

골유착 고정성 보철물 하에서 하중조건에 따른 삼차원 유한요소법적 분석

조선대학교 치과대학 보철학교실

양순익 · 정재현

1. 서론

Brånemark에 의해 소개, 연극되어온 골유착성 임플란트의 생체 적합성, 성공적인 임상 결과등이 계속 밝혀진 이후, 임플란트에 대한 관심과 임상적 사용이 증가되고 있으며, 최근에는 임플란트 술식이 구강 기능 회복을 위한 통상적인 치료술식으로 완전 무치악은 물론 자연치아와 연결된 유리단 최후방 지대치, 중간 지대치 및 단일 결손치 수복 등의 부분 무치악 증례에서도 광범위하게 적용되고 있다.^(7, 8, 9, 12, 18, 21, 38)

보철물이 성공적으로 유지되기 위해서는 기능 및 부기능시 발생하는 저작압을 생체의 지지 능력 한계내에서 잘 분산시킬 수 있도록 설계되어야 하는데 임플란트 보철에서도 이러한 생역학적 원칙은 똑같이 적용된다 할 수 있다.^(1, 2) 임플란트는 특수한 환경인 구강내에 식립되어 치아의 역할을 대신하여 정하중 및 동하중을 계속 복합적으로 받게 되므로 생역학과 관련하여 많은 문제점들이 발생될 수 있다. 이러한 문제점들은 임플란트와 치조골간의 결합의 파괴, 시멘트의 파괴, 고정나사의 이완 및 파절, 치조골의 소실등이며, 이들이 궁극적으로 임플란트의 실패를 야기하게 된다.^(7, 13, 30, 48) 따라서 Skalak⁽⁴⁸⁾은 골유착성 임플란트는 악골과 직접 결

합되어 있으므로, 기능시 초래되는 외력은 매식체를 통해 직접 악골에 전달되게 되며 이러한 외력을 치주인대에 의해 둘러싸여 있는 자연치아에서와 같이 완압시키지 못함으로써 많은 문제점들이 유발될 수 있다 하였고, 따라서 외력을 균등하게 분산시키기 위해서는 임플란트와 관련된 구조물들이 상대적으로 견고해야 하며, 기하학적인 임플란트 배열 및 설계가 중요하게 고려되어야 한다고 강조하였다. Rieger등^(43, 44)은 골유착성 임플란트의 장기적 및 생역학적 성공을 위해서는 파괴 응력이 지지골에 전달되지 않도록 보철물에 가해진 응력을 넓게 분산시킬 수 있도록 디자인된 임플란트가 필수적이거나, 아직 교합력에 의해 야기되는 임플란트와 주위 조직에 발생하는 응력 분석에 관하여 명확한 규명은 부족하다 하였다.

교합력은 보철물과 임플란트를 통해 최종적으로 악골에 전달되므로 고정체의 배열이나 보철물의 기하학적인 양상, 교합요소 등에 따라 동일한 교합력 하에서도 매우 다른 응력과 왜력을 나타낸다.^(4, 22, 25, 25) 수평력과 수직력을 갖는 저작력은 주로 수직력에 의해 유도되지만 하악의 수평운동과 치아 교두의 경사에 의해 수평력이 발생하므로, 수직력 또는 수평력 하에서 고정체의 수와 배열에 따라 어느 정도의 교합력이 각고정체에 가해지는지 아는것이

중요하고 이러한 목적을 달성하기 위해 고정체 배열의 기하학적 양상뿐 아니라 상부 보철물의 강성(stiffness)을 포함한 각 요소들의 기계적인 특성과 역학적인 고려가 필요하다.^(9, 41) 특히 전부무치악인 경우 해부학적인 제약으로 말미암아 전체 악궁에 이상적으로 임플란트를 분포시켜 식립하는 것이 어렵기 때문에 캔틸레버 연장 형태의 설계가 필요하며, 이 경우 생체 역학적인 면을 특히 중요시하여 보철물을 설계하여야 한다.^(10, 12, 38, 42, 48)

기능, 심미, 발음 등을 만족하도록 회복시킨 보철물이라 할지라도 치조제가 계속하여 흡수되면 시간이 지날수록 많은 문제점을 야기하게 된다. 실제 임상에서 하악 치조제가 심하게 흡수되어 만족할 만한 유지 및 안정성을 얻기 어려운 경우를 많이 볼 수 있으며 이런 경우 통상의 의치대신에 임플란트를 이용할 수 있는데, 전부 무치악 회복을 위한 이용 가능한 임플란트 보철 치료중 가장 일반적이며 전통적인 술식은 저작력을 개개의 임플란트 고정체에 넓게 분산 시킬수 있는 골유착 고정성 보철(bone anchored fixed bridge)의 경우로서 전치부에 4-6개의 고정체를 식립하고 이를 이용하여 고정성 보철물을 제작하는 방법이다.⁽⁴⁸⁾

전부 무치악의 경우에는 해부학적인 제한으로 말미암아 전체 악궁에 이상적으로 임플란트를 분포시켜 식립하는 것이 어렵기 때문에 캔틸레버 연장 형태가 필요하다. 보편적으로 후방 캔틸레버의 양을 하악에서는 최대 20mm, 상악에서는 최대 10mm까지 허용하고 있으나 이는 그 환자의 골질, 식립한 임플란트 고정체의 숫자, 길이 및 배열 상태, 가해지는 교합력의 형태, 상부 보철물의 수복재료, 보철물의 적합성 등에 따라 큰 차이를 나타낼 수 있다고 하였다.^(8, 10, 42, 48)

보철물이 실패하지 않으려면 생체의 하중 지지능력 한계내에서 기능을 하도록 설계하는 것이 중요

하며 이는 임플란트 보철물에서도 똑같이 적용된다. 즉 임플란트에 연결되는 보철물의 설계, 매식체의 위치, 악궁의 형태가 매우 중요하게 작용하고 있다. 그러나 현재까지 일반적 기준은 제시되어 있지만 다양한 임상적 사례에 합리적으로 적용할 수 있는 정확한 기준이 설정되어 있지 않고 단지 매식체에 가해지는 외력과 모멘트의 상호작용, 매식체 길이 및 형태, 악골의 치밀도 및 고경에 따른 몇몇 보고가 있었다.^(1, 2, 3, 4, 10, 11, 16, 43)

일반적으로 보철물 또는 수복물에 대한 생체역학적인 연구는 구강내에서 직접 시행하기가 어렵기 때문에 공학적 개념을 응용한 실험적인 연구가 많이 이용되어 왔다. 그중 유한 요소법은 컴퓨터의 발달과 함께 구조 역학의 분야에서 널리 실용화되어 온 것으로 연속체를 유한개의 요소의 집합체로 생각하고 개개 요소의 현상을 계산하고 이것을 연속시켜 전체의 현상을 구하는 수치적 해석 방법으로서 내부 응력의 정확한 계측과 변위 계측이 가능하며 타 방법에 비하여 생체와 근사한 조건의 모형을 만들수 있으며 복합체를 구성하는 각 요소의 재료 정수를 실물과 일치시킬 수 있는 장점을 가지고 있어 치과 영역에서도 이 유한 요소법을 사용하여 보철물과 주위 조직의 응력과 변위, 열전도에 관한 연구가 최근 다수 보고된 바 있다.^(2, 3, 6)

따라서 본 연구에서는 하악 무치악의 골 조직에 유착된 치근형 매식체를 4개 또는 6개 식립하여 고정성으로 보철 수복을 하는 경우, 이 등⁽⁴⁾의 연구에서 수직하중에 따른 변위 및 응력의 양상을 이미 살펴본 바 있으므로 이어서 전방 및 후방 보철물에 경사하중 및 좌, 우의 캔틸레버 해당부위에 수직 분포하중에 따른 응력 및 변위를 규명코저, 삼차원 유한 요소법을 이용하여 비교분석한 결과 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하고자 한다.

II. 연구재료 및 방법

유한 요소법은 그 기본적 원리가 수학적 계산인 수리적 방법으로서 적절한 조건 설정과 정확한 계산 과정이 이루어진다면 실험자가 의도하는 실험 내용이 실험과 관련없는 외적요인에 영향 받지 않으면서 온전히 진행될 수 있는 장점이 있다. 그 외에도 실험 대상물이 매우 복잡한 기하학적 구조나 다양한 재료 종류의 재료들로 이루어졌어도 그 조건들을 실험조건에 포함시킬 수 있고, 실험 대상물의 전체영역에 대한 응력의 분포를 알 수 있을 뿐 아니라, 3차원 내에서 응력의 방향과 크기까지 알 수 있으며, 응력 발생 후 변위된 상태와 변위되기 전에 초기 상태를 비교해 볼 수 있는 장점이 있다. 또한 컴퓨터를 이용하여 생체와 가장 근사한 조건을 갖는 모형의 제작이 가능하여 근래 이 방법을 이용한 의학 논문들이 다고되고 있다.^(2, 6, 10, 15, 16, 44, 52) 또한 Davis등⁽²³⁾ Williams등은⁽⁵²⁾ 유한요소 분석법은 응력의 형태를 예측하는데 유용한 시스템으로 임상적 실패의 가능성을 감소시킬 수 있는 보철 설계를 위해 이용될 수 있다 하였다.

따라서 본 연구에서는 이러한 장점이 있는 삼차원 유한요소법을 이용하여 무치악 하악의 경우에 골유착성 임플란트 보철 수복시 매식체의 수와 하중 조건에 따른 변위 및 응력을 동시에 규명코자 하였다.

1. 연구재료

본 연구에서는 먼저 실제 인골인 무치 하악골을 선택하여 이를 기초로 하여 표준 악궁 형태를 결정하였다(Fig. 1). 또한 하악골을 가능한 모방하기 위해 내측은 해면골, 외측은 치밀골로 나누어 설계하였고 치밀골은 균일하게 3mm인것으로 가정하였으며, 하악골 고경(25mm) 및 폭경(13mm)은 실제 사체의

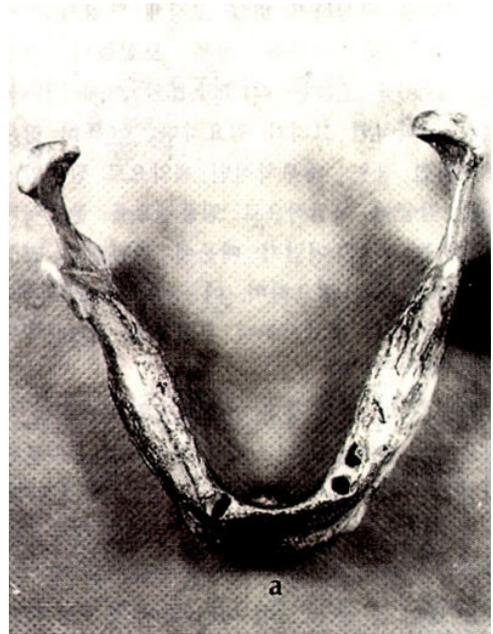


Fig. 1. Photograph of dried human mandible.

건조된 무치악을 이용, 측정하여 정상 범주 안에서 설정하였다.

또한 매식체는 직경 4mm, 길이 13mm의 8각형으로 도안된 임플란트를 무치악에 식립한 형태로 설계하였으며 임플란트는 하악골에 상대적인 운동없이 직접 결합된 상태로 가정하였다.

각 형태의 악궁에 매식체를 식립시, Skalak모형⁽⁴⁸⁾에 근거하여 직경 22mm의 원호에서 112.5도 내에 동일한 간격으로 4개를 식립한 경우와 6개를 식립한 경우로 하였다(Fig. 2). 이러한 형태는 하악골에서 이공 사이에 4-6개 매식체를 위치 시키는 것과 상응한다. 보철물의 기본 구조는 Brånemark이 추천하는 기본 원리를 따랐으며⁽¹¹⁾ 그 설계에 사용된 재료는 미국 치과의사협회(A.D.A)가 추천한 제3형 금합금으로 가정했고⁽⁴³⁾ 그 위는 의치용 레진인 것으로 설계하였다. 금속부위는 폭5mm, 높이3.5mm, 레진부위는 폭5mm, 높이7.5mm인 것으로 가능한 실제와 유사하게 설계하였다. 상부 보철물과 매식체의

연결은 나사를 이용하지 않고, 연결된 단일 구조물인 것으로 설계하였고, 상부 보철물도 구조물 내부의 응력 변위 관찰 및 하중 전달 기능 수행만을 위해 단순화 하였다(Fig. 3).

일반적으로 점막은 복잡한 점탄성체여서 유한요소 모형에서 재현시키기 복잡하고 변형의 해석이나 하중량의 변화에 별 영향을 미치지 않을것으로 사료되어 생략하였다.

2. 연구방법

3차원 유한요소 분석을 위해 제작된 표준 모형을 통법에 따라 사변형 요소 및 절점으로 분할하였고,

각 구성 성분의 물리적 성질인 탄성율(modulus of elasticity) 및 포화송비(Poisson's ratio)는 선현들의 보고^(2, 11, 32)에 의해 설정하여 Table 1과 같이 대입시켰으며, 외력에 의해 발생하는 모형의 응력과 변위를 해석하기 위해 하중시 하악의 고정부위로선 생체와 비슷한 조건을 재현해 낼 목적으로 교근, 내츠킨돌근 등의 하악폐구근이 부착되는 ramus와 하악각 부위에 해당되는 부위를 고정시키기 위해서 Fig. 2에서 보는 바와 같이 유한요소 모형의 후방부의 절점들을 고정점으로 정하였다.

하중 조건으로는 10kg의 크기로서 순측에서 설측 방향으로 45도 대각선 집중하중이 보철물의 전방

Table. 1. Mechanical properties of materials

Material	modulus of elasticity (Kg/cm ²)	Poisson's ratio
compact bone	1.4E + 05	0.32
cancellous bone	1.4E + 04	0.30
implant(titanium)	1.05E + 06	0.30
gold(ADA type III)	6.6E + 06	0.33
resin	2.4E + 03	0.35

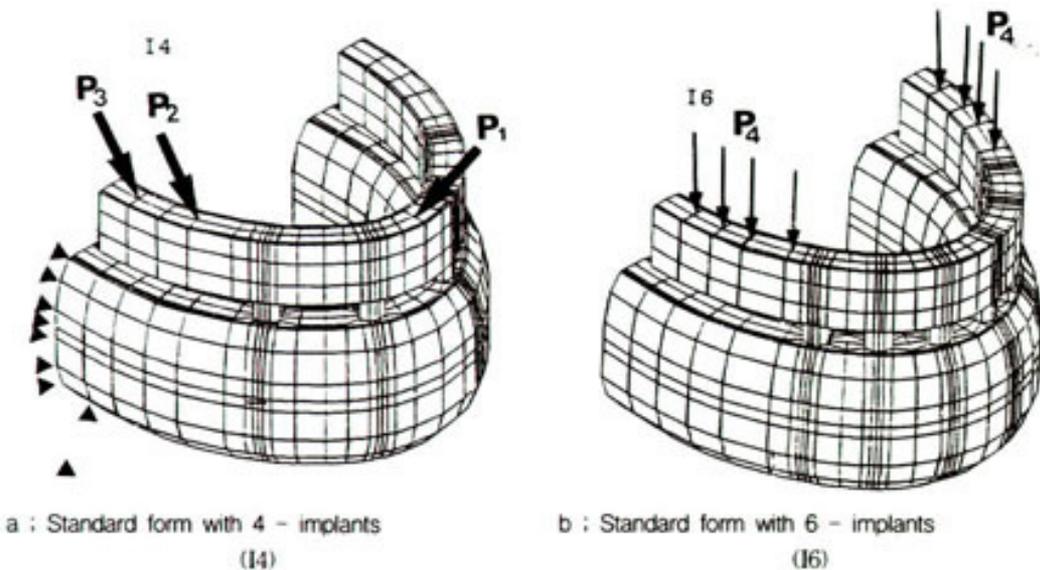


Fig. 2. Finite element modeling for mandible and osseointegrated prosthesis.

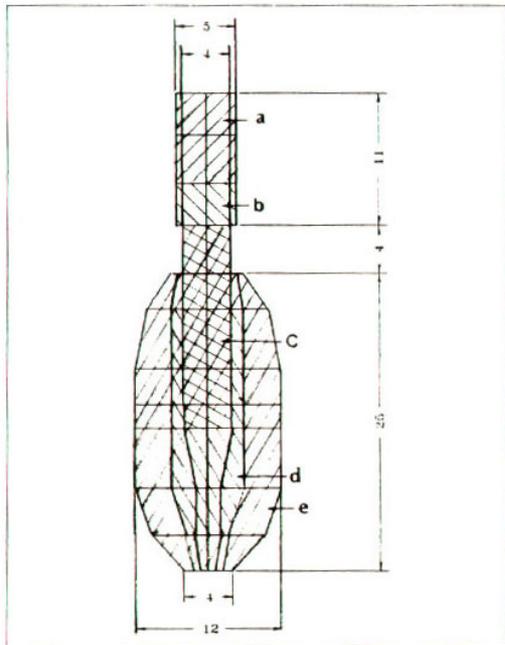


Fig. 3. Bucco-lingual section of implant site in finite element model a, resin b, gold alloy c, implaaant, can-cellous bone e, compact bone.

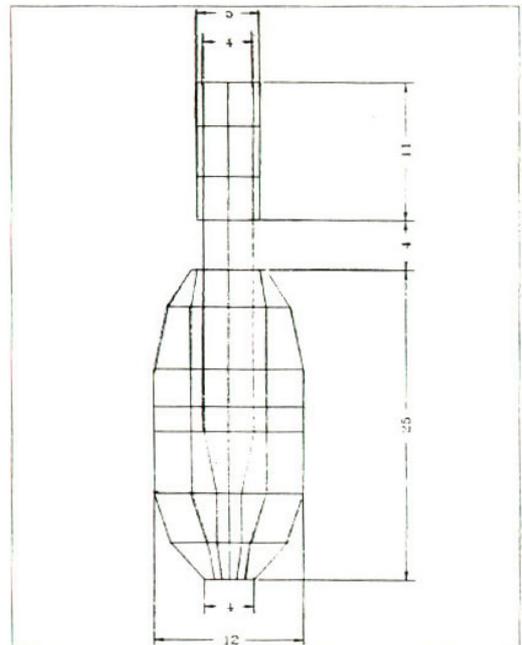


Fig. 4. Dimension of implant site in finite element model.

정중부 일집에 가해진 경우(P1), 20kg의 크기로서 협측에서 설측 방향으로 45도 대각선 집중하중이 캔틸레버 연장부의 10mm에 가해진 경우(P2) 및 20mm에 가해진 경우(P3)로 하였으며, 양측 구치부의 캔틸레버 연장부위에 20kg씩의 균일 분포하중을 수직으로 가한 경우(P4)로 하였다(Fig. 2).

이상과 같은 조건하에서 3차원 구조물의 설계 및 응력 분석을 위한 컴퓨터 프로그램은 ABAQUS (Version 5.2, Hibbitt, Karlsson and Sorensen, INC.)를 사용하였고 element type은 육면체 요소 (8-node linear brick)이고 사용한 컴퓨터는 Sun-SP ARC-Workstation 이었다.

각 구조물 내부에 발생된 최대주응력을 전체적으로 비교, 파악하기 위해 응력의 크기에 따라 색상으로 구분하여 도면에 표시하였으며, 전체 변위로서

Z축 방향의 변위를 역시 색상으로 도식화하였다.

III. 연구 성적

1. 전방 정중부에 10kg의 순측 45° 경사하중이 작용(P1)하는 경우(Fig. 5, 6)

먼저 4개의 임플란트를 심은 경우를 보면 Fig. 5-a에서 보는바와 같이 강성이 가장 큰 금속상에서 가장 큰 응력이 발생되는 것을 볼 수 있으며, Fig. 5-c에서 보는 바와 같이 최대 2.23kg/mm²의 응력이 금속상의 정중부 설측부에서 발생된 것을 볼 수 있다. Fig. 5-d에 의하면 하악골의 중앙 설측 상부에

전방 임플란트 간을 연결하는 인장응력의 띠가 생기는 것을 볼 수 있고, 후방 임플란트의 설측 하악골 상부에 인장응력이 집중되어 있음을 볼 수 있다. Fig. 5-e에서 4개 임플란트에 작용되고 있는 응력을 검토해 보면, 2개의 전방 임플란트 순측 상부에 약 0.30-0.48kg/mm²의 인장응력이 크게 분포 됨을 볼 수 있으며, 후방 임플란트에서는 협측상부와 임플란트 고정체의 중간부에 인장응력이 나타남을 볼 수 있었다.

한편 6개 임플란트를 심은 경우에는 Fig. 6-a에서 보는 바와 같이 4개의 임플란트를 심은 경우처럼 금속상에 가장 큰 응력이 발생되며 Fig. 6-c에서 보는 것처럼 2.20kg/mm²의 최대 인장력이 금속상의 정중부 설측 하방부에 발생됨을 볼 수 있다. 또한 하악골에 분포 되는 응력을 살펴보면, Fig. 6-d에서 보는 것처럼 전방 임플란트의 설측 상부를 연결하는 인장응력의 띠가 응력의 크기는 다르지만 4개 임플란트를 심은 경우와 마찬가지로 형성되어 있으며, 중간 임플란트의 치경부에서는 근심 방향에 인장응력이 형성되어 있고, 최후방 임플란트 치경부에는 설측에 인장응력이 형성되어 있는 것을 볼 수 있다. Fig. 6-e에서 보는 것처럼 6개의 임플란트에 작용하는 응력을 보면 전방 임플란트의 경우는 순측 상부에 0.30-0.44kg/mm²의 인장응력이 형성되어 있고 중간 임플란트의 경우는 원심 방향으로 상부에 전방 임플란트와 비슷한 정도의 인장응력이 형성되어 있으며 최 후방 임플란트에는 앞서 살펴본 4개 임플란트 매식의 경우의 후방 임플란트에 걸리는 응력과 유사한 응력 분포를 나타내나 크기는 적은 상태였다.

전반적으로 전방 정중부 하중에 의한 응력 분포는 4개 임플란트의 경우보다 6개의 경우가 응력 크기가 적은 값을 보이고 있으며 변위는 두 경우 모두 하중 작용점인 전치부 정중부가 설측하방으로 변형

됨을 보이고 있으며, 4개 임플란트의 경우가 정중부 임플란트 간의 간격이 더 크기때문에 약간 더 큰 최대 변위값을 보이고 있다(Fig. 5-f, 6-f)

2. 후방 임플란트로부터 20mm 떨어진 캔틸레버 위치에 20kg의 설측 45° 경사하중이 작용(P2)하는 경우(Fig. 7, 8)

4개의 임플란트가 심어져 있는 경우 Fig. 7-a, c에서 보는 바와 같이 맨 후방 임플란트 상부 금속상에 최대 주응력 23.44kg/mm²가 작용됨을 볼 수 있으며, 하악골에는 Fig. 7-d에서 보는 바와 같이 임플란트 치경부 주위에 1.98kg/mm²의 인장응력이 발생됨을 볼 수 있고, 임플란트에는 Fig. 7-e에서 보는 것처럼 맨 후방 위치의 임플란트에 원심방향의 굽힘 하중에 의해 7.54kg/mm²의 인장응력이 발생되고 있다. 각 부에 작용하는 응력들은 상당히 큰 값들이며 특히 금속상에 작용하는 응력은 gold의 경우라면 항복응력을 넘는 응력의 크기일 것으로 추정된다. 한편, 6개의 임플란트가 심어져 있는 경우는 Fig. 8-a, c에서 보는 바와 같이 역시 맨후방 임플란트의 상부 금속상에 최대 24.58kg/mm²의 최대 인장응력이 발생되는 것을 볼 수 있으며, 그 부위 하악골의 경우에는 Fig. 8-d에서 보는 바와 같이 1.61kg/mm²의 인장응력이 맨후방 임플란트의 치경부 위 하악골 설측에 작용되는 것을 볼 수 있으며, 임플란트에서는 Fig. 8-e에서와 같이 맨후방 임플란트 상부에 7.31kg/mm²의 인장응력이 걸리고 중간 및 전방부 임플란트에게까지 응력이 분산되어 걸리는 것을 볼 수 있다. 이상과 같은 결과는 전방 정중부에 하중이 가해질 때와는 달리 후방부 캔틸레버에 하중이 가해지는 경우에는 6개의 임플란트 경우의 작용 응력이 약간 크게 나타나며 응력의 최대 위치도 약간 차이가 남을 볼 수 있다.

변위를 살펴보면 Fig. 7-f, 8-f에서 보는 바와 같이 4개의 임플란트 경우엔 후방 자유단 최대 처짐량이 0.221mm, 6개의 임플란트 경우엔 0.217mm로 근사한 차이를 보이고 있다.

3. 후방 임플란트로부터 10mm 떨어진 캔틸레버 위치에 20kg의 설측 45° 경사하중이 작용(P3)하는 경우(Fig. 9, 10)

4개 임플란트 경우엔 10mm 떨어진 캔틸레버 위치에 하중이 가해진 앞서의 경우와 유사하나 하중 작용위치가 전자의 경우보다 후방 쪽에 있기 때문에 최대하중의 작용 위치는 Fig. 9-a, c에서 보는 것처럼 맨후방 임플란트 상부의 금속상의 협측 모서리에 11.74kg/mm²의 인장응력이 작용하고 있음을 보이나, 전자의 경우와는 달리 전방 임플란트 위치의 금속상 협측 하부에도 이와 유사한 인장응력이 발생됨을 볼 수 있다. 하악골에는 Fig. 9-d에서 보는 바와 같이 최 후방 임플란트의 원심부 쪽으로 1.24 kg/mm²의 인장응력이 발생되고 있으며, 임플란트의 경우에는 Fig. 9-e에 보는 바와 같이 맨 후방 임플란트보다 전방 임플란트의 협측 상부에 4.28kg/mm²의 인장응력이 발생됨을 볼 수 있다.

6개의 임플란트의 경우도 위에 언급된 4개의 임플란트 경우와 유사하게 최대 응력은 Fig. 10-a, c에서 볼 수 있듯이 금속상에서 발생되고 있으며, 최 후방 임플란트의 상부 협측 모서리에 12.52kg/mm²의 최대 인장응력이 발생되고, 4개의 임플란트의 경우와 마찬가지로 중간 임플란트 위치의 협측 하부 모서리에서 유사한 크기의 인장응력이 발생됨을 볼 수 있다. 하악골에 발생하는 응력은 Fig. 10-d에서 보는 바와 같이 최후방 임플란트의 치경부 상부의 원심 후방 방향으로 1.07kg/mm²의 인장응력이 발생되고 있으며 임플란트에 작용하는 응력은 Fig. 10-

e에서 보는 바와 같이 4개 임플란트 경우와 유사하게 중간 위치 임플란트의 상부협측에서 최대 인장응력이 발생되고 있음을 보여주고 있고 그 크기는 4.49kg/mm²정도였다.

한편 변위는 Fig. 9-f, 10-f에서 보는 바와 같이 4개의 임플란트의 경우나 6개의 임플란트의 경우 모두 설측 하방의 처짐변형을 보이며 최대 처짐량은 자유단에서 4개의 경우 0.122mm, 6개의 경우 0.121mm로 나타나 있다.

4. 양측 캔틸레버 연장부위에 20kg씩의 연직 분포 하중이 작용(P4)하는 경우(Fig. 11, 12)

4개의 임플란트의 경우 Fig. 11-a, c에서 보는 바와 같이 최대 인장응력이 역시 최후방 임플란트 상부의 금속상에 최대 9.62kg/mm²의 크기로 작용하고 있으며 하악골에는 Fig. 11-d에서와 같이 최후방 임플란트 치경부 상부에서는 협측과 설측으로 인장응력이 1.12kg/mm²작용됨을 볼 수 있다. 또 임플란트에는 Fig. 11-e에서 보는 바와 같이 최후방 임플란트는 원심방향의 굽힘작용에 의한 굽힘 인장응력이 임플란트 상부에 3.71kg/mm²크기로 나타나며, 전방 임플란트의 경우에도 순측 상부에 유사한 크기의 인장응력이 발생됨을 보이고 있다.

6개의 임플란트의 경우도 이와 유사하게 Fig. 12-a, c와 같이 최대 인장응력이 최후방 임플란트 상부 금속상에 9.58kg/mm²의 크기로 발생되며, 하악골에는 Fig. 12-d와 같이 최후방 임플란트 치경부 상부에 협측 및 설측으로 0.80kg/mm²의 인장응력이 발생되며, 중간 및 전방 임플란트 치경부 상부에서는 순, 협측에 인장응력이 나타나나 4개의 임플란트의 경우보다는 잘 분산되어 크기가 감소되어 나타남을 볼 수 있다. 또 임플란트에는 Fig. 12-e에서

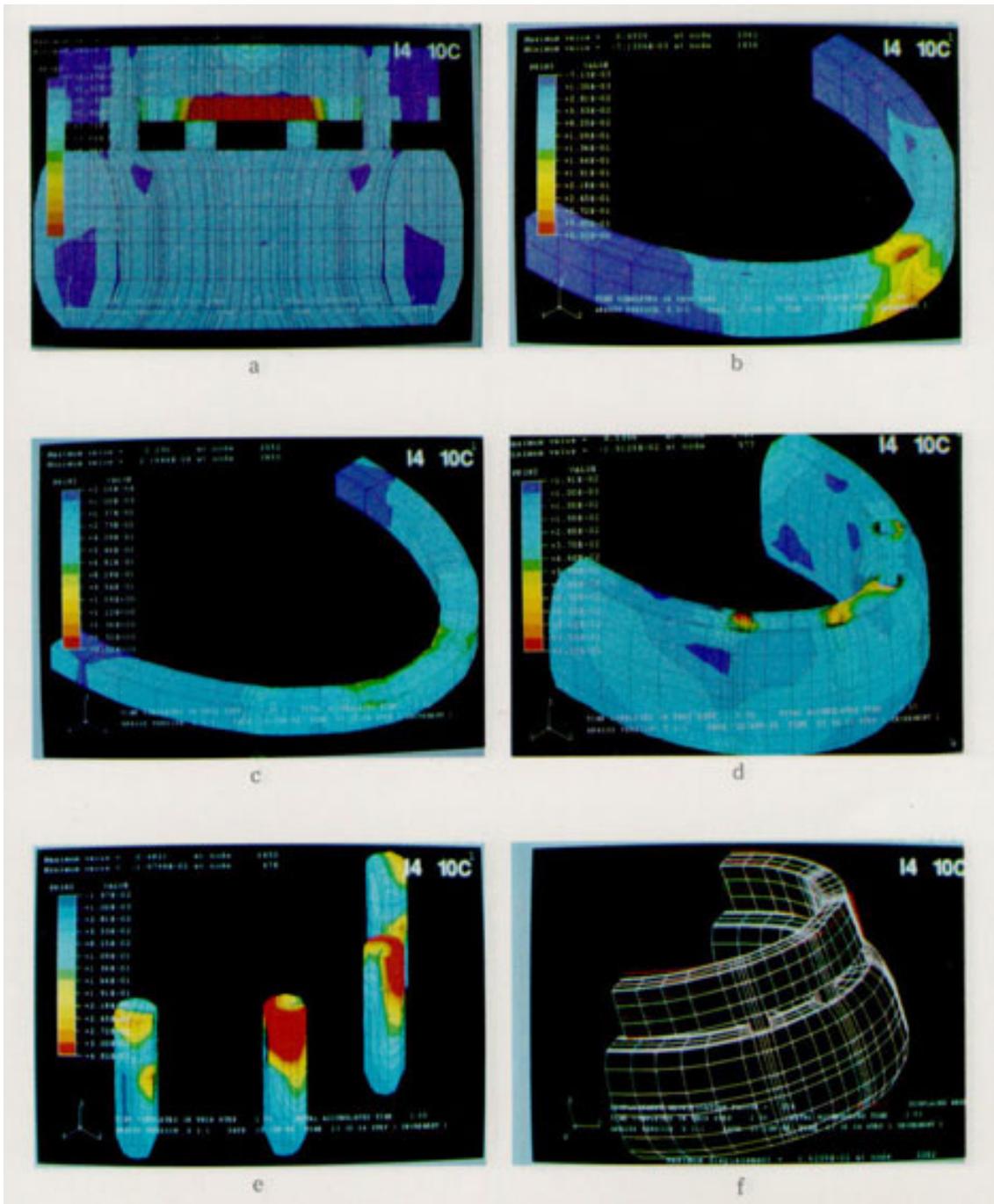


Fig. 5. Distribution of the maximum principal stress and the displacement on prosthesis, implants and mandible under 10kg diagonal load at the center of prosthesis in case of 4-implants(14, 10C).

- a. stress pattern on overalls
- b. stress pattern on resin overlay
- c. stress pattern on gold alloy
- d. stress pattern on compact bone
- e. stress pattern on implants
- f. displacement on overalls

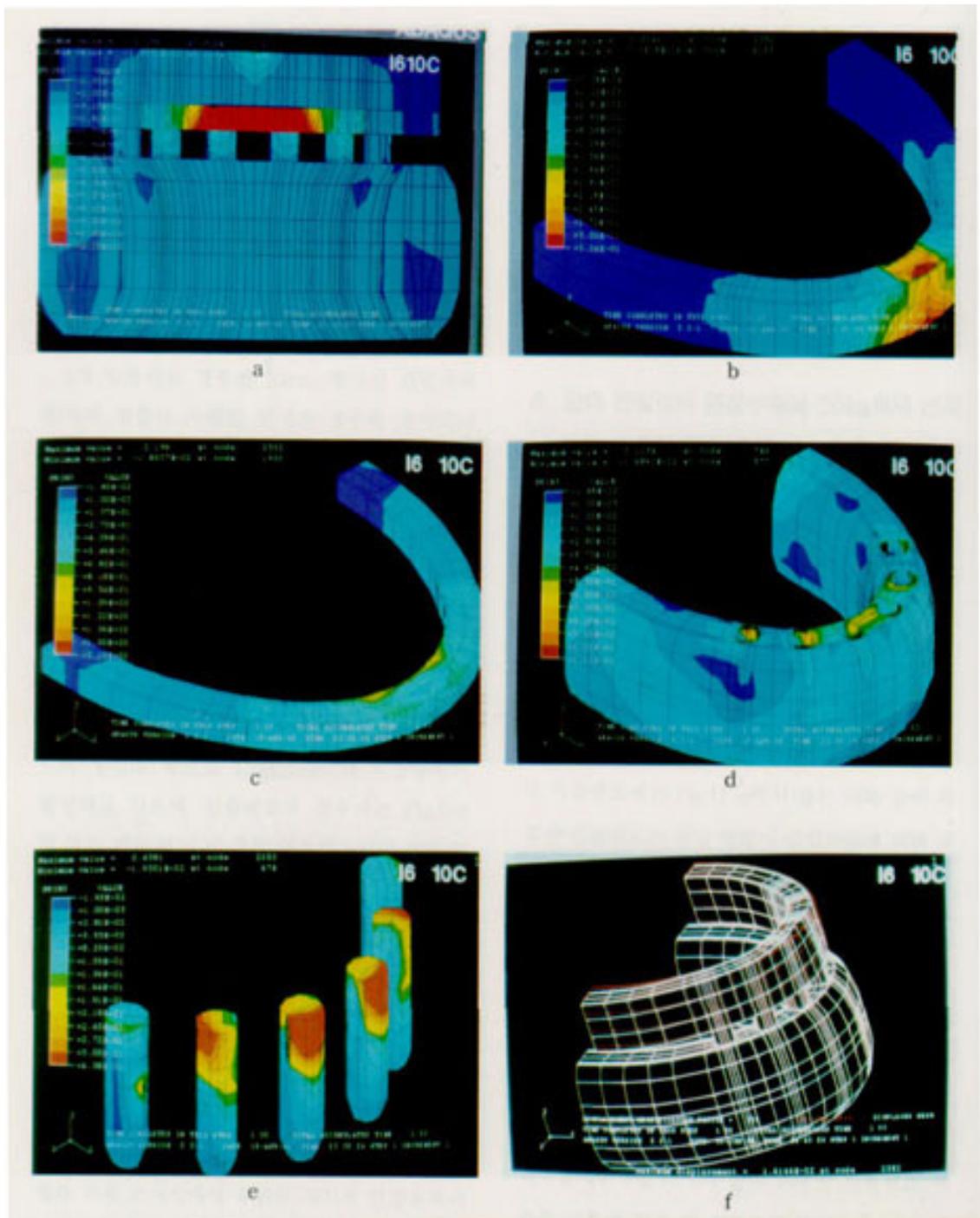


Fig. 6. Distribution of the maximum principal stress and the displacement on prosthesis, implants and mandible under 10kg diagonal load and the center of prosthesis in case of 6-implants(16, 10C).
 a. stress pattern on overall
 b. stress pattern on resin overlay
 c. stress pattern on gold alloy
 d. stress pattern on compact bone
 e. stress pattern on implants
 f. displacement on overall

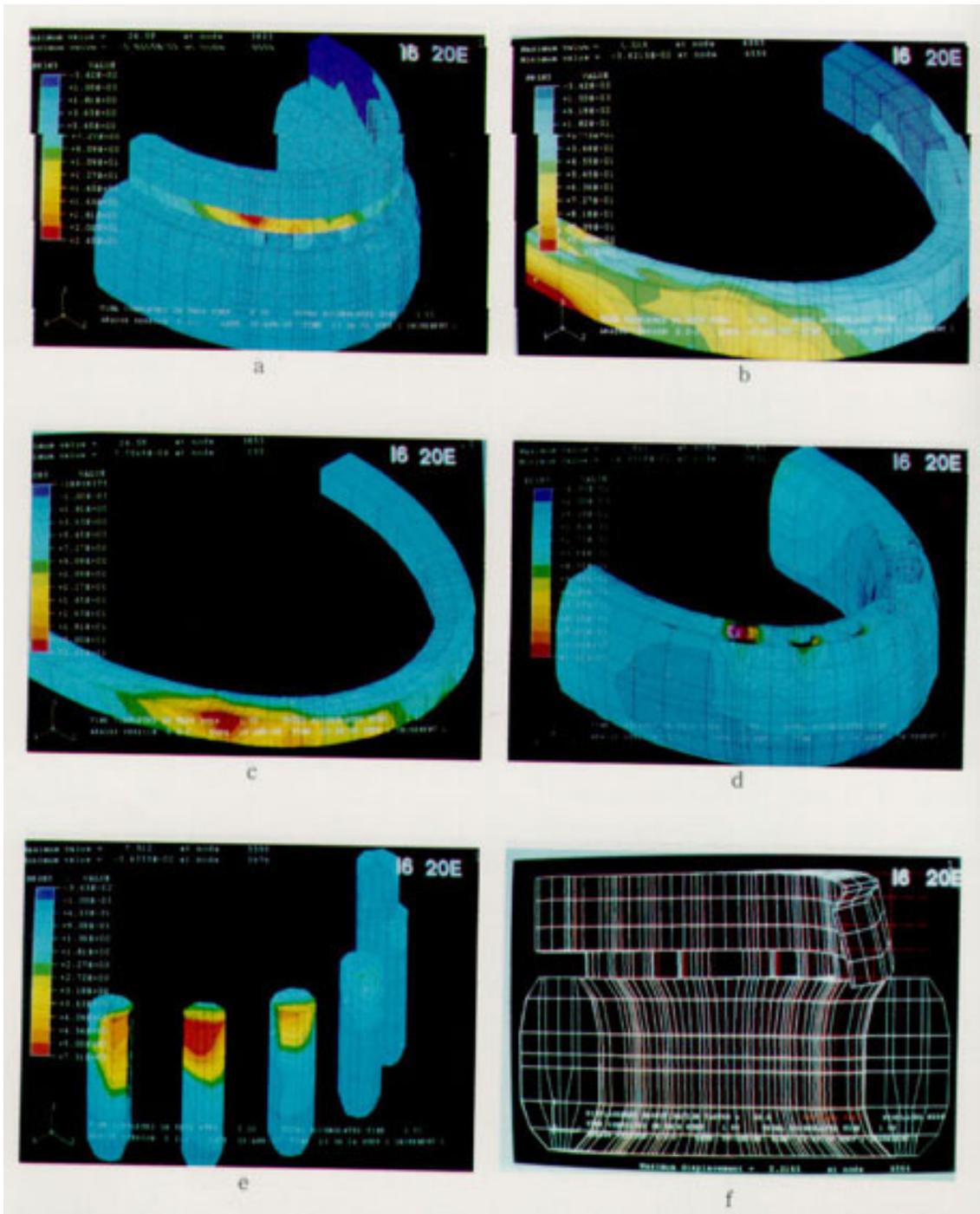


Fig. 7. Distribution of the maximum principal stress and the displacement on prosthesis, implants and mandible under 20kg diagonal load at the cantilever extension 10mm in case of 4-implants(14, 20E).

- a. stress pattern on overalls
- b. stress pattern on resin overlay
- c. stress pattern on gold alloy
- d. stress pattern on compact bone
- e. stress pattern on implants
- f. displacement on overalls

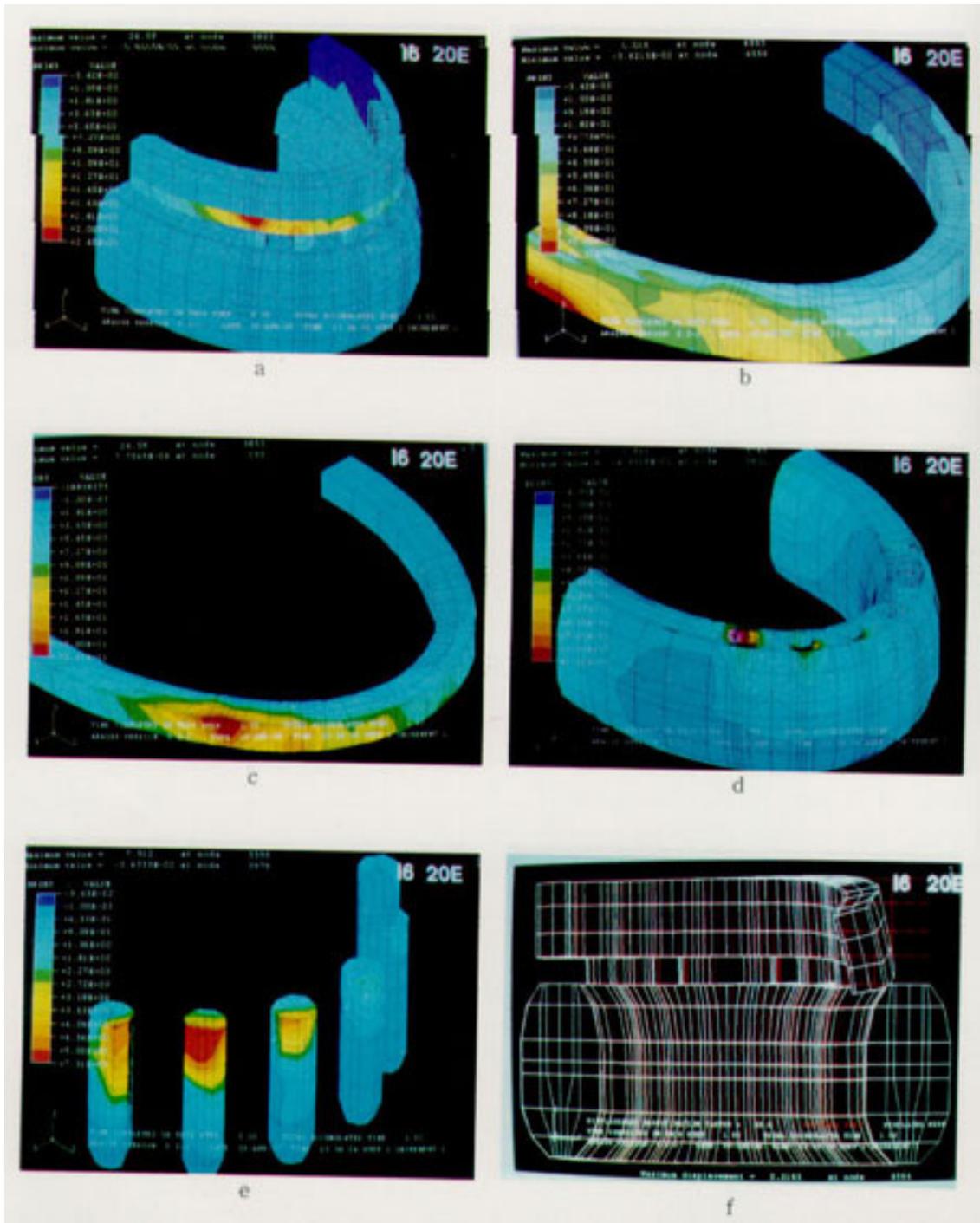


Fig. 8. Distribution of the maximum principal stress and the displacement on prosthesis, implants and mandible under 20kg diagonal load at the cantilever extension 10mm in case of 6-implants(16, 20E).
 a. stress pattern on overalls
 b. stress pattern on resin overlay
 c. stress pattern on gold alloy
 d. stress pattern on compact bone
 e. stress pattern on implants
 f. displacement on overalls

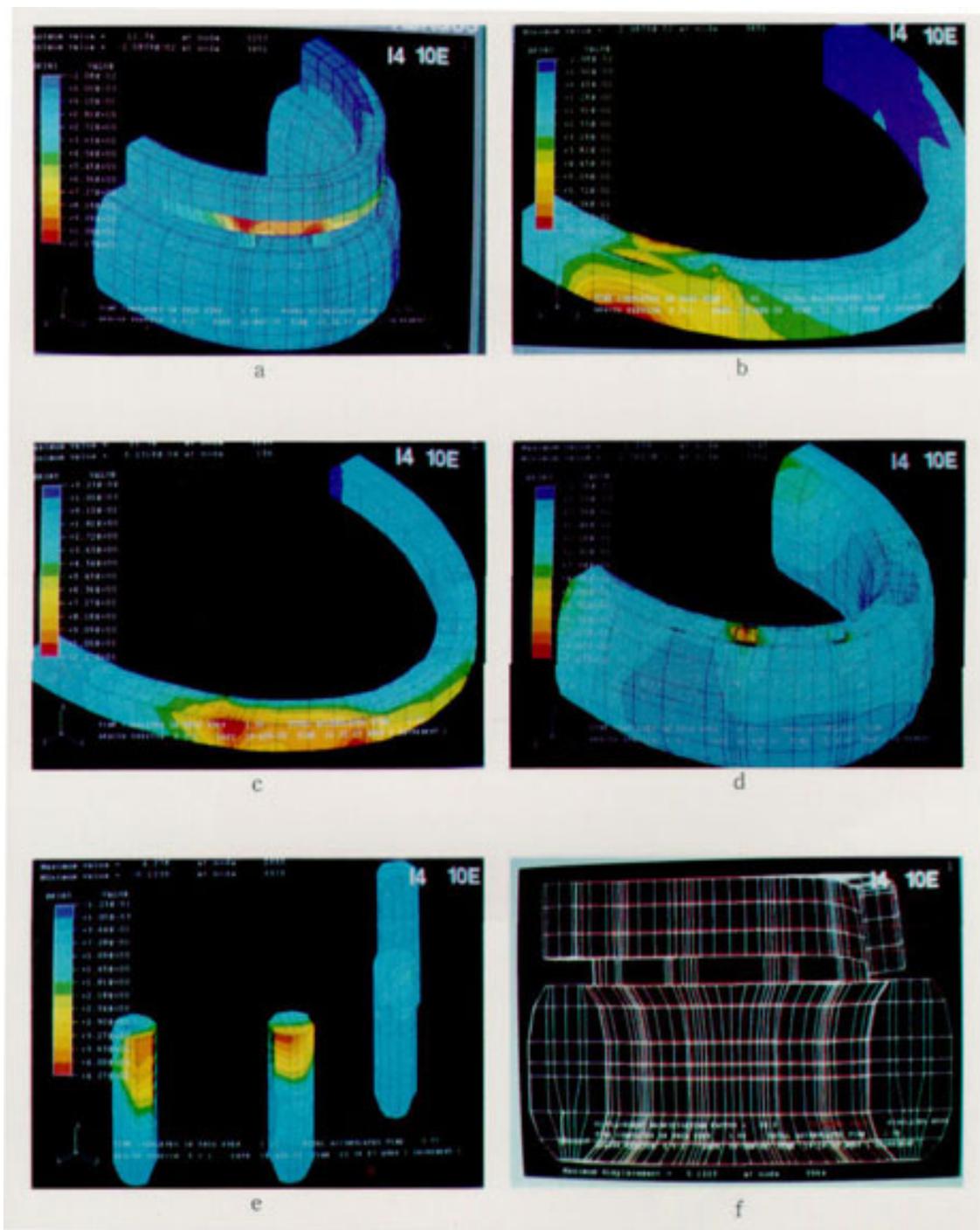


Fig. 9. Distribution of the maximum principal stress and the displacement on prosthesis, implants and mandible under 20kg diagonal load at the cantilever extension 20mm in case of 4-implants(14, 10E).
 a. stress pattern on overalls
 b. stress pattern on resin overlay
 c. stress pattern on gold alloy
 d. stress pattern on compact bone
 e. stress pattern on implants
 f. displacement on overalls

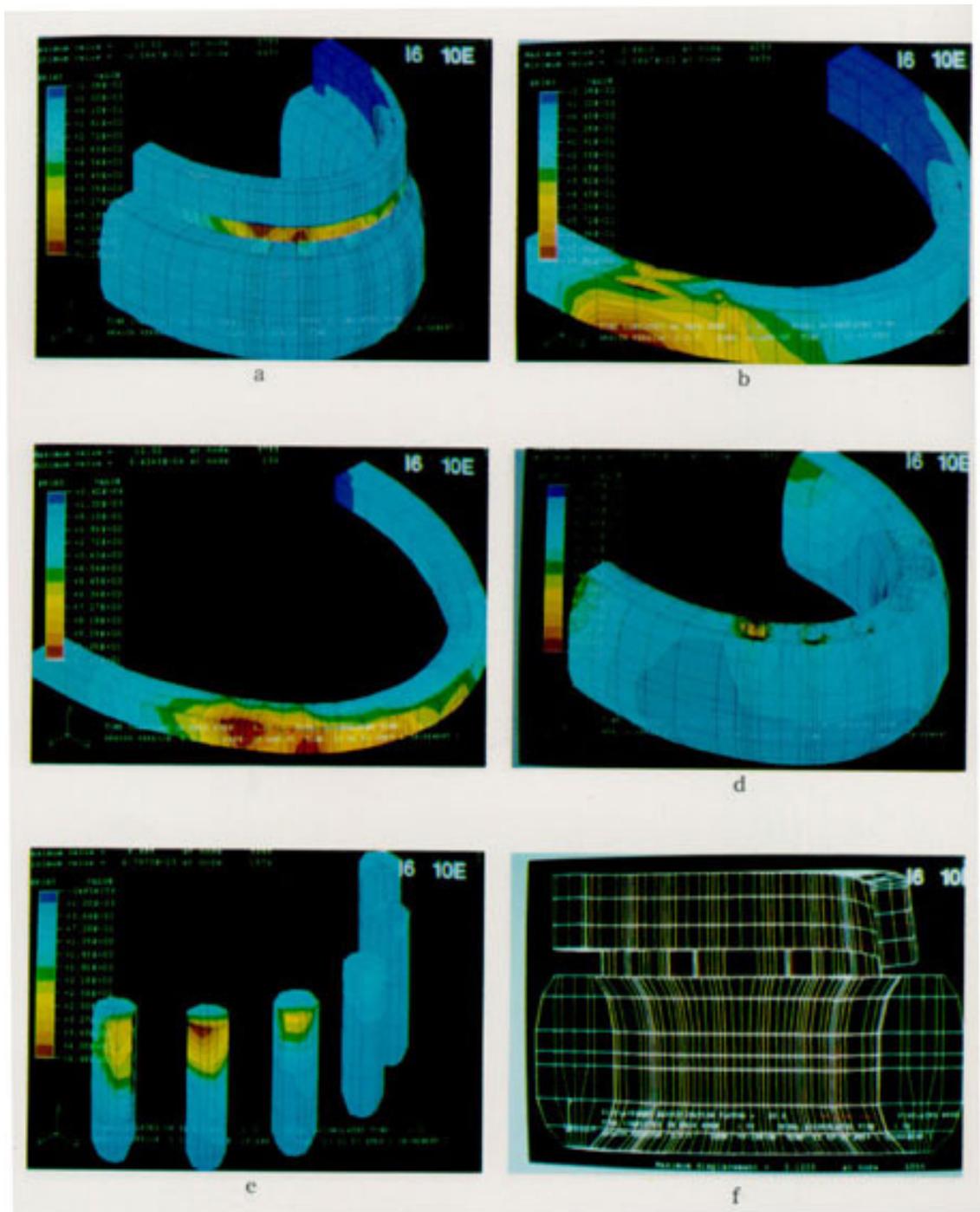


Fig. 10. Distribution of the maximum principal stress and the displacement on prosthesis, implants and mandible under 20kg diagonal load at the cantilever extension 20mm in case of 6-implants(16, 10E).

- a. stress pattern on overalls
- b. stress pattern on resin overlay
- c. stress pattern on gold alloy
- d. stress pattern on compact bone
- e. stress pattern on implants
- f. displacement on overalls

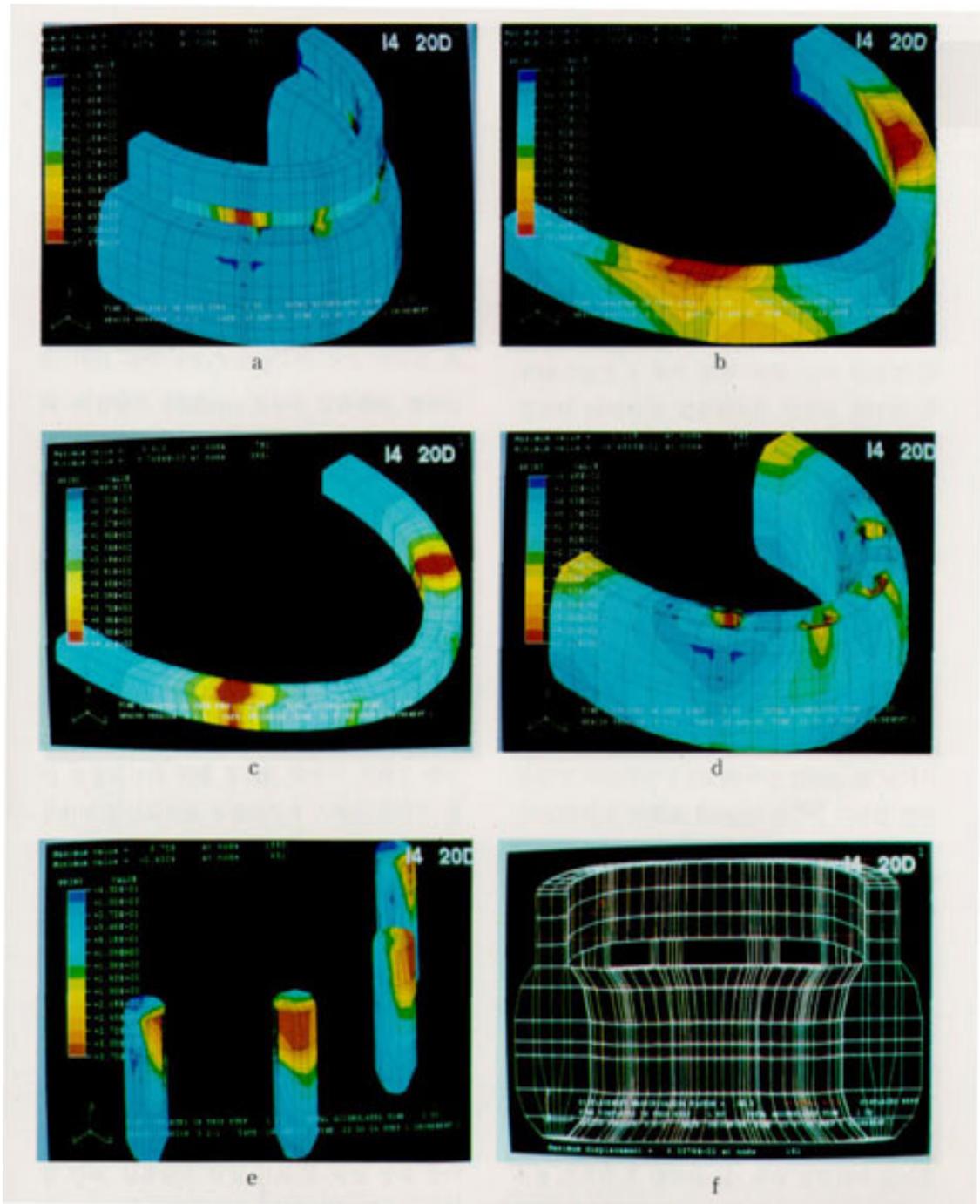


Fig. 11. Distribution of the maximum principal stress and the displacement on prosthesis, implants and mandible under each 20kg vertical distribution load at both the right and left cantilever extension 20mm in case of 4-implants(14, 20D).

a. stress pattern on overalls
 c. stress pattern on gold alloy
 e. stress pattern on implants

b. stress pattern on resin overlay
 d. stress pattern on compact bone
 f. displacement on overalls

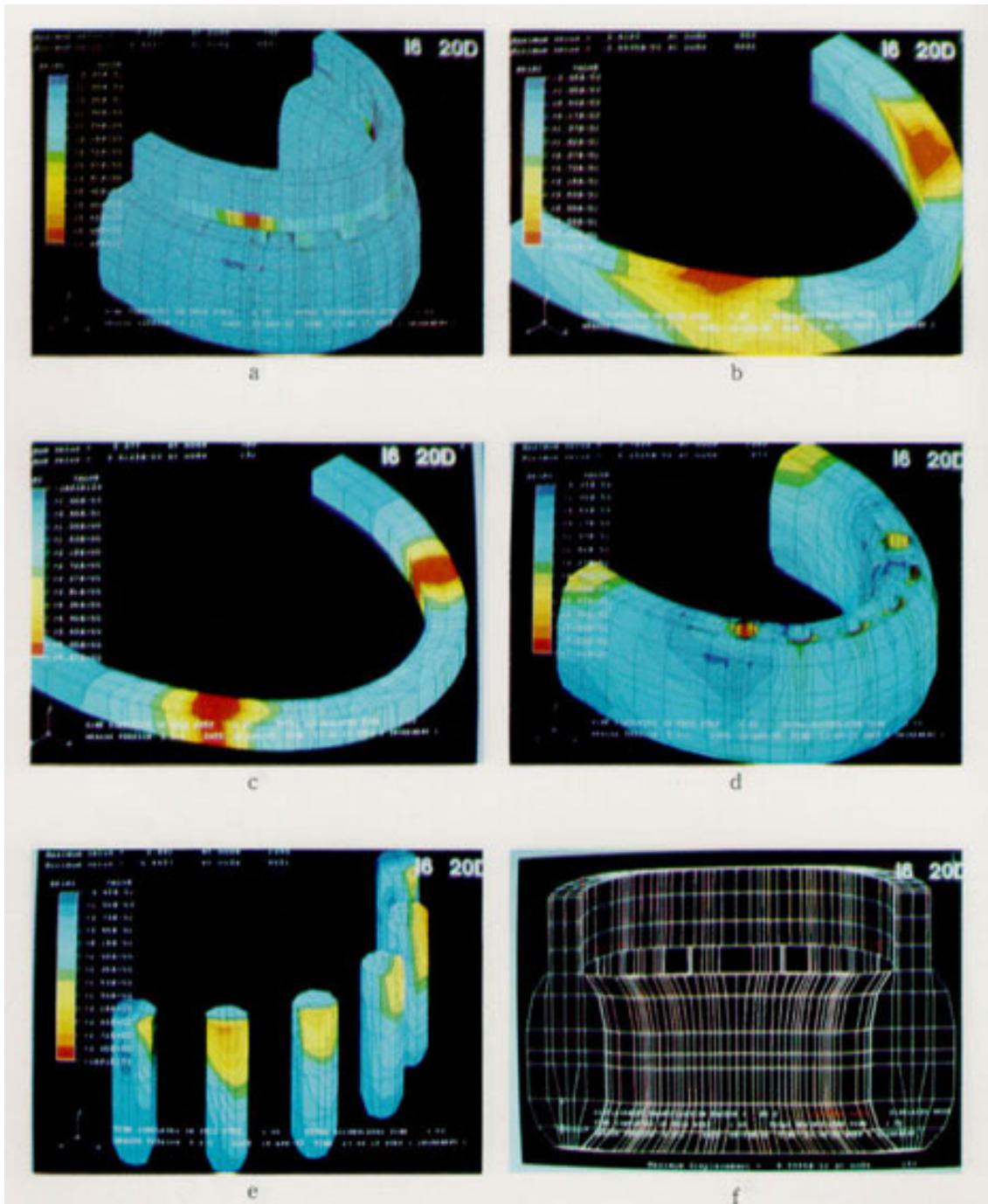


Fig. 12. Distribution of the maximum principal stress and the displacement on prosthesis, implants and mandible under each 20kg vertical distribution load at both the right and left cantilever extension 20mm in case of 6-implants(16, 20D).

- a. stress pattern on overalls
- c. stress pattern on gold alloy
- e. stress pattern on implants

- b. stress pattern on resin overlay
- d. stress pattern on compact bone
- f. displacement on overalls

보는 바와 같이 응력의 분포양상은 4개의 임플란트의 경우와 유사하나 그 크기가 각 임플란트에 분산되어 최후방에서 2번째 임플란트 상부에 $2.84\text{kg}/\text{mm}^2$ 의 인장응력이 발생되고 전방 임플란트쪽에는 더 적은 인장응력이 분산됨을 볼 수 있다.

그리고 변위의 경우는 Fig. 11-f, 12-f에서 보는 바와 같이 4개 임플란트의 후방 자유단 최대 처짐량이 0.093mm , 6개의 임플란트 경우는 0.086mm 로 나타났다.

IV. 총괄 및 고안

여러가지 구강내 환겨요인 중 임플란트 보철물에 가장 큰 영향을 주며, 기능적 측면에서도 큰 비중을 차지하는 것이 하중 환경이다. 보철물이 외부 하중을 받게 되면 내부 반응으로 응력(stress)이 발생되는데 이때 응력은 하중이 가해진 해당부위에 분산되므로 임플란트에 가해진 하중도 결과적으로 지지조직에 응력으로 나타나게 된다. 그러므로 하중과 생체 역학적인 관계가 조화를 이루지 못하면 임플란트와 악골간의 결합의 파괴, 보철물 자체의 손상, 변연골 흡수 등의 문제를 야기하게 되므로 임플란트 보철물이 성공적으로 유지되기 위해서는 생체의 하중 부담 한계를 넘지않는 범위내에서 응력이 적절히 분산될 수 있도록 설계해야 한다. 그리고 이러한 하중의 분산과 관련하여 임플란트 형태와 재료의 특성, 골과의 결합 상태, 임플란트 식립 위치 및 배열 상태 등이 악골에서의 응력분산과 관련을 갖는 것으로 보고 되고 있다. (1, 2, 11, 15, 16, 21, 23, 38)

하악골에 유착된 임플란트 고정체와 이에 연결된 상부 구조물 및 하악골의 유한 요소 모형 설계시 하악골의 복잡한 구조, 부위 마다의 밀도 차이, 외형 차이 등을 유한 요소 모형으로 재현하기 어려워 본

연구에서는 악궁의 형태, 매식체의 수 및 하중 위치에 의한 효과를 상호 비교하기 위하여 Fig. 2에서 보는 바와 같이 유한 요소 모형을 단순화하였다. 또한 하악골은 해면골과 치밀골로 구분하여 약 10배의 탄성 계수 차이를 갖도록 설계하였으며⁽¹¹⁾ 하악골체도 단순화하여 표현하였다. 상부 보철물은 구조물 내부의 응력 관찰 및 하중 전달 기능 수행만을 위해 Fig. 3, 4에서 보는 바와 같이 단순화 하였으며 타이타늄 임플란트는 악골에 완전히 유착된 것으로 가정하였고 유한요소 응력분석 시의 하중에 대한 하악의 고정 부위로선 생체와 유사한 재현을 위해 교근, 내측익돌근 등의 하악 폐구근이 부착되는 하악각 부위와 유한요소모형의 후방부의 결점들을 고정점으로 정하였다⁽³⁾(Fig. 2).

캔틸레버의 길이에 관하여 지금까지 많은 관심을 기울여 왔는데, Bergman등⁽⁸⁾은 5-6개의 지대치 사용시 캔틸레버는 20mm를 초과해서는 안되며 지대치가 4개인 경우는 15mm를 넘어서는 안된다고 하였고, Rangert 등⁽³⁹⁾에 의하면 하악은 15mm에서 20mm, 상악은 골조직이 하악보다 부드럽고 다공성이기 때문에 10mm이내가 적당하다고 하였다. 또한 Bidez등⁽¹⁰⁾에 의하면 하악에 5개의 고정체가 있을 때 전, 후방 공간의 1-1.5배로 캔틸레버 연장을 추천하였고 상악은 불량한 골질때문에 6-8mm로 제한해야 한다고 했다. 그러나 하악 후방 캔틸레버 길이는 Branemark⁽¹²⁾ 이 임상적으로 하악은 최대 20mm까지, 상악은 10mm까지 여장하는 것이 가능하다고 보고한 바, 이를 근거로 본 연구에서는 최대 캔틸레버 길이를 20mm로 설정하였다. 제조회사마다 임플란트는 종류별로 차이는 있지만 본 연구에서는 임플란트 고정체를 직경 4mm, 길이 13mm로 재현하였다.

본 연구에서는 무치악 환자의 임플란트를 이용한 고정성 보철 수복의 경우에 임플란트의 식립의수

및 하중 조건에 따른 하악골, 임플란트, 상부 보철 물에 나타나는 전반적인 응력 분포 상황을 검토해 보고자 하였다.

저작동안에 저작의 측방 성분은 접촉 부위에 수평적인 힘을 발생시키며, 이러한 수평적인 힘은 아마도 수직적인 힘 보다도 더 임플란트에 손상을 주며, 증가된 부하, 측방운동 시의 접촉, 반복되는 주기적인 부하는 틈의 파급과 임플란트 구성성분의 피로를 초래한다 하였으므로^(28, 47) 본 실험에서는 측방하중이 많이 가해질 수 있도록 대각선 방향의 하중을 가하였는데 그 결과를 고찰해 보면 다음과 같다.

1. 전방 정중부에 순측 45° 경사하중이 작용하는 경우(Fig. 5, 6)

유한요소 분석을 통해 결과를 고찰해 보면 4개의 임플란트인 경우나 6개의 임플란트인 경우 금속상에 나타나는 최대 인장응력의 크기나 양상은 비슷하나(2.23kg/mm², 2.20kg/mm²), Fig. 5-e와 Fig. 6-e에서 보는 것처럼 임플란트에 분산되는 응력의 양상은 상당한 차이를 보인다. 즉, 4개의 임플란트인 경우는 전방에 있는 두개의 임플란트가 전방하중과 연직하중에 의한 처짐변형을 다 지지하기 때문에 Fig. 5-e에서 보는 바와 같이 임플란트 상부 순측과 원심 방향에 모두 인장응력이 발생하나, 6개의 임플란트의 경우에는 전방 중앙 2개의 임플란트에는 상부 순측에만 인장응력이 그리고 좌우 중간 임플란트에는 원심 상부에만 인장응력이 발생되어 응력의 분산과 지지형태가 변화된 것을 볼 수 있다. 이는 Fig. 13에서 보는 것처럼 4개의 임플란트의 경우는 임플란트 간의 간격이 멀기 때문에 수평하중과 연직하중을 중앙 두개의 임플란트가 주로 지지를 하게 된다.

Fig. 13-a에서 수평하중의 R1이 금속상의 중앙

에 작용하게 되면 중앙 두개의 임플란트가 이 힘을 지지하게 되어 각각 Fa의 힘으로 금속상을 밀어붙일 것이다. 그리고 연직 하중Q1이 작용하게 되면 Fig. 13-b와 같이 중앙 금속상이 처지면서 임플란트는 중앙으로 기울려는 경향이 강해서 결국 Fig. 5-e와 이 중앙 좌우 a,a' 임플란트가 수평 및 수직 하중을 모두 지지하는 상태가 됨을 알 수 있다. 한편 6개의 임플란트인 경우는 중앙 두개, a,a' 임플란트가 근접해 있기 때문에 Fig. 14-a와 같이 수평하중 R1을 각각 Fa의 힘으로 두 중앙 임플란트가 지지하지만, 연직하중 Q1이 작용하는 경우는 Fig. 14-b에서 보는 바와 같이 a,a' 임플란트는 근접해 있기 때문에 연직침하가 일어나고, 대신 b,b' 임플란트가 중앙처짐을 지지하게 되어 Fig. 6-e에서와 같은 분산된 응력분포를 보이게 된 것으로 판단된다. 따라서 전치부 경사하중의 경우에는 6개의 임플란트를

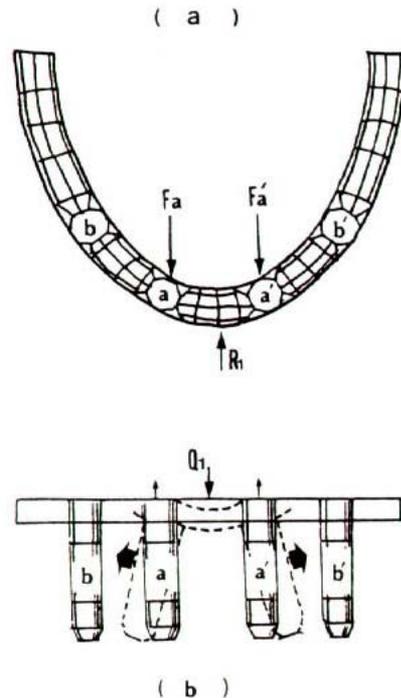


Fig. 13. Diagram of bending moment and axial torsion on the 4-implant model.

기존 시술 방법에 의한 간격으로 심는 것이 4개의 임플란트를 심는 것보다 유리함을 알 수 있다.

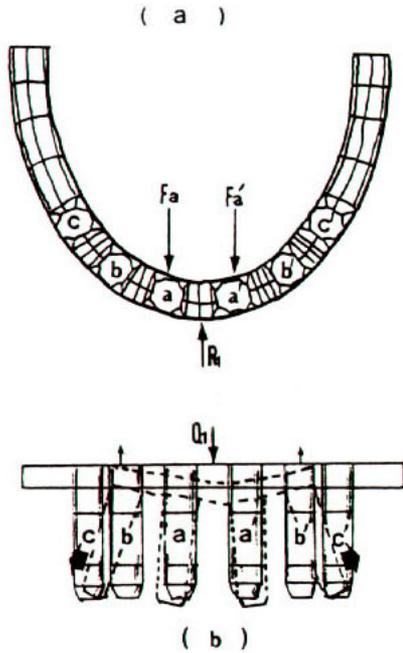


Fig. 14. Diagram of bending moment and axial torsion on the 6-implant model

2. 후방 임플란트로부터 20mm 떨어진 위치에 설측 45° 경사하중이 작용하는 경우(Fig. 7, 8)

이 경우의 전반적인 응력의 크기를 4개의 임플란트 경우와 6개의 임플란트의 경우를 비교해보면, 양자가 금속상에서 최대 응력이 발생하는 양상은 유사하나, 전방 하중의 경우와는 달리 6개의 임플란트의 경우에서 4개의 임플란트의 경우보다 약간 더 큰 최대 인장응력($24.58\text{kg/mm}^2 > 23.44\text{kg/2mm}$)을 보이고 있다. 이런 현상은 자유단인 경우에 고정부의 견고성에 따라 나타나는 반력의 크기가 달라지기 때문으로 판단되며, Fig. 15-a, b에서 살펴보면 4개의 임플란트의 경우는 자유단처짐에 대하여 고

정단 임플란트 a-b사이의 간격이 크기 때문에 약간 상방으로 부풀어 오르는 경향이 크나 6개의 임플란트의 경우는 a-b-c사이의 간격이 짧기 때문에 이런 경향이 적어서 처짐량은 줄어드나($\delta b < \delta a$), 지지점의 응력은 $\delta b < \delta a$ 가 되어 6개 임플란트 경우 응력이 약간 더 커지는 거은 당연하며, 한편으로 임플란트에 작용하는 응력 면에서는(Fig. 7-e, Fig. 8-e) 전자의 전면 경사하중의 경우처럼 4개의 임플란트인 경우는 Fig. 15-a에서보는 것처럼 b의 임플란트가 수평력과 연직력에 의한 처짐을 주로 지지하는 것으로 나타나고 있고, 6개의 임플란트의 경우는 Fig. 15-b에서 보는 것처럼 연직력에 의한 처짐 저항력이 분산되는 것을 볼 수 있다. 이 결과는 Fig. 7-e, Fig. 8-e에 잘 나타나 있으며, 수평력에 의한 영향은 Fig. 16-a, b에서 보는 것처럼 금속사의 자유단측에 R1의 힘이 작용하게 되면 맨후방으로 부터 첫번째 임플란트와 두번째 임플란트에 작용하게 되는 힘의 방향은 반대가 되기 때문에 어느 경우나 두번째 임플란트 협측 상면에는 인장응력이 발생하

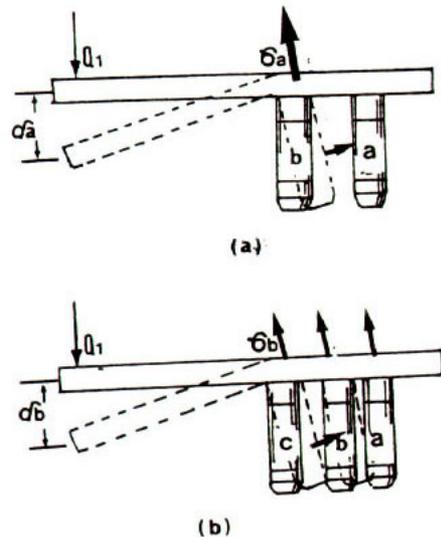


Fig. 15. Bending moment of 20mm cantilever on the 4 or 6-implants model according to vertical force.

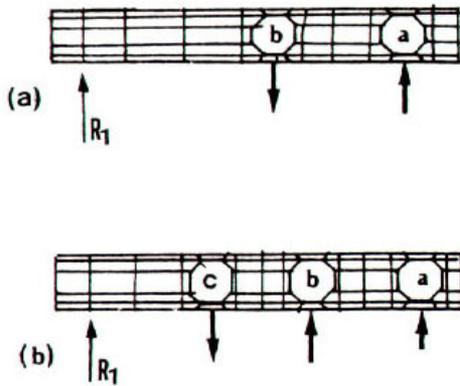


Fig. 16. Bending moment of 20mm cantilever on the 4 or 6-implants model according to horizontal force

기 마련이다. 이런 결과는 역시 Fig. 7-e, Fig. 8-e에서 확인할 수 있으며, 결과적으로 캔틸레버 하중의 경우는 금속상에 걸리는 응력면에서는 4개 임플란트의 경우가 유연(Flexible)하기 때문에 유리하나, 임플란트와 하악골의 경우에서 보면 6개의 임플란트의 경우가 더 유리함을 알 수 있었다.

3. 후방 임플란트로부터 10mm 떨어진 캔틸레버 위치에 설측 45° 경사하중이 작용하는 경우(Fig. 9, 10)

이 경우는 앞서 고찰한 후방 임플란트로부터 10mm 떨어진 캔틸레버에 하중이 가해진 경우와 유사하나 단지 약간 다른것은 Fig. 17-a, b에서 보는 바와 같이 작용하중점이 임플란트에서 보다 먼경우이다. 따라서 전반적인 경향은 앞서 살펴본 Fig. 7, 8의 경우와 유사하나, 단지 응력과 변형의 크기가 커져 있고, 금속상에 작용하는 응력의 형태가 약간 차이가 있다. 즉, Fig. 9-c, Fig. 10-c에서 볼 수 있듯이 금속상에 분포되는 인장응력의 형태가 맨후방 임플란트 상부 뿐만아니라 두번째 임플란트 상부 쪽에 상당히 큰 인장응력이 발생되고 있음을 보이

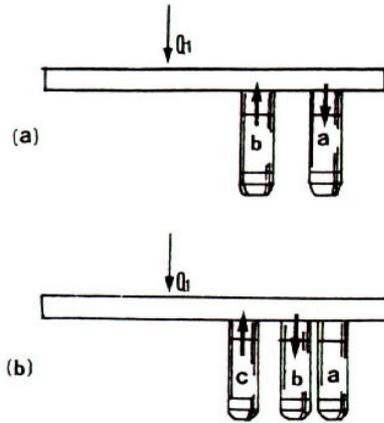


Fig. 17. Bending moment of 10mm cantilever on the 4 or 6-implants model according to vertical force.

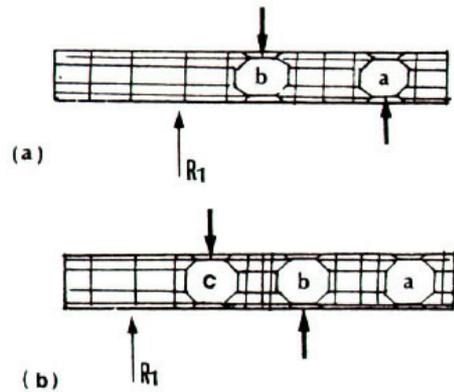


Fig. 18. Bending moment of 10mm cantilever on the 4 or 6-implants model according to horizontal force

고 있다. 이는 작용 하중점이 지지점에서 멀수록 Fig. 17, 18에서 보는 것처럼 최후방으로 부터 두번째 임플란트에 발생하는 연직력에 의한 인장응력 성분이 커지기 때문이라고 판단된다.

4. 양측 캔틸레버 연장부위에 연직 분포하중이 작용하는 경우(Fig. 11, 12)

이 경우는 좌우 대칭적으로 하중이 가해지기 때

문에 응력의 분포양상은 당연히 대칭적으로 분포하며, 앞서 경우들의 결과로부터 알 수 있듯이, 최후방 지지부의 응력은 6개의 경우가 더 크게 되어 금속상의 안전상면에서는 불리하나 임플란트에 분산되는 힘의 크기와 성향으로 보면 6개의 임플란트 경우가 더 유리함을 볼 수 있다.

이상의 결과를 종합해 보면 모든 하중조건에서 가장 높은 응력은 강성이 가장 큰 금속상에서 나타남을 알 수 있는데 이는 의치상 재질에 따른 응력을 비교한 정 등의⁽⁵⁾ 연구결과와 유사하였다. 또한 본 연구에서 경사하중시에 나타나는 응력의 양상 및 양측 캔틸레버 연장 부위에 연직 분포하중시와 이등⁽⁴⁾의 수직하중 시에 나타나는 응력양상을 비교 검토해 보면 경사하중시가 수직하중시에 비해 금속상에 인장응력이 더 크게 나타남을 알 수 있었으며, 전방 하중시 수평력의 성분에 의하여 주로 전방 임플란트의 상악 손측 부위에 큰 인장응력을 볼 수 있었다. 또한 캔틸레버에 하중시에도 수직하중에 비해 경사하중시 훨씬 큰 인장응력을 볼 수 있어, Hertel 등⁽²⁸⁾이 교합력의 수평 성분이 주로 골 흡수를 야기한다고 보고한 바와 같이 경사 하중시엔 임플란트나 골 부위가 더욱 취약하리라고 생각되므로 가능하면 이러한 측방력이 적게 작용될 수 있도록 임플란트 보철시의 제반 고려가 무엇보다 중요하리라고 사료된다.

4개의 임플란트와 6개의 임플란트가 식립된 경우를 비교해 보면 4개의 임플란트를 심은 경우에는 임플란트의 간격이 멀기 때문에 상부 보철물의 휨 강성이 떨어져서 변형은 커지고 지점의 반력은 감소되는 반면에 6개의 임플란트를 심은 경우에는 임플란트의 간격이 근접되기 때문에 상부 보철물의 휨 강성이 증가되어 변형은 줄어들고 지지점의 반력이 증가되어 앞서 정리된 결과의 내용처럼 6개의 임플란트가 식립된 경우가 4개의 임플란트를 식립

한 경우보다 응력 분산면에서는 유리하나 과도한 하중의 전달로 금속상의 손상이 우려될 수도 있다고 생각된다. 그러나 Patterson 등은⁽³⁹⁾ 매식체수를 5개에서 4개로 변화시켜도 금속 구조물이나 나사 내에서 극히 적은 양의 변화만이 발생되기 때문에 임상적으로 사용될 수 있다고 보고하기도 하였다.

Rinaldi 등⁽⁴⁵⁾은 캔틸레버의 길이에 직접 비례하여 굽힘이 발생된다 하였으며 김 등⁽²⁾은 캔틸레버연장부에서 하중의 작용되는 위치를 달리한 경우 캔틸레버에서 임플란트 쪽으로 접근할수록, 즉 캔틸레버 길이가 짧아질수록 임플란트 및 하악골에 발생하는 응력은 정비례로 감소한다고 하였는데, 본 연구에서도 같은 결과를 보여 주었다. 따라서 캔틸레버의 길이를 가능한한 줄여주면 좋으나 임상적으로 해부학적 및 생역학적 필요에 기초를 둔 임플란트의 외과적 및 보철학적 요구에 의한 위치등을 고려하여 캔틸레버의 적절한 길이가 요구된다고 할 수 있다.

Lundgren 등⁽³⁵⁾은 캔틸레버 부위에서 거의 전체 교합력의 55%를 저항한다고 하였으며, 많은 임상가들 역시 후방 지대치와 캔틸레버의 연결부에서 보철물의 빈번한 파절 등을 보고하고 있는데^(7, 54) 이러한 주요 원인으로선 피로파절을 거론하고 있다.^(19, 22, 50) 따라서 Stewart 등⁽⁵⁰⁾은 구조물의 피로한계는 표면조도, 재료의 기계적 및 물리적 성질, 구조물의 디자인 등에 의해 영향을 받으므로 변형을 최소화 시키기 위해선 재료의 기계적 성질과 디자인을 고려하는 것이 임상적으로 유용하다 하여 금속 구조물의 디자인의 변형을 시도하였으며 Cox 등⁽¹⁷⁾은 상부 구조물을 증가된 인장력(ultimate tensile strength)과 탄성계수(modulus of elastistiy)를 갖는 금속을 가지고 주조함으로써 캔틸레버 부위에 파절을 감소 시킬 수 있었다고 하였다.

Rangert^(38, 42)등, White⁽⁵³⁾에 의하면 전방에 위치한 매식체에 의해 고정되고 후방으로 연장된 형태인 캔틸레버의 보철물에서 전방 고정체는 인장력을 받게되고 후방 고정체는 압축력을 받게되는데 여기에서 인장력은 anchorage unit를 분리시키려는 경향이 있어 기계적 실패에 더 큰 영향을 미치게 되는 반면 압축력은 보철물 각 부위를 압박하지만 정상적으로는 anchorage unit 자체에서 기계적 문제를 야기하지는 않는다고 하였는데 본 연구의 결과에서도 후방 캔틸레버에 하중시 캔틸레버에 가장 가까운 제1임플란트에 비해 제2임플란트에 가장 큰 인장 응력이 발생되는 것을 볼수 있었는데, Bidez⁽¹⁰⁾은 이러한 캔틸레버에 과도한 하중이 가해진 경우 지점(fulcrum) 전방에 있는 전방 지대치 유지 나사의 헐거워짐, 후방지대치와 캔틸레버 연결 부위의 파절, 캔틸레버 부위의 변형 등의 문제점을 거론하였다.

캔틸레버와 후방 지대치의 연결부에 크기를 증가시키므로서 좋은 경성과 증가된 연성을 이루도록 시도되고 있지만 구강 구조물과 구강위생을 위한 적절한 공간부여 등이 고려되면 제한될 수도 있다. 또한 파절을 방지하기 위해서 보철물의 강성을 증가시킨다면 지지점 임플란트에 큰 지지력이 발생하게 되어 하악골에 오히려 나쁜 영향을 미칠수도 있으므로 보철물의 보강도 중요하지만 응력을 고루 분산시키는 방법이 더 바람직할 수 있다고 생각된다. Desjardins⁽²⁴⁾은 따라서 골과 임플란트 유착의 양을 증가시키고 더 좋은 하중 분산을 허용키 위해서 다수의 긴 임플란트가 요구되며 또한 임플란트의 수가 부족한 경우에는 고정성보다는 가철성 보철 수복을 고려하므로써 점막 및 임플란트에 하중 분산을 유도해 낼 수 있다 하였다.

또한 McCartney⁽³⁶⁾는 캔틸레버 후방 부위에 추가적인 임플란트를 매식하여 앞의 캔틸레버와 고정

하지 않은채 단순히 접촉되도록 보철물을 설계함으로써 좋은 교합력 분산 및 전방 임플란트에 캔틸레버 회전력을 최소화 시킬 수 있다 하였는데 이와같이 캔틸레버 부위의 연직 처짐에 따른 변위를 저지할 수 있도록 하부 조직과의 접촉 또는 추가 임플란트와의 접촉 등을 고려하므로서(Fig. 19), 금속상에 걸리는 응력을 완화시킬 수도 있으리라고 사료된다.

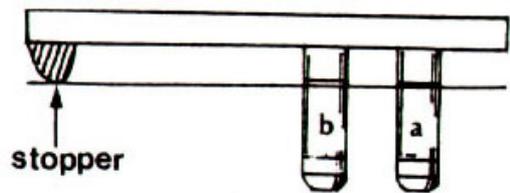


Fig. 19. Diagram for prevention of bending moment

본 유한 요소법은 비례 한계내에서 분석되어지기 때문에 하중의 크기에 따른 변위와 응력을 비례적으로 계산하는 것이므로 얻어진 결과는 양적으로 분석을 피하고 질적으로 분석되어야 한다. 또한 실제 하악 조직 및 구조물은 3차원적으로 재현시키게 되는데 있어서 단순화시키므로 실제 구조물과의 차이에 의한 3차원적 구조의 재현에 한계를 가지는 바 앞으로 3차원적 재현과 관계하여 계속적 연구가 필요하리라고 생각되며 지금까지의 계산적 방법 및 실험적 방법으로 부터 얻어진 결과는 실증에 의한 적절한 생체 실험 방법을 개발할 필요가 있으리라고 사료된다.

V. 결론

하악 무치악에 골유착 치근형 매식체를 4개 또는

6개를 식립하고 그 위에 캔틸레버 연장부가 있는 전형적인 골유착성 보철물이 장착된 삼차원유한 요소 모형을 설계하였다. 하중 조건으로는 10kg의 크기로서 순측에서 설측 방향으로 45° 대각선 집중하중이 보철물의 전방 정중부 일점에 가해진 경우(P1), 20kg의 크기로서 협측에서 설측 방향으로 45° 대각선 집중하중이 캔틸레버 연장부의 10mm에 가해진 경우(P2) 및 20mm에 가해진 경우(P3), 양측 구치부의 캔틸레버 연장 부위에 20kg씩의 균일 분포하중을 수직으로 가한 경우(P4)로하여 삼차원 유한 요소 분석을 시행한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 모든 하중조건에서 가장 높은 응력은 강성이 가장 큰 금속상에 나타났다.
2. 수직하중의 경우에 비해 경사하중의 경우가 더 큰 응력을 발생시켰다.
3. 전방 하중시 임플란트의 매식 수가 4개인 경우보다 6개인 경우가 비틀림과 처짐 변형이 감소되기 때문에 더 안정적이었다.
4. 후방 캔틸레버 하중시 가장 높은 응력이 캔틸레버와 최후방 지대치가 연결되는 금속상에 나타났다.
5. 후방 캔틸레버의 하중시 6개의 임플란트 식립의 경우가 4개의 임플란트 식립의 경우보다 보철물의 휨 강성이 증가되어 변형이 줄어들고 지지점의 반력은 증가되는 경향을 보였다.
6. 후방 캔틸레버의 하중시 하중이 가해지는 캔틸레버의 길이가 10mm인 경우가 20mm의 경우보다 응력의 분산 및 변형에 있어서 더 안정적이었다.
7. 후방 캔틸레버의 하중시 캔틸레버에 가장 가까운 제1임플란트에 비해 제2임플란트에 가장 큰 인장응력이 작용되었다.

8. 매식체가 6개 일때는 변형이 적고 4개 일때는 변형이 크기 때문에 반복적인 하중에 대한 임플란트 나사의 이완 방지면에서는 6개 임플란트의 경우가 더 유리하였다.

Reference

1. 고헌주, 정재현 : “골유착성 임플란트 보철 수복시 자연 지대치와의 유무에 따른 유한요소법적 분석”, 「대한치과보철학회지」, 29 : 147-159, 1991.
2. 김동원, 김영수 : “골유착성 보철에 관한 삼차원 유한 요소 분석적연구”, 「대한치과보철학회지」, 29 : 167-213, 1991.
3. 박해균, 정재현, 조규중 : “지대치 coping 형태에 따른 overdenture 하에서 하악응력에 관한 유한요소법적 분석”, 「대한치과보철학회지」, 29 : 141-170, 1991.
4. 이돈오, 정재현, 조규중 : 악궁의 만곡도 및 임플란트 위치에 따른 삼차원적 유한요소 응력분석, 「구강생물학연구지」, 18 : 59-103, 1994.
5. 정재현, 윤창근 ; “의치상재료에 따른 하악 응력 및 의치의 변위에 관한 유한요소법적 분석”, 「대한치과보철학회지」, 25 : 281-302, 1987.
6. 최수호, 정재현 : “골내 임플란트를 이용한 고정성 국소 의치 하에서 변위 및 응력에 관한 유한 요소법적 분석”, 「대한치과보철학회지」, 29 : 233-248, 1991.
7. Adell, R., Lekholm. U., Rockler. B. and Branemark, P.I. : “A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw”, Int. J. Oral Surg. 10 : 387-416, 1981.
8. Arthur, M.R., Steven, A.A., Peter, S.L., Jeffrey, S.R., and Thomas, E.S. : “Evaluation of strain terminal abutment site of a fixed mandibular implant prosthesis clearing cantilever loading”, J. Prothet. Dent., 2 : 93-102, 1993.
9. Bergman, B. : “Evaluation of results of treatment with osseointegrated implants by the Swedish National Board of Health and Welfare”,

- J.Prosthet.Dent., 50 : 114–120, 1983.
10. Bidez, M.W., Chen, Y., McLoughlin, S.W. and English, C.E. : “Finite element analysis of four-abutment hader bar designs”, *Implant Dentistry*, 171–176, 1993.
 11. Bouchers, L. and Reichart, P. : “Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development”, *J. Dent. Res.* 62 : 155–159, 1983.
 12. Branemark, P-I. : “Osseointegration and its experimental background”, *J.Prosthet. Dent.*, 50 : 339–410, 1983.
 13. Brunski, J.B. : “Forces on dental implants and interfacial stress transfer”, In : Laney, W. R. and Tolman, D.E. eds *Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction*, Chicago, Quintessence Publ. Co., 1992. pp. 108–124.
 14. Brunski, J. E. and Hipp, J. A. : “In vivo factors on endosteal implants. A measurement system and biomechanical considerations”, *J.Prosthet. Dent.*, 51 : 82–91, 1984.
 15. Clelland, N.L., Ismail, Y.H.and Zakai, D.P. : “Three-dimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implants”. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 6 : 391–398, 1991.
 16. Cook, S.D., Weinstein, A.M. and Klavitter, J.J. : “A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant”, *J. Dent. Res.*, 61 : 25, 1982.
 17. Cox, J. F. and Zarb, G. : “The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants;a 3-year report”, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 2 : 91–99, 1987.
 18. Craig. M.M. and Ismail, Y.H. : “Finite element stress analysis of tooth-to implant fixed partial denture design”, *J. Prosthet. Dent.*, 2 : 83–92, 1993
 19. Craig, R.G., et al : “Restorative dental materials, 7th ed. St. Louis, C. V. Mosby Co. 1985.
 20. David, C. H., William, R.G., Vijay, K.G. and John, C.K. : “Comparision of stress transmission in the IMZ implant system with polyoxymethylene or titanium intramobile element–A finite element stress analysis”, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 7 : 450–458, 1992.
 21. David, M.D. : “The role of implants in the treatment of edentulous patients”. *Int. J. Prosthodont.* 3 : 42–49, 1990.
 22. David, D.M., Zarb, G.A. and 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*, 3 : 197–201, 1988.
 23. Davis, D.M., Rimrott, R. and Zarb, G. A. : “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.
 24. Desijardins, R.P. : “Prosthesis design for osseointegrated implants in the edentulous maxilla”, *J. Oral. Maxillofac. Implants*, 7 : 311–320, 1992.
 25. Ferrario, V. and Sforza, C. : ”Biomechanical module of the human mandible–A hypothesis involving stabilizing activity of the superior belly of lateral pterygoid muscle”, *J. Prosthet. Dent.*, 68 : 829–835, 1992.
 26. Haraldson, T., and Branemark, P. I. : Muscle function during chewing and swallowing in patients with osseointegrated oral implant bridge–An electromyographic study”, *Acta. Odontol. Scant.*, 37 : 207, 1979.
 27. Haraldson, T. and Carlson, G. : “Bite force and oral function in patients with osseointe-grated oral implant”, *Scand. J. Dent. Res.*, 85 : 200–208, 1977.

28. Hertel, R.C. and Kalk, W. : "Influence of the dimensions of implant superstructure on periimplant bone loss, 6 : 18-24, 1993.
29. Hobo, S., Iohicha, E. and Arcia, L.T. : "Osseointegration and occlusal rehabilitation", Chicago, Quintessence Pub. Co., 265, 1989.
30. Howard, D.W., David, H., Brian, D. and William, F. O. : "Reconstruction of the severely restored mandible", J. Prosthet. Dent., 64 : 543-588, 1990.
31. Hussiein, G.C., Mohamed, T. E. and Mohamed, E. N. : "Modification of osseointegrated implant for distal-extension prostheses", J. Prosthet. Dent., 64 : 469-472, 1990.
32. Kevser, A.A and Erman, A.T. : "Stress induced by different loadings around weak abutments", J. Prosthet. Dent. 68 : 879-994, 1992.
33. Kregzde, M. : "A method of selecting best implant prosthesis design option using three-dimensional finite element analysis," Int. J. Oral Maxillofac. Implant, 8 : 662-673, 1993.
34. Lawrece, A. W. : "The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses", Int. J. Oral Maxillofac, Implants, 8 : 19-31, 1993.
35. Lundgren, D., Laurell, L., Falk, H. and Bergeadal, D. : "Occlusal force pattern during mastication in dentitions with mandibular fixed partial dentures supported an osseointegrated implants", J. Prosthet. Dent., 58 : 197-203, 1987.
36. McCartney, J. W. : "Cantilever rests-An alternative to the unsupported distal cantilver of osseointegrated implant supported prosthesis for the edentulous mandible", J. Prosthet. Dent., 68 : 817-819, 1992.
37. Meijer, H.J.A., Kuiper, J.H., Starmans, F.J.M. and Bosman, F. : "Stress distribution around dental implant-influence of superstructures, length of implant and height of mandible", J. Prosthet. Dent., 68 : 96-102, 1992.
38. OW, R.K.K. and Ho, K.H. : "Retrieval of the residual element in an osseointegrated implant system", J. Prosthet. Dent., 68 : 83-95, 1992.
39. Patterson, E.A. and Johns, R.B. : "Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants", Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 7 : 25-34, 1992.
40. Pete, E.L., Krishan, K.K. and Howard, H.C. : "A cephalometric study for mandible cortical bone thickness in dentulous person and denture wearers", J. Prosthet. Dent., 43 : 89-94, 1980.
41. Privitzer, E., Wadera, O and Tesk, T. A. : "Some factors affecting dental implant design", J. Biomec. Mater. Res. Symp., 6 : 251, 1975.
42. Rangert, B., Jemt. T. and Lars. J. : "Forces moments on Branemark implant", Int. J. Oral. Impl., 4 : 241-247, 1989.
43. Rieger, M.R., Adams, W.K., Kinzel, G.L. and Brose, M.O. : "Alternative materials for three edentulous implant", J. Prosthet. Dent., 61 : 717-722, 1089.
44. 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, 1989.
45. Rinaldi, A. and Goldberger, H. J. : "Biomechanical consideration in implant prosthodontics", J. Prosthet. Dent., 50 : 220-222, 1983
46. Rodriguez, A.M., Aquilino, S.A., Lund, P.S., etal : "Evaluation of strain at the terminal abutment site of a fixed mandibular implant prosthesis during cantilever loading," J. Prosthet. Dent., 2 : 93-102, 1993.
47. Sakaguchi, R.L. and Borgersen, S.E. : "Nonleaner finite element contact analysis of dental implant components," Int. J. Oral Maxillofac. Implant, 8 : 655-661, 1993
48. Skalak, R. : "Biomechanical consideration in

- osseointegrated prosthesis", *J. Prosthet. Dent.*, 49 : 843-848, 1983.
49. Sones, A. D. : "Complication with osseointegrated implant", *J. Prosthet. Dent.*, 62 : 581-585, 1987.
50. Stewart, R.B., Desjardins, R.P., Laney, W.R. and Edmund, Y.S. Chao. : "Fatigue strength of cantilevered metal frameworks for tissue-integrated prosthesis", *J. Prosthet. Dent.*, 68 : 83-92, 1992.
51. Takahashi, N., Kitagami, T. and Komori, T. : "Effects of pin hole position on stress distributions and intercuspal position on stress distributions and intercuspal temperatures in horizontal nonparallel pin restoration", *J. Dent. Res.*, 58 : 2085-2090, 1979.
52. Williams, K.R., Watson, C.J., Murphy, W.M., Scott, J., Gregory, M. and Sinobad, D. : "Finite element analysis of fixed prosthesis attached to osseointegrated implant", *Quintessence*, 21 : 563-570, 1990.
53. White, G.E. : *Osseointegrated dental technology*, 1st ed., Quintessence Pub.Co. Ltd., Chicago, 61-100. 1993.
54. Zarb, G. and Symington, J. M. : "Osseointegrated dental implant preliminary report in a replication study", *J. Prosthet. Dent.*, 50 : 271-276, 1983.

=Abstract=

THE THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS OF THE BONE ANCHORED FIXED PROSTHESIS ACCORDING TO THE LOAD CONDITION

Yang, Soon-Ik D.D.S., Chung, Chae-Heon, D.D.S., M.S.D., Ph. D.

Dept. of Prosthodontics, School of Dentistry, Chosun University

The purpose of this study was to describe the application of 3D finite element analysis to determine resultant stresses on the bone anchored fixed prosthesis, implants and supporting bone of the mandible according to fixture numbers and load conditions.

4 or 6 fixtures and the bone anchored fixed prosthesis were placed in 3D finite element mandibular arch model which represents an actual mandibular skull.

A 45° diagonal load of 10kg was labiolingually applied in the center of the prosthesis(P1). A 45° diagonal load of 20kg was buccolingually applied at the location of the 10mm or 20mm cantilever posterior to the most distal implant(P2 or P3). The vertical distribution loads were applied to the superior surfaces of both the right and the left 20mm cantilevers(P4).

In order that the boundary conditions of the structure were located to the mandibular ramus and angle, the distal bone plane was to totally fixed to prevent rigid body motion of the entire model.

3D finite element analysis was performed for stress distribution and deflection on implants and supporting bone using commercial software(ABAQUS program. for Sun-SPARC Workstation.

The results were as follows :

1. In all conditions of load, the highest tensile stresses were observed at the metal plates of prostheses.
2. The higher tensile stresses were observed at the diagonal loads rather than the vertical loads
3. 6-implants cases were more stable than 4-implants cases for decreasing bending and torque under diagonal load on the anterior of prosthesis.
4. From a biomechanical perspective, high stress developed at the metal plate of cantilever-to-the most distal implant junctions as a consequence of loads applied to the cantilever extension.

5. Under diagonal load on cantilever extension, the 6-implants cases had a tendency to reduce displacement and to increase the reaction force of supporting point due to increasing the bending stiffness of the prosthesis than 4-implants cases.
6. Under diagonal load on cantilever extension, the case of 10mm long cantilever was more stable than that of 20mm long cantilever in respect of stress distribution and displacement.
7. When the ends of 10mm or 20mm long cantilever were loaded, the higher tensile stress was observed at the second most distal implant rather than the first most distal implant.
8. The 6-implants cases were more favorable about prevention of screw loosening under repeated loadings because 6-implants cases had smaller deformation and 4-implants cases had larger deformation.