7. Brånemark 임플란트에서 피질골에 가해지는 응력은 수평력 20N, 0.05mm 계면을 제외하고는 나머지 모두에서 다른 임플란트에 비하여 컸다.
8. 임플란트의 감폭효과는 IMZ에서 가장 크게 나타났다.

참 고 문 헌

1. Adam J : Staische analyse eines Zahnimplantats. Mannheim 1990.
2. Albrektsson T., Sennerby L : Direct bone anchorage of oral implants : Clinical and experimental considerations of the concept of osseointegration. Int J Prosthodont 1990 ; 3(1) : 30-41
3. Albrektsson T. : Direct bone anchorage of dental implants. J Prosthet Dent 1983 ; 50(2) : 225-261
4. Albrektsson T., Leckholm U. : Osseointegration : Current state of the art. Dent Clin North Am 1989 ; 33 : 537-544
5. Ashman RB., Jae YR. : Elastic modulus of trabecular bone material. J Biomech 1988 ; 21(3) : 177-181
6. Balshi TJ : Overload management of osseointegrated fixtures to achive optimum bone remodeling through multistage prosthodontic loading. Tissue integration in oral, orthopedic & maxillofacial reconstruction. Chicago, 1990, Quintessence Pub. Co. pp364-371
7. Bechtold JEl, Riley DR. : Application of beams on elastic foundation and B-spline solution methodologies to parameteric analysis of intramedullary implant systems. J Biomech 1991 ; 24(6) : 441-448

8. Beumer J., Lewis S. G. : The Brånemark implant system : clinical and laboratory procedures. St. Louis, 1989, Ishiyaku EuroAmerica, Inc. pp10–12.
9. Borchers L., Reichart P. : Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983 ; 62(2) : 155–159
10. Brånemark P-I., Zarb G. A., Albrektsson T. : Tissue-integrated Prosthesis : osseointegration in clinical dentistry. Chicago, Quintessence Pub. Co. 1984. pp117–128, pp187–198
11. Breau C., Shirazi-Adl A, de Guise J. : Reconstruction of a human ligamentous lumbar spine CT images-A three-dimensional finite element mesh generation. *Ann Biomed Eng* 1991 ; 19 : 291–302
12. Brunki JB. : Forces on dental implants and interfacial stress. Tissue integration in oral, orthopedic & maxillofacial reconstruction. Chicago, 1990, Quintessence Pub. Co. pp109–123
13. Brunski JB. : Biomaterials and biomechanics in dental implant design, *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988 ; 3(2) : 85–97
14. Bruski JB. : Biomechanics of oral implants : Future research directions. *J Dent Educ* 1988 ; 52(12) : 775–787
15. Bragger U., Burgin W., Lang NP., Buser D. : Digital subtraction radiography for the assessment of changes in peri-implant bone density. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991 ; 6(2) : 160–166
16. Brånemark P-I : Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983 ; 50(3) : 399–410
17. Carr AB., Laney WR. : Maximum occlusal force levels in patient with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987 ; 2(2) : 101–108
18. Chapman RJ., Kirsch A. : Variations in occlusal forces with a resilient internal implant shock absorber. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990 ; 5(4) : 369–374
19. Clelland NL., Ismail YH., Zachi HS., Pipko D. : Three-dimensional Finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991 ; 6(4) : 391–398
20. Cook SD., Weinstein AM., Klawitter JJ. : A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. *J Dent Res* 1982 ; 61(1) : 25–29
21. Crag RG., editor. : Restorative dental materials, 8th ed. St. Louis, 1989, C. V. Mosby Co., pp65–84
22. Dumbleton JH. : “Behaviors of acetals as implant materials” in *Biomaterials in reconstructive surgery*. L. R. Rubin, Ed., C. V. Mosby Co., St. Louis. 1983, pp382–394
23. El Charkawi HG., EL Wakad MT., Naser ME. : Modification of osseointegrated implants for distal-extension prosthesis. *J Prosthet Dent* 1990 ; 64(4) : 469–472
24. Farah JW., Craig RG., Meroueh KA. : Finite element analysis of three-and four-unit bridges. *J Oral Rehabil* 1989 ; 16 : 603–611
25. Fuhmann G., Kirsch A., Sauer G., Steunz V. : Strength and elastic properties of various stress absorbing elements in IMZ implants (German) *Ger Dent News* 1983 ; 38 : 123–125
26. Goel VK., Khera SC., Singh K. : Clinical implications of the response of enamel and dentin to masticatory loads. *J Prosthet Dent* 1990 ; 64(4) : 446–454
27. Haraldson T., Karlsson U., Carlsson GE. : Bite forces and function in complete denture wearers. *J Oral Rehabil* 1979 ; 6 : 41–48
28. Hart RT. : A theoretical study of the influence of bone maturation rate on surface remodeling predictions : Idealized models. *J Biomech* 1991 ; 23(3) : 241–257
29. Hench LL., Wilson J. : Surface-active biomate-

- rials. *Science* 1984 ; 226 : 630–636
30. Hipp JA., Edgerton BC., An KN. : Structural consequences of transcortical holes in long bones loaded in torsion. *J Biomech* 1990 ; 22(12) : 1261–1268
 31. Hoshaw SJ., Brunski JB. : Mechanical testing of dental implants with and without “Intramobile elements”. Abstract No.1612 *J Dent Res* 1988 ; 67 : 314
 32. Hoshaw SJ., Brunski JB., Cochran GBV., Higuchi KW. : Bone modeling and remodeling around contral and axillary loaded fixture in Canine Tibiae. Tissue integration in oral, orthopedic & maxillofacial reconstruction. Chicago, 1990, Quintessence Pub. Co. pp275–280
 33. Intemantional plastics selectors : D. A. T. A. Digest (Ed 12 Vol 2) *Plastics*, 1991
 34. Interpore Technic Manual, Revision 3. Irvine, Calif, Interpore international.
 35. Jemt T., Linden B., Lekholm U. : Failure and complications in 127 consecutively placed fixed partial prosthesis supported by Brånemark implants : From prsthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992 ; 7(1) : 40–44
 36. Kinni ME., Hokama SN., Caputo AA. : Force transfer by osseointegration implant devices. *Int J Oral Maxillofac implants* 1987 ; 2(1) : 11–14
 37. Ko CC. Kohn DH. Holloster SJ. : Micromechanics of implant/tissue interface. *J Oral Implantol* 1992 ; 18(3) : 220–230
 38. Kohn DH. : Overview of factors important in implant design. *J Oral Implantol* 1991 ; 18(3) : 204–219
 39. Kuo RF., Chao YS., Rim K, Park JB. : The effects of different size on the stress concentration and fracture characteristics for a tubular torsional model with a transverse hole. *J Biomech* 1991 ; 24(2) : 147–155
 40. Lavemia CJ., Cook SD., Weinstein AM., Klawitter JJ. : An analysis of stressin a dental implant system. *J Biomech* 1981 ; 14(8) : 555–560
 41. Lum LB. : A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol* 1991 ; 17(2) : 126–131
 42. Lundgren D., Falk H., L. : The influence of number and distribution of occlusal cantilever contacts on closing and chewing forces in dentitions with implant-supported fixed prostheses occluding with CD. *Int J Oral maxillofac Implants* 1989 ; 4(4) : 277–283
 43. McKinney R. V. : Endosteal dental implants. St. Louis, 1991, C. V. Mosby Co., pp8–36
 44. Meng JR., Rugh JD. : Viting force on overdenture and complete denture patient. *J Dent Res* 1983 ; 62 : 249 Abstract #716
 45. Messersmith PB., Cooke FW. : Stress enhancement and fatigue susceptibility of porus coated Ti-6Al-4V implants : an elastic analysis. *J Biomed Mater Res* 1990 ; 24 : 591–604
 46. NIH. Consensus Conference statement : Dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988 ; 3(4) : 290–293
 47. Natiella JR., Amitage JE., Greene GW., Meenaghan MA. : Current evaluation of dental implants. *J Am Dent Assoc* 1972 ; 84 : 1358–1372
 48. Odgaard A., Linde F. : The underestimation of Young’s Modulus in compressive testing of cancellous bone specimens. *J Biomech* 1991 ; 24(8) : 691–698
 49. Parr GR., Gardner LK., Toth RW. : Titanium : The mistery metal of implant dentistry. Dental material aspects. *J Prosthet Dent* 1985 ; 54(3) : 410–414
 50. Ralph WJ. : The effects of dental treatment on biting force. *J Prosthet Dent* 1979 ; 41(2) : 143–145
 51. Rangert B., Jemt T., Jomeus L. : Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989 ; 4(3) : 241–247
 52. Richter E-J. : Basic biomechanics of dental implants in proshtetic dentistry. *J Prosthet Dent* 1989 ; 61(5) : 602–609

53. Richter EJ, Orschall B, Jovanovic SA. : Dental implant abutment resembling the two-phase tooth mobility. *J Biomech* 1990 ; 23(4) : 297-307
54. Rieger M. R. : Loading considerations for implants. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 1991 ; 3(4) : 795-804.
55. Rieger MR., Adams Wk., Kinzel GL. : A finite element survey of eleven endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990 ; 63(4) : 457-465
56. Rieger MR., Brose MO. : Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990 ; 63(2) : 671-676
57. Rubin et al. : A three-dimensional finite element model of a human tooth. *J Dent Res* 1983 ; 62(2) : 82-86
58. Schaffler MB., Burr DB. : Stiffness of compact bone : Effects of porosity and density. *J Biomechanics* 1988 ; 21(1) : 13-16
59. Schroeder A., Sutter F., Krekeler G. : Oral implantology : Basics-ITI hollow cylinder. New York, 1991, Thieme Medical Pub. Inc. pp37-85, 230-243.
60. Sennerby L., Thomsen P., Ericson LE. : A morphometric and biomechanic comparison of Titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992 ; 7(2) : 62-70
61. Setz J., Kramer A., Benzing U., Weber H. : Complete dentures fixed on dental implants : Cewing patterns and implant stress. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989 ; 4(2) : 107-111
62. Sidney Lees : A model for bone hardness. *J Biomech* 1981 ; 14(8) : 561-567
63. Siegele D., Soltesz U. : Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989 ; 4 : 333-340
64. Takahashi N., Kitagami T., Komori T. : Analysis of stress on fixed partial denture with a blade-vent implant abutment. *J Prosthet Dent* 1978 ; 40(2) : 186-191
65. Wakard EC., Bruski JB. : Biomechanics of dental implants with and without "IMES". Abstract No. 1393 *J Dent Res* 1988 ; 67-287
66. Zarb GA., Schmitt A. : The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants : The Toronto study. Part III : Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent* 1990 ; 64(2) : 185-194
67. Zarb GA., Schmitt A. : The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants : The Toronto study. Part II : The prosthetic results. *J Prosthet Dent* 1990 ; 64(1) : 53-61
68. Van Rossen IP., Braak LH., de Putter C., de Groot K. : Stress-absorbing elements in dental implants. *J Prosthet dent* 1990 ; 64(2) : 198-205
69. 김동원, 김영수 : 골유착성 보철물에 관한 삼차원 유한요소 분석적 연구. *대한치과교합학회지* 1990 ; 73 : 6
70. 김용호, 김영수 : 골유착성 임플란트 보철치료시 자연지대치와의 연결형태에 관한 유한요소적 응력분석 연구.
71. 이병해 : 기초 유한요소법. 서울, 경문사, 1992.
72. 최양근 : 유한요소분석. 서울, 집문당, 1992.

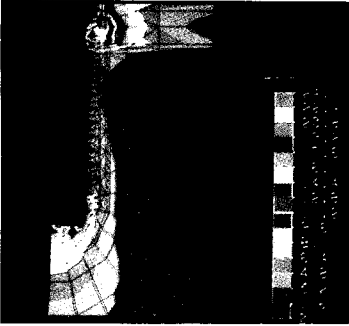


Fig. 36. Stress distribution of Brånemark implant. (Load case 1)

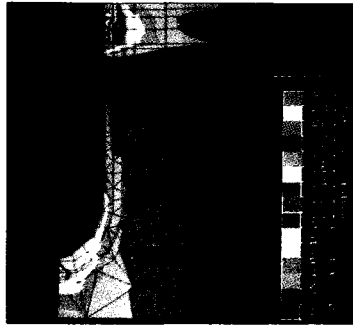


Fig. 37. Stress distribution of IMZ implant. (Load case 1)

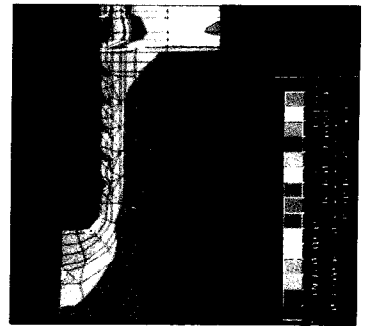


Fig. 38. Stress distribution of ITI implant. (Load case 1)



Fig. 39. Stress distribution of Brånemark implant. (Load case 2)

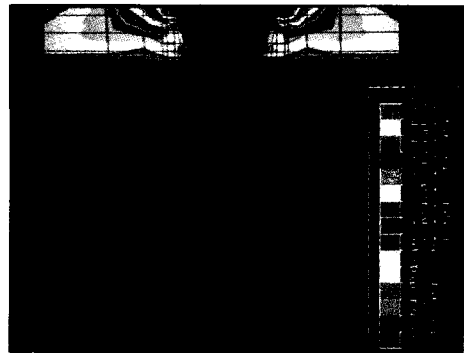


Fig. 42. Stress distribution of Brånemark implant. (Load case 3)

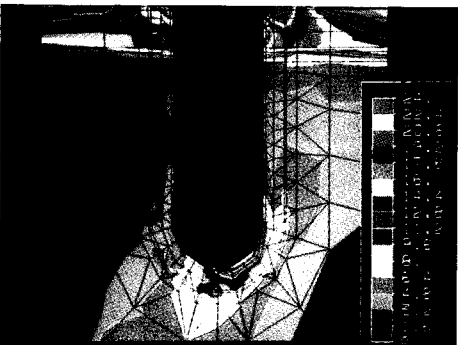


Fig. 40. Stress distribution of IMZ implant. (Load case 2)



Fig. 43. Stress distribution of IMZ implant. (Load case 3)

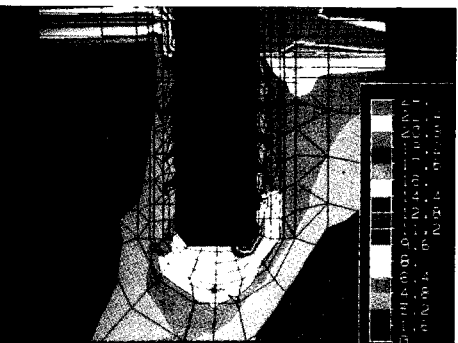


Fig. 41. Stress distribution of ITI implant. (Load case 2)



Fig. 44. Stress distribution of ITI implant. (Load case 3)

A STUDY ON THE STRESS ANALYSIS OF THREE ROOT-FORM IMPLANTS WITH FINITE ELEMENT ANALYSIS

Byoung - Hwa Moon, D. D. S., Jae - Ho Yang, D. D. S., M. S. D., Ph. D.
Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University

Since the restoration or masticatory function is the most important aim of implants, it should be substituted for the role of natural teeth and deliver the stress to the bone under the continuous load during function.

In natural teeth, stress distribution can be obtained through enamel, dentin and cementum and the elasticity of the periodontal ligament play a role of buffering action.

In contrast, implant prosthesis has a very unique characteristics that it delivers the load directly to bone through the implant and superstructure. This fact arises the needs to evaluate the stress distribution of the implant in the mechanical aspects, which has a similar role of natural teeth but different pathway of stress. With 3 kinds of implant in prevalent use, 2 types of experimental FEA implant models were made, axisymmetric and 2-dimensional type. In axisymmetric model, the stiffness of the part including the prosthesis and implant which extrude out of bony surface could be calculated with displacement of the superstructure under 100N vertical load and then damping effects could be determined through this stiffness. In axisymmetric FEA model, load to the bone could be deduced by evaluation the stress distribution of the designed surface under the 100N vertical force and in 2-dimensional model, 100N eccentric vertical load and 20N horizontal loads.

The results are as follows.

1. In every implant, stress to the bone tends to be concentrated on the cortical bone.
2. Though the stress of the cancellous bone is larger at the apex of implants, it is less compared with cortical bone.
3. Under 20N horizontal load, stress of the left and right sides of implant shows a symmetrical pattern. But under 100N eccentric vertical load, loaded side shows much larger stress value.
4. In the 1mm interface, stress distribution among implants tend to have a similar pattern. But under 20N horizontal load opposite side of being loaded shows less stress in IMZ.
5. In the case of screw type implant, stress tends to vary along with screw shape.
6. According to the result determined with microstrain, cancellous bone is generally under the condition of overload, while cortical bone is usually within the limitation of physiologic load.
7. In the Brånemark implant, maximum stress to the cortical bone is larger than any other implant except for the condition of 20N horizontal force and 0.05mm interface.
8. Damping effects of implants is maximum in IMZ.