

Brånemark Novum® 즉시 임플란트 보철 수복 방법에 관한 삼차원 유한요소 분석적 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

김우영 · 김영수 · 장경수 · 김창희

I. 서 론

임플란트 치료는 1969년 완전 무치악 환자의 수복이 발표된 이후 점차 발전되어 다양한 형태의 무치악에 높은 성공률로 시술되고 있다. 이러한 성공을 바탕으로 임플란트 치료는 복잡한 치료 술식을 단순화하고 수술 후 가능한 빨리 보철치료를 완료할 수 있는 방향으로 발전되어 왔다. 1회 수술법과 조기 또는 즉시 수복 방법이 시도되어 왔고, 많은 성공적인 사례가 보고 되어 왔다.¹⁻⁹⁾

이러한 성공을 배경으로 Skalak과 Brånemark이 1995년 Brånemark Novum®¹⁰⁾이라는 새로운 치료개념을 개발하였다. 이 치료법은 하악의 완전무치악을 대상으로 하여 당일에 임플란트 식립수술에서 보철치료까지 완료할 수 있는 방법을 제시하고 있다. Brånemark 등은 이 치료법을 이용하여 50명의 환자에게 시술 후 6개월에서 3년간 관찰한 결과 98%의 생존률을 보였다고 보고하였다.

Brånemark Novum® 치료법은 구조에 있어서 기존의 술식¹¹⁾과는 많은 차이가 있다. 기존의 술식이 하악의 완전무치악을 고정성 보철물로 치료하는데 표준형 고정체 4~6개를 이용하는데 반해, 이 치료법은 고정체 3개만을 이용하고 있다. 또한 상부구조물에 있어서도 보통 금합금을 주조하여 골격을 제작하는 것과는 달리 미리 제작된 2개의 타이타늄 바를 조립하여 사용한다. 이러한 차이가 생역학적으로 어떤 영향을 미치는지에 대한 보고는 아직 접하고 있지 않다. 다만 임플란트 지지형 고정성 보철물과 관

련된 생역학적 연구결과를 통해 어느정도 예상할 수 있을 뿐이다.

필요한 임플란트의 수에 대하여 하악의 완전무치악을 수복하는데 최소한 4개 또는 5개일 때 좋은 결과를 예상할 수 있으며, 또한 그 수가 감소하면서 응력과 변위가 불리한 방향으로 변한다고 하였다.¹²⁾ 임플란트의 직경은 골의 양이 충분하다면 넓은 직경의 임플란트가 생역학적인 장점을 가진다고 한다.¹³⁾ 상부구조물의 물성도 임플란트 보철물에 영향을 주는데, 단단한 물성의 재료가 사용되었을 때 더 좋은 결과를 보여준다.^{14,15)}

이러한 결과를 미루어 볼 때 Brånemark Novum® 치료법은 생역학적으로 어느정도 안정된 구조를 가지고 있다고 예상되지만 기존의 방법과 비교하여 볼 때 어떠한 차이가 있는지 의문이 생긴다. 이에 본 연구에서는 그 차이를 규명하기 위하여 하악 완전무치악에서 고정체 구성 및 상부구조물의 재료를 달리하였을 때 응력과 변위에 어떠한 변화가 일어나는지를 3차원 유한요소분석법을 이용하여 비교 분석하는 연구를 시행하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 3차원 유한요소모형 제작

유한요소모형 설계용 소프트웨어인 I-DEAS (master series version 3.0, Structural Dynamics Research Corporation, Milford, Ohio, U.S.A.)를

이용하여 Iris Indigo (Silicone graphics Inc., U.S.A.) workstation상에서 3차원 유한요소모형을 설계하였다.

임플란트 주위 응력분포 연구시 전체 하악골모형이 아닌 양측 이공간 영역만을 재현한 하악골모형을 사용하여도 결과에 차이가 없다는 Meijer등¹⁶⁾의 연구 결과를 바탕으로 간소화된 하악골 모형을 사용하였다. 하악골은 Lekholm과 Zarb의 분류 기준¹⁷⁾으로 2급 골질과 B급 골량을 가진 단면을 선택들의 연구를 바탕으로 설계하였다.^{18,19,25)}

먼저 2개의 유한요소 기본모형을 제작하였다. 하나는 13mm길이의 직경 3.75mm 고정체 5개를 식립한 것으로 고정체는 정중부에 한 개 그리고 이로부터 양쪽으로 2개씩 대칭되게 식립된 것으로 중심점간의 거리는 10mm 간격이 되도록 하였다. 또 다른 모형은 13mm길이의 직경 5.0mm 고정체 3개를 식립한 것으로 고정체는 정중부에 한 개 그리고 이로부터 양쪽으로 1개씩 대칭되게 식립된 것으로 중심점간의 거리는 20mm 간격이 되도록 하였다(Fig. 1, 2).

각각의 고정체에는 5mm 길이의 표준형 지대주와 금원주를 각각 지대주나사와 금나사로 연결하였다. 여기에 간소화한 상부구조물을 연결하였다. 상부구조물은 유²⁶⁾의 자료등을 참고로 제1대구치까지 수복할 수 있도록 크기를 정하였고, 외팔보(cantilever)는 15mm 길이가 되도록 하였다. 상부구조물은 금속 골격부와 의치부로 구성되고, 금나사를 위한 나사구멍을 형성하고 복합레진으로 메웠다.

완성된 모형의 절점과 요소수는 Table I 과 같다.

2. 실험모형

제작된 모형에서 구성요소의 재료를 달리하여 다음의 4가지 실험모형을 설계하였다.(Fig. 3, 4)

모형 1 - 13mm 길이의 직경 3.75mm 표준형 고정체 5개를 사용하고

제4형 금합금과 레진으로 구성된 상부구조물을 장착한 모형

모형 2 - 13mm 길이의 직경 5.0mm 고정체 3개를 사용하고

제4형 금합금과 레진으로 구성된 상부구조물을 장착한 모형

모형 3 - 13mm 길이의 5.0mm 고정체 3개를 사용하고

타이타늄과 레진으로 구성된 상부구조물을 장착한 모형

모형 4 - 13mm 길이의 5.0mm 고정체 3개를 사용하고

타이타늄과 도재로 구성된 상부구조물을 장착한 모형

Table I. Nodes and elements.

Model	Node	Element
model for 5 standard Implant	15770	37272
model for 3 wide diameter implant	22954	53474

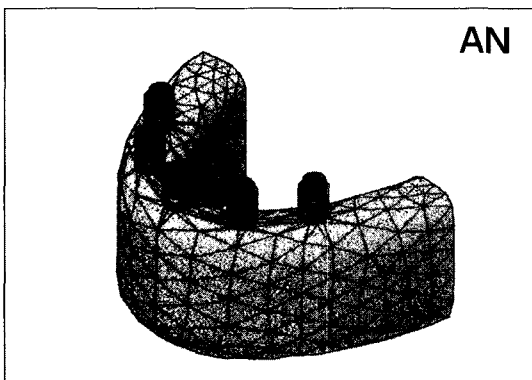


Fig. 1. Model for 5 standard implants.

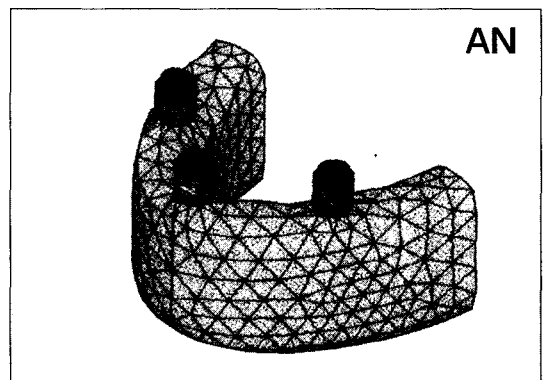


Fig. 2. Model for 3 wide diameter implants.

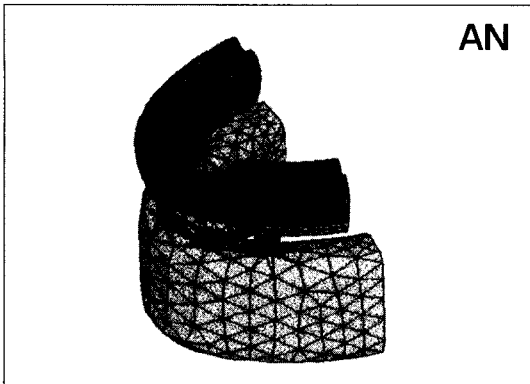


Fig. 3. Finite element model for model 1.

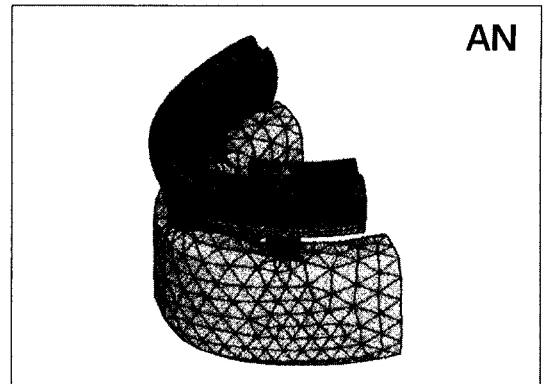


Fig. 4. Finite element model for model 2,3,4.

모형 1은 기존의 보철물이고, 모형 3은 Brånemark Novum[®]을 의미하고, 모형 2와 4는 Brånemark Novum[®]의 구성요소의 재료를 달리한 것이다.

3. 물성치 및 경계조건

실험에 사용된 재료의 물성치는 선현들의 연구를 참고로 하여 Table II와 같이 부여하였다.^{16, 20-23)} 모든 재료는 균질성(homogeneity), 등방성(isotropy), 선탄성(linear elasticity)을 가지고 각 재료의 계면은 완전한 결합상태인 것으로 가정하였다.

하악골 모형의 원심부는 모든 방향에 대해서 자유도가 고정된 것으로 경계조건을 지정하여 하악골의 굽힘운동(bending movement)이 가능하도록 하였다.

4. 하중조건

하중은 제1대구치 근심부에 해당하는 외팔보의 중앙에 가하였다. 하중은 교합력 분석자료를 토대로 150N의 하중²⁴⁾을 선택하였고, 방향은 수직력(90°), 수평력(0°), 경사력(120°)의 3가지로 하였다.

해석은 ANSYS (Ver. 5.5, Swanson Analysis System Incorporation, U.S.A.) 유한요소분석 프로그램을 이용하여 Iris Indigo workstation상에서 시행하였다.

해석결과의 평가는 각 구성요소에 대한 최대 주응력의 변화, 각 고정체에 대한 최대주응력 차이 및 상부구조물의 변위를 대상으로 하였다. 이 때 상부구조물의 변위는 금나사 중심점을 관찰점으로 하였다.²⁵⁾

Table II. Material properties.

Material	Young's modulus(GPa)	Poisson's ratio
Titanium	103.4	0.35
Type IV Gold	98	0.45
Cortical bone	13.7	0.30
Cancellous bone	1.37	0.30
Resin tooth	2.69	0.35
Composite resin	13.5	0.38
Porcelain	69	0.28

III. 결 과

1. 최대주응력(인장응력) 변화(Fig. 5~7)

수직하중시 하악골에 대한 응력은 실험모형간에 차이가 없었고, 고정체에 대한 응력은 상부구조물에 레진을 사용한 모형4만이 다른 모형에 비해 작은 응력값을 보였다. 금속골격에 대한 응력은 상부구조물의 금속구조물 및 의치부에 사용된 재료에 따라 차이를 보였다.

수평하중시에는 모형 1에서 고정체에 대한 응력이 높게 나타난 점이 수직하중시와 차이를 보이고 있었다.

경사하중시는 수직하중시와 유사한 응력분포 양상을 보였다.

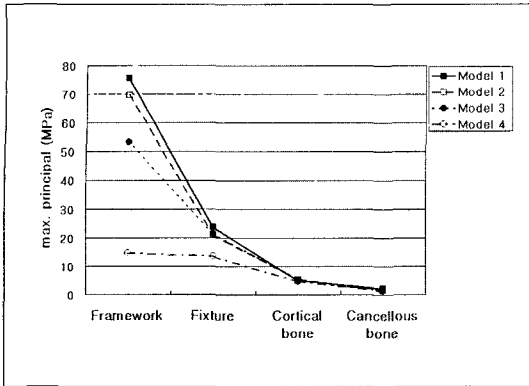


Fig. 5. Maximum principal stress (tensile stress) on vertical stress.

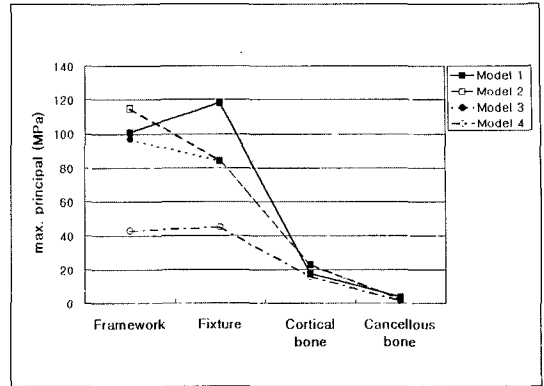


Fig. 6. Maximum principal stress (tensile stress) on horizontal stress.

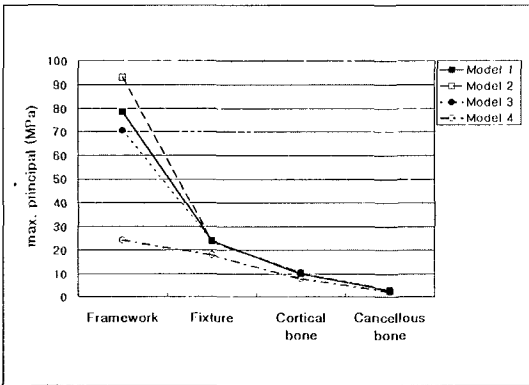


Fig. 7. Maximum principal stress (tensile stress) on oblique stress.

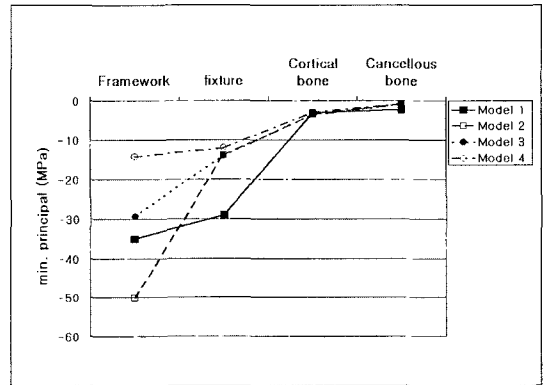


Fig. 8. Maximum principal stress (compressive stress) on vertical stress.

2. 최대주응력(압축응력) 변화(Fig. 8~10)

수직하중시 하악골에 대한 응력은 실험모형간에 차이가 없었고, 고정체에서는 모형 1만이 다른 모형에 비해 큰 응력값을 보였다. 금속골격에서는 모형 2가 가장 큰 값을, 모형 4가 가장 작은 값을 보였다.

수평하중시 모형 1이 금속골격과 고정체에서 가장 큰 응력값을, 모형 4가 금속골격과 고정체에서 가장 작은 응력값을 보였다.

경사하중시 수평하중시와 유사한 결과를 보였다.

3. 고정체에 대한 최대주응력 비교 (Fig. 11~13)

하중이 가해진 부위에 인접한 고정체로부터 1에서

5로 번호를 부여 하였고, 각 고정체에서의 최대주응력 값을 그림으로 나타내었다. 응력은 거의 모든 모형에서 하중이 가해진 부위에 인접한 고정체에서 가장 큰 응력값을 보였다. 단 모형 1의 수직하중시에는 2번 고정체에서 가장 큰 응력값을 보였다. 가해진 하중방향에 따른 응력분포 양상의 차이는 없었고, 다만 응력 크기에 차이를 보였는데, 수평하중시 응력값이 가장 컸다.

4. 상부구조물의 변위(Fig. 14~16)

응력분포와 유사한 양상을 보여 주었다.

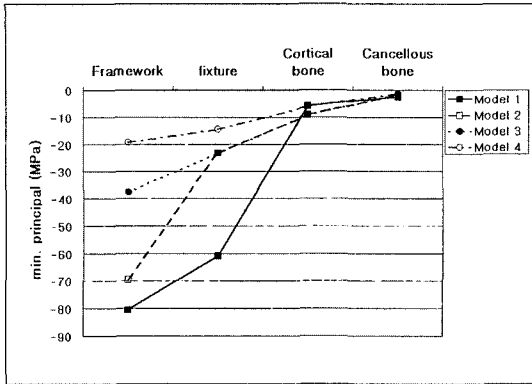


Fig. 9. Maximum principal stress (compressive stress) on horizontal stress.

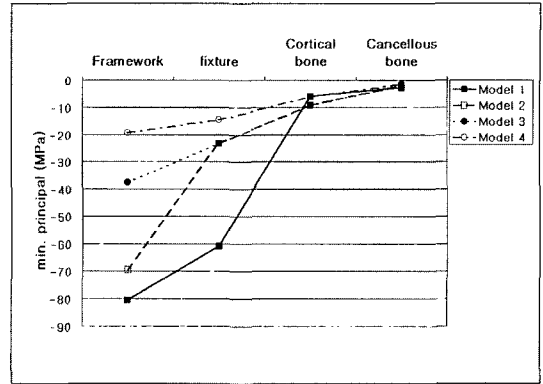


Fig. 10. Maximum principal stress (compressive stress) on oblique stress.

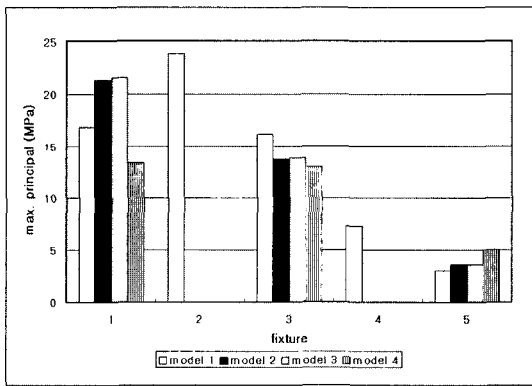


Fig. 11. Maximum principal stress on vertical stress.

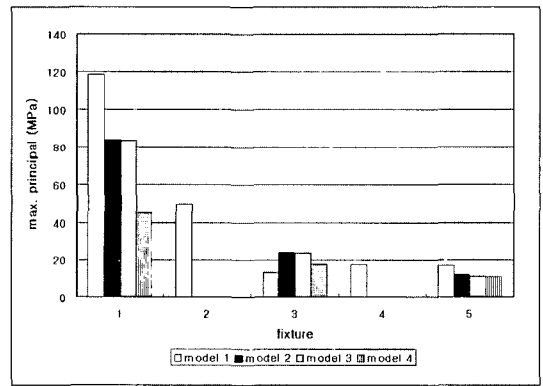


Fig. 12. Maximum principal stress on horizontal stress.

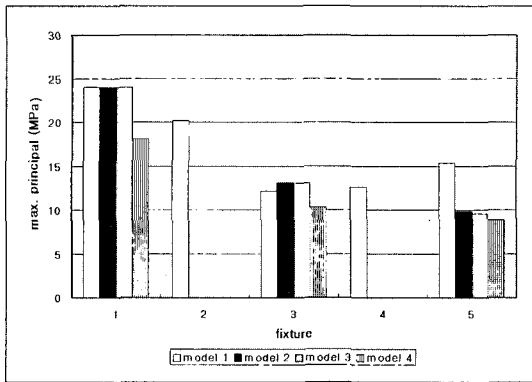


Fig. 13. Maximum principal stress on oblique stress.

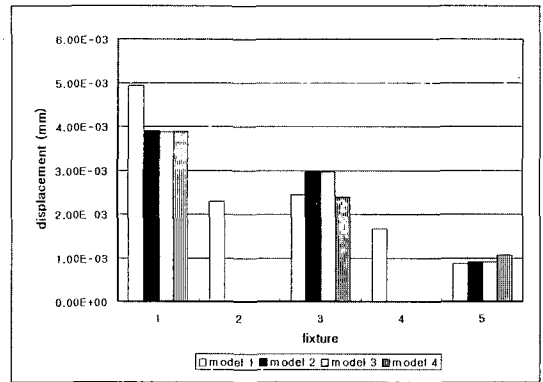


Fig. 14. Displacement of framework on vertical stress.

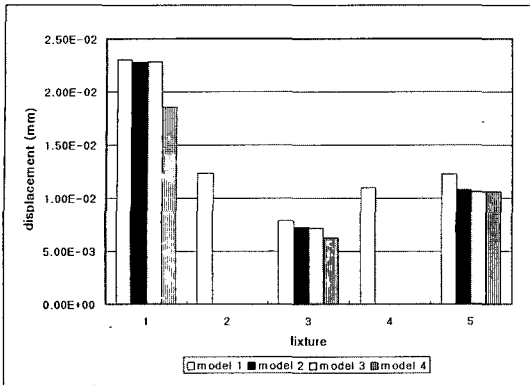


Fig. 15. Displacement of framework on horizontal stress.

IV. 총괄 및 고안

임플란트 식립수술후 골유착이 성공적으로 일어나기 위해서는 치유를 방해하는 외력이 최소화되어야 한다. 2회 수술법은 이러한 목적에 부합되는 방법이라고 할 수 있다. 그렇지만 임플란트 시술기간을 단축하고자 하는 노력으로 1회 수술법 및 즉시 수복 방법에 대한 관심이 증가되고 있다. 그렇지만 이러한 방법은 임플란트의 초기 치유에 방해가 되는 유해한 힘이 작용될 가능성을 더욱 높일 것이다. 따라서 임플란트 및 주변골에 가해지는 응력을 줄일 수 있을 때 이러한 치료의 성공가능성은 높아지게 된다.

Brånemark Novum® 방법은 하악의 완전무치악 수복에 단 3개의 임플란트만을 사용한다. 적은 임플란트 갯수로 안정된 기능을 발휘할 수 있는 보철물을 제작할 수 있다면 시술시간 및 경제적인 면 등에서 환자에게 큰 도움을 줄 수 있을 것이다. 그러나 임플란트의 갯수가 줄수록 생역학적인 면에서 불리해 짐은 피할 수 없는 사실이다. 따라서 지대주의 갯수는 최소화하되 생역학적으로 안정된 결과를 보인다면 가장 좋은 방법이라 할 수 있을 것이다.

그동안 4개 내지 6개의 표준형 임플란트를 이용하여 즉시수복에 성공한 임상결과가 발표되어 왔다.⁵⁻⁹⁾ 이는 기존의 임플란트 지지 고정성 보철물 형태로 즉시수복이 가능함을 보여주는 예라 할 수 있다. 따라서 본 연구에서는 기존의 방법과 Brånemark Novum® 방법을 비교함으로써 Brånemark Novum®

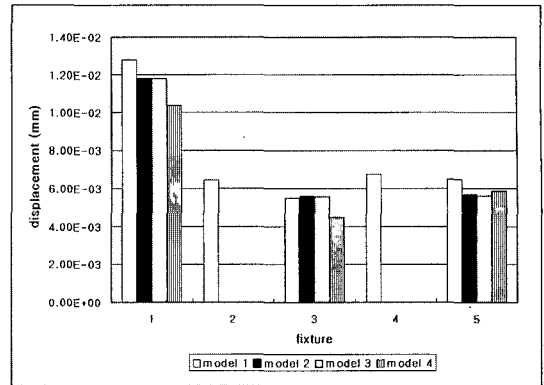


Fig. 16. Displacement of framework on oblique stress.

즉시수복방법의 생역학적인 타당성을 알아보하고자 하였다. 즉, 기존의 방법과 유사하거나 더 좋은 결과를 얻는다면 이 새로운 방법이 역학적인 면에서 즉시 보철수복 방법으로 타당하다고 가정하였다.

이 연구에서 고정체의 구성만을 달리한 모형1과 모형2의 결과를 비교해보면, 고정체와 하악골에 분포된 인장응력은 차이가 없음을 알 수 있었고, 압축응력은 하악골에서는 차이가 없으나 고정체에서는 모형2가 더 작은 값을 보임을 알 수 있었다. 이 결과는 단순히 고정체의 표면적만을 비교해 보았을 때와는 상반된 결과이다. 즉, 이번 실험에 사용된 모형에서의 골과 접하고있는 고정체의 표면적은 기존 모형인 모형 1에서 $173\text{mm}^2 \times 5 = 865\text{mm}^2$, 나머지 모형에서 $268\text{mm}^2 \times 3 = 804\text{mm}^2$ 이다. 단순히 표면적만을 비교해보면 기존 방식이 더 나은 결과를 보여야 하는데 오히려 Brånemark Novum® 방식의 구조가 더 낮은 응력을 보이고 있었다.

이는 Brånemark Novum® 방식의 구조에서 넓은 지름의 고정체를 사용한 결과라고 생각된다. 본 실험에서와 같은 하중레에서 가장 큰 응력은 힘이 주어진 지점에 가장 인접한 임플란트이다. 이는 Skalak이 수식으로 표현한 바 있다.²⁷⁾ 따라서 stress가 집중되는 부위인 최후방 임플란트만을 비교해 보았을 때 응력분산에 유리한 넓은 지름의 임플란트가 존재함으로써 응력을 감소시킬 수 있었던 것이다.

금속 골격의 재료를 달리한 모형 2와 모형3 사이에는 골격내에서의 응력 차이만 약간 날 뿐 고정체와 하악골에서의 차이는 없었다. 이와 같이 차이가

크지 않은 것은 제4형 금합금과 타이타늄 사이의 탄성계수의 차이가 크지 않았기 때문이다. 탄성계수가 약간 큰 타이타늄에서 약간 작은 응력을 보이고 있을 뿐이었다. 만약에 이 실험에서 금속구조물의 물성치 차이가 큰 재료를 사용하였다면 그 결과의 차이도 더 크게 나타났을 것이다. 이는 Benzing 등¹⁴⁾과 Sertgööz 등¹⁵⁾의 연구에서의 결과를 통해 알 수 있다. 이들 연구에서 탄성계수가 큰 Co-Cr 합금을 사용했을 때에 가장 작은 응력 분포를 보이고 있었고, 임플란트가 식립된 골에서도 그 차이가 나타남을 알 수 있다. 따라서 생역학적인 응력과 변위면에서 보면 상부구조물은 견고한 재료를 사용하는 것이 좋다고 할 수 있다.

금속골격의 형태에 관한점은 이 연구의 대상이 아니었다. Brunski는 그의 문헌고찰 논문에서 Brånemark Novum® 범은 I-beam 형태에 가까워서 더욱 견고한 구조를 가질 것이라고 언급하였다.²⁸⁾ 이 기술법의 골격 형태에 관한 점도 앞으로 더 연구가 진행되어야 할 것이다.

상부구조물 중 의치 부위의 재료를 달리한 모형3과 모형4 사이에는 큰 응력 차이를 보였다. 하악골에서의 차이는 없으나 골격부와 고정체에서의 차이는 분명하였다. 이는 도재와 레진의 큰 탄성계수 차이에서 기인한 것이다. 따라서 이 실험조건하에서는 도재를 의치부 재료로 사용하였을 때 더 나은 결과를 보여주고 있었다.

그러나 한가지 고려할 점은 이 실험에서 정적인 하중을 가했다는 것이다. Davis 등¹²⁾의 연구에 의하면 순간적인 충격이 가해졌을 때는 응력을 감소시키는 면에서 아크릴 레진이 더 유리하였고, 정적인 하중조건에서는 도재가 더 유리한 결과를 보였다고 보고한 바 있다. 또한 Skalak²⁷⁾은 충격 흡수능력을 고려하여 레진이 적당한 재료라고 추천한 바 있다. 따라서 증례에 따라 어떠한 하중조건이 더 중요한 고려사항이 되어야 하는지를 보아 의치부 재료 선정시 참고로 하여야 할 것이다.

본 실험조건하에서는 Brånemark Novum® 방법은 기존의 방법과 비교해 볼 때 응력과 변위면에서 나쁘지 않은 결과를 얻을 수 있었다. 이 결과는 Brånemark 등이 보고한 높은 성공률을 뒷받침해 주고 있으며 즉시수복시술의 성공을 위해서 견고한 상부구조물의 역할이 매우 중요함을 보여주고 있다.

그러나 이 실험에서는 주어진 변수에 대한 영향을 보기 위하여 Brånemark Novum® 모형의 일부분을 변경하여 기존 시술방식의 형태와 같도록 하였다. 따라서 본 실험에 사용된 모형과 실제 Brånemark Novum® 의 형태가 일치하지 않은 면이 있다. 임플란트의 형태 및 금속골격의 형태등이 그것이다. 향후 더욱 정확히 재현된 모형에서의 연구가 필요하리라 사료되고, 다양한 재료 및 시간함수 등의 적용도 필요하리라 사료된다.

V. 결 론

하악 완전무치악 수복시 고정체 구성 및 상부구조물의 재료변화에 따른 응력과 변위의 차이를 밝히고자 4가지 모형을 설계하고 3방향의 하중을 가하여 3차원 유한요소분석법을 이용하여 비교 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 하악골에 가해진 응력은 실험모형간에 차이가 없었다.
2. 5.0mm 고정체 3개를 사용한 모형에서 압축응력은 3.75mm 고정체 5개를 사용한 모형보다 작았고, 인장응력에는 차이가 없었다.
3. 탄성계수가 높은 재료의 상부 구조물에서 작은 응력값을 보였다.
4. Brånemark Novum® 즉시 임플란트 보철 수복방법은 본 실험조건하에서 효율적인 생역학적인 구조를 가지고 있었다.

참고문헌

1. Ericsson I, Randow K, Glantz P-O, Lindhe J, Nilner K. Clinical and radiographical features of submerged and non-submerged titanium implants. Clin Oral Impl Res 1994; 5:185-189.
2. Ericsson I, Randow K, Nilner K, Petersson A. Some clinical and radiographical features of submerged and non-submerged titanium implants. A 5-year follow-up study. Clin Oral Impl Res 1997; 8:422-426.
3. Becker W, Becker BE, Israelson H, et al. One-step surgical placement of Brånemark

- mark implants: a prospective clinical multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12:454-462.
4. Collaert B, deBruyn H. Comparison of Brånemark fixture integration and short-term survival using one-stage or two-stage surgery in completely and partially edentulous mandibles. *Clin Oral Impl Res* 1998; 9:131-135.
 5. Schnitman PA, Whörle PS, Rubenstein JE. Immediate fixed interim prostheses supported by two-stage threaded implants: methodology and results. *J Oral Implantol* 1990; 16:96-105.
 6. Schnitman PA, Whörle PS, Rubenstein JE, Silva JD, Want NH. Ten-year results for Brånemark implants loaded with fixed prostheses at fixture placement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12:495-503.
 7. Henry PJ, Rosenberg I. Single-stage surgery for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results. *Pract Periodont Aesthetic Dent* 1994; 6:1-9.
 8. Balshi TJ, Wolfinger GJ. Immediate loading of Brånemark implants in edentulous mandibles: a preliminary report. *Implant Dent* 1997; 6:83-88.
 9. Randow K, Ericsson I, Nilner K, Petersson A, Glantz P-O. Immediate functional loading of Brånemark dental implants. An 18-month study. *Clin Oral Impl Res* 1999; 10:8-15.
 10. Brånemark P-I, Engstrand P, Ohnell L-O, Gröndahl K, Nilsson P, Hagberg K, et al. Brånemark Novum: A new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Clin Implant Dent Rel Res* 1999; 1:2-16.
 11. Zarb GA, Jansson T. Prosthodontic procedures. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T (eds). *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985: 241-282.
 12. Davis DM, Zarb GA, Chao Y-L. Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part 1. The effect of varying the number of supporting abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3:197-201.
 13. Jarvis WC. Biomechanical Advantages of wide-diameter implants. *Compend Contin Educ Dent*. 1997; 18(7):687-694.
 14. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implantprosthodontic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10:188-198.
 15. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implantsupported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997; 10:19-27.
 16. Meijer HJA, Starman FJM, Bosman F, Steen WHA. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil* 1993; 20:147-157.
 17. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T (eds). *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985: 199-210.
 18. Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1988; 17:232-236.
 19. Jeong SM, Chung CH, Engelke W. Anatomical site classification for implant insertion: ASCI. *J Korean Acad Prosthodont* 2000; 38(3):321-327.
 20. Lee JM, Kim YS, Kim CW, Kim YH. 3-D FEA of three different single tooth abutments: cement-retained vs screw-re-

- tained. J Korean Acad Prosthodont 1999; 37(2):269-280.
21. Van Rossen, I.P. Stress-absorbing element in dental implants. J Prosthet Dent 1990;64:198-205.
22. Katona TR, Winkler MM. Stress analysis of a bulk-filled cV light-cured composite restoration. J Dent Res 1994;73(8):1470-1477.
23. Jang KS, Kim YS, Kim CW. Three dimensional finite element analysis on the minimum contact fraction of bone-implant interface. J Korean Acad Prosthodont 1997;35(4):627-640.
24. Haraldson T, Carlsson GE. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. Scand J Dent Res 1977; 85:200-208.
25. Jung TW, KimYS, Kim CW, Ling BC. A finite element analysis of implant-supported overdenture on the effect of anterior cantilever. J Korean Acad Prosthodont 1998; 36(1):1-12.
26. 유종덕. 치아형태학. 서울: 남영문화사, 1981.
27. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent 1983; 49:843-848.
28. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: Current status and future developments. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15(1):15-46.
29. Kim DW, Kim YS. A study on the osseointegrated prosthesis using three dimensional finite element method. J Korean Acad Prosthodont 1993;29:167-213.

Reprint request to:

Yung-Soo Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D., M.Sc.(O.S.U.)
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University
28-1, Yeongun-Dong, Chongno-Gu, Seoul, 110-749, Korea
Tel. 82-2-760-2662

사진부도 설명

- Fig. 1. Horizontal view of principal stress distribution on the bone in model 1 under vertical load.
- Fig. 2. Frontal sectional view of principal stress distribution on the implant in model 1 under vertical load.
- Fig. 3. Horizontal view of principal stress distribution on the bone in model 2 under vertical load.
- Fig. 4. Frontal sectional view of principal stress distribution on the implant in model 2 under vertical load.
- Fig. 5. Horizontal view of principal stress distribution on the bone in model 3 under vertical load.
- Fig. 6. Frontal sectional view of principal stress distribution on the implant in model 3 under vertical load.
- Fig. 7. Horizontal view of principal stress distribution on the bone in model 4 under vertical load.
- Fig. 8. Frontal sectional view of principal stress distribution on the implant in model 4 under vertical load.
- Fig. 9. Horizontal view of principal stress distribution on the bone in model 1 under horizontal load.
- Fig. 10. Frontal sectional view of principal stress distribution on the implant in model 1 under horizontal load.
- Fig. 11. Horizontal view of principal stress distribution on the bone in model 2 under horizontal load.
- Fig. 12. Frontal sectional view of principal stress distribution on the implant in model 2 under horizontal load.
- Fig. 13. Horizontal view of principal stress distribution on the bone in model 3 under horizontal load.
- Fig. 14. Frontal sectional view of principal stress distribution on the implant in model 3 under horizontal load.
- Fig. 15. Horizontal view of principal stress distribution on the bone in model 4 under horizontal load.
- Fig. 16. Frontal sectional view of principal stress distribution on the implant in model 4 under horizontal load.
- Fig. 17. Horizontal view of principal stress distribution on the bone in model 1 under oblique load.
- Fig. 18. Frontal sectional view of principal stress distribution on the implant in model 1 under oblique load.
- Fig. 19. Horizontal view of principal stress distribution on the bone in model 2 under oblique load.
- Fig. 20. Frontal sectional view of principal stress distribution on the implant in model 2 under oblique load.
- Fig. 21. Horizontal view of principal stress distribution on the bone in model 3 under oblique load.
- Fig. 22. Frontal sectional view of principal stress distribution on the implant in model 3 under oblique load.
- Fig. 23. Horizontal view of principal stress distribution on the bone in model 4 under oblique load.
- Fig. 24. Frontal sectional view of principal stress distribution on the implant in model 4 under oblique load.

사진부도 ①

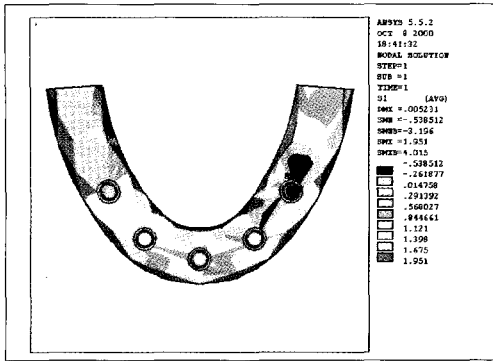


Fig. 1

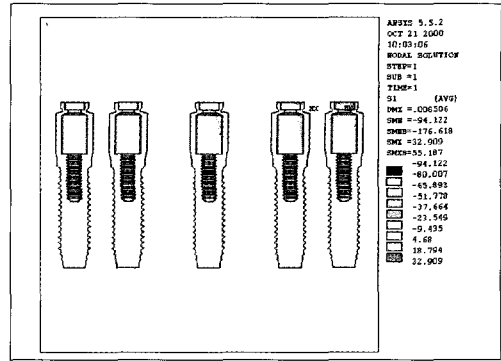


Fig. 2

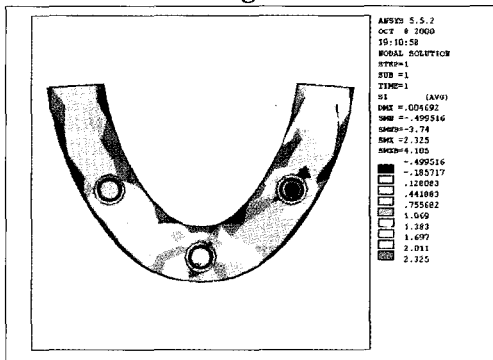


Fig. 3

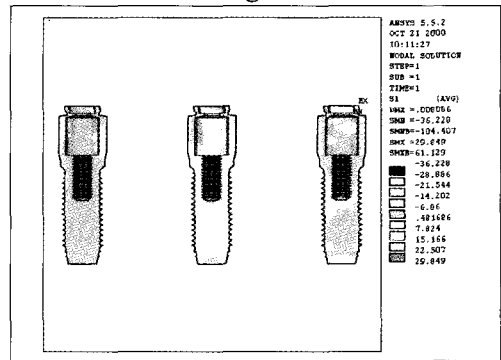


Fig. 4

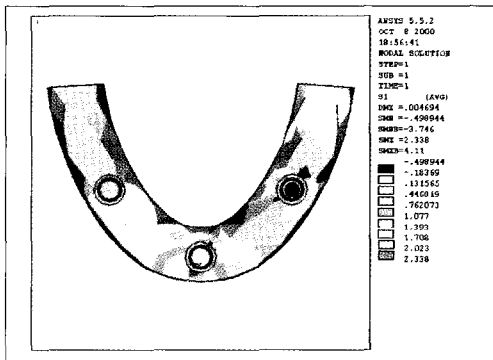


Fig. 5

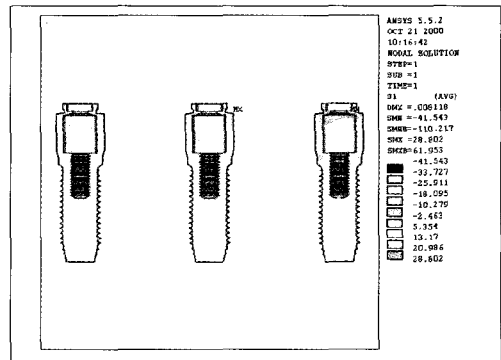


Fig. 6

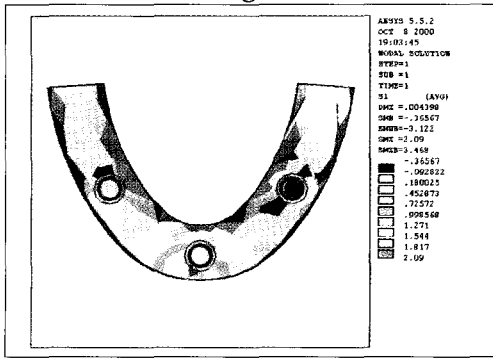


Fig. 7

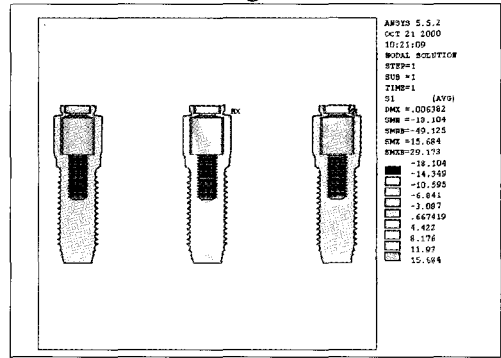


Fig. 8

사진부도 ②

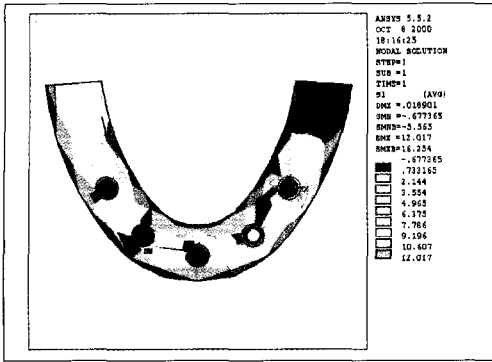


Fig. 9

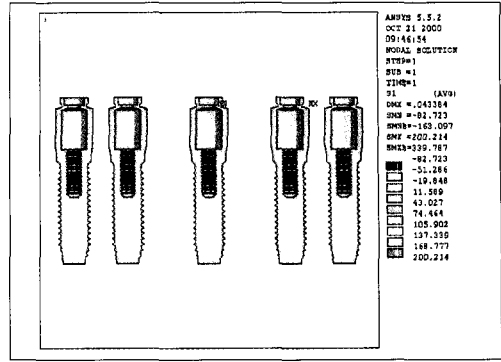


Fig. 10

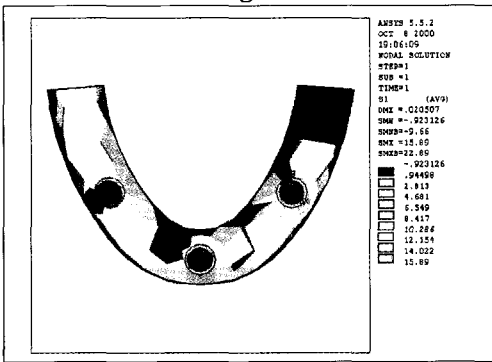


Fig. 11

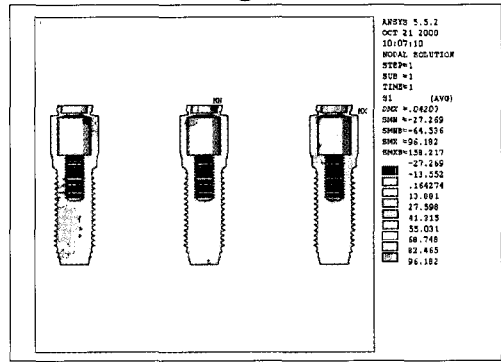


Fig. 12

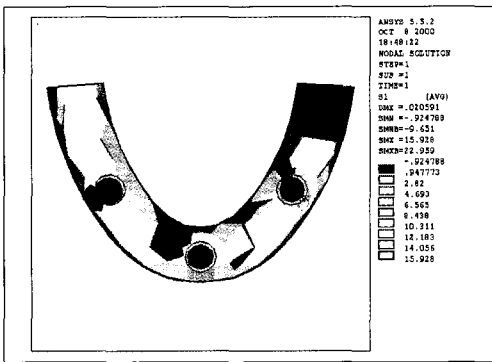


Fig. 13

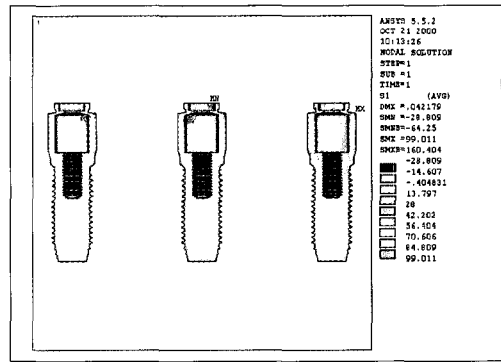


Fig. 14

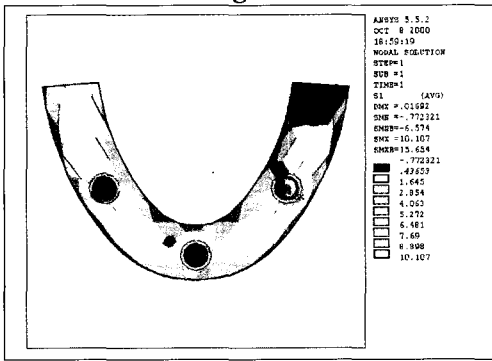


Fig. 15

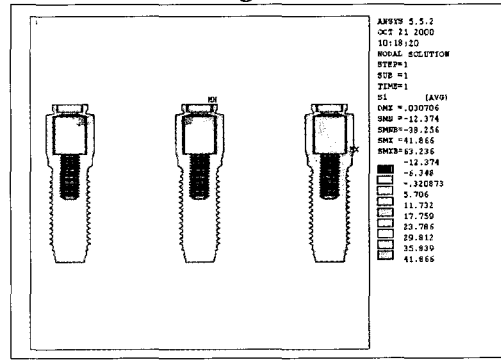


Fig. 16

사진부도 ③

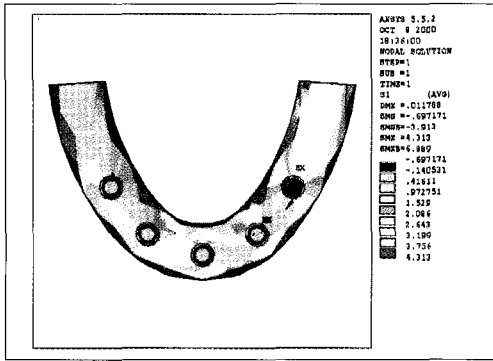


Fig. 17

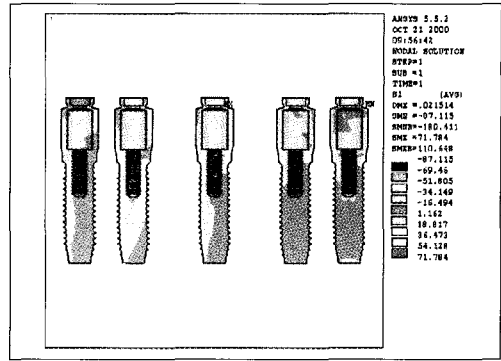


Fig. 18

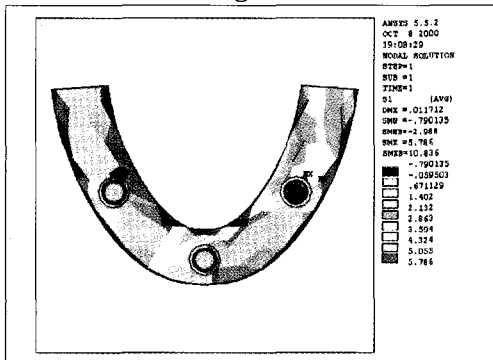


Fig. 19

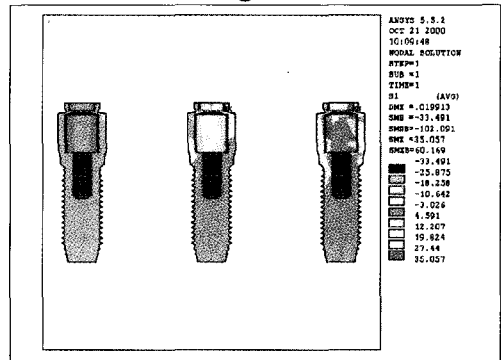


Fig. 20

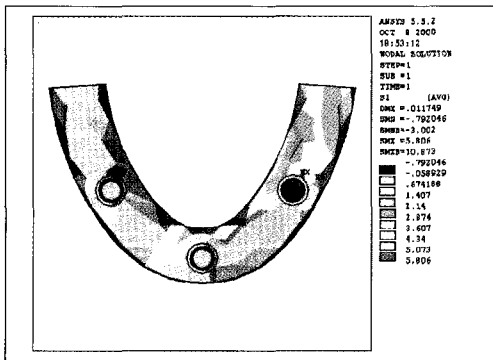


Fig. 21

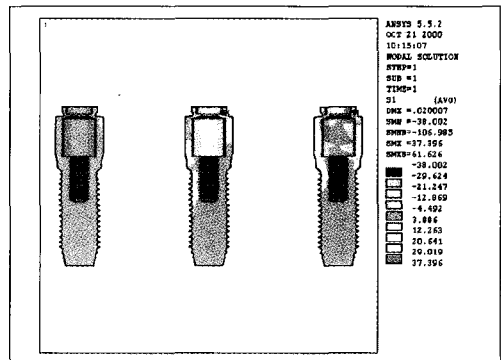


Fig. 22

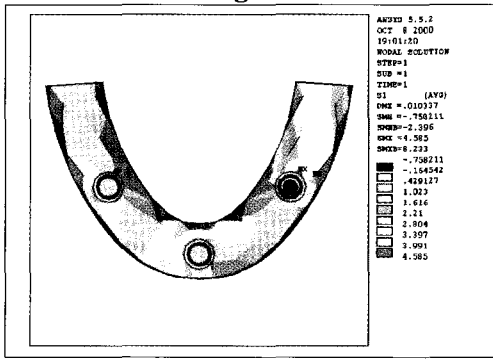


Fig. 23

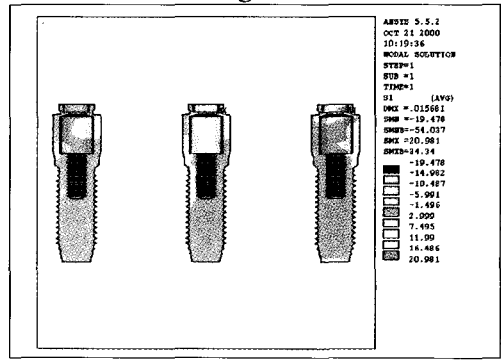


Fig. 24

ABSTRACT

THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS OF BRÅNEMARK NOVUM® IMMEDIATE IMPLANT PROSTHODONTIC PROTOCOL

Woo-Young Kim, D.D.S., Yung-Soo Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D., M.Sc.(O.S.U.)
Kyung-Soo Jang, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Chang-Whe Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University.

Since the treatment of edentulous patients with osseointegrated implant was first introduced more than 30 years ago, implant therapy has become one of the most important dental treatment modalities today. Based on the previous experience and knowledge, Brånemark Novum® protocol was introduced with the concept of simplifying surgical and prosthetic technique and reducing healing time recently. This protocol recommends the installation of three 5mm wide diameter fixtures in anterior mandible and the prefabricated titanium bars for superstructure fabrication.

This study was designed to analyze the stress distribution at fixture and superstructure area according to changes of fixture number, diameter and superstructure materials. Four 3-dimensional finite element models were fabricated.

Model 1 — 5 standard fixtures (13mm long and 3.75mm in diameter)
& superstructure consisted of type IV gold alloy and resin

Model 2 — 3 wide diameter fixtures (13mm long and 5.0mm in diameter)
& superstructure consisted of type IV gold alloy and resin

Model 3 — 3 wide diameter fixtures (13mm long and 5.0mm in diameter)
& superstructure consisted of titanium and resin

Model 4 — 3 wide diameter fixtures (13mm long and 5.0mm in diameter)
& superstructure consisted of titanium and porcelain

A 150N occlusal force was applied on the 1st molar of each model in 3 directions - vertical(90°), horizontal(0°) and oblique(120°). After analyzing the stresses and displacements, following results were obtained.

1. There were no significant difference in stress distribution among experimental models .
2. Model 2,3,4 showed less amount of compressive stress than that of model 1. However, tensile stress was similar.
3. Veneer material with a high modulus of elasticity demonstrated less stress accumulation in the superstructure.

Within the limits of this study, Brånemark Novum® protocol demonstrated comparable biomechanical properties to conventional protocol.

Key words : Brånemark Novum®, Osseointegrated implant, Finite element analysis, Immediate loading