

임플란트 고정체의 형태와 연결방식에 따른 임플란트 및 지지조직의 응력분포

전남대학교 치과대학 보철학교실

한상운 · 박하옥 · 양홍서

I. 서 론

1969년 Brånemark에 의해 생체와 금속간의 직접적인 결합인 골유착의 개념이 보고된 이후 치과 임플란트는 많은 실험과 임상적 적용을 통해 발전을 거듭하여 현재는 신뢰할만한 치과 치료 술식중의 하나가 되었다.^{1,2)}

임플란트 보철물이 구강내에서 장기간 성공적인 기능을 수행하기 위해서는 구성 물질이 생체친화성을 가져야하고 더불어 구강내에서의 교합력에 대하여 잘 지지하고 교합시에 발생하는 응력이 생체의 허용범위내에 있도록 설계되어야 한다. 임플란트의 위치, 보철물의 형태 및 재료는 임플란트 보철물의 구강내에서의 안정성과 장기간의 기능 유지에 매우 중요한 역할을 한다.³⁾ 골융합된 임플란트는 치조골과 직접 접촉하게 되고 미세한 움직임도 허용하지 않는다. 그러므로 모든 응력과 충격은 직접 임플란트에 전달되므로 대부분의 응력이 치주조직에서는 치조골의 정상부에 집중이 되고 이어서 골흡수와 뒤이은 임플란트 보철의 실패를 가져올 수 있다.

임플란트 보철물의 실패는 여러 가지 원인에 의해서 발생된다. 그 중 교합력에 의해 임플란트와 주위 지지조직에 발생하는 응력은 골유착의 성공여부에 큰 영향을 미친다.^{4,5)} 저작 기능시 교합력은 임플란트를 통해 골로 전달되므로 임플란트를 매식한 후 교합하중에 대한 응력분산과 이에 대한 골의 재형성과 같은 생체내의 반응이 매우 중요한 요소가 될 수 있다. 또한 골유착은 교합하중을 견딜 수 있도록 충분

히 일어나야 하며, 골 내로의 하중을 효과적으로 분산시켜야 한다. 따라서 임플란트의 성공률을 높이기 위해서는 임플란트 주변의 골흡수에 대한 고려가 필수적이며 이를 위해서는 저작압에 의해 계면 및 주위지지조직에 발생하는 응력에 대한 고려가 더욱 중요하다. 하중과 임플란트 주변골과의 반응에 관한 Hoshaw 등⁶⁾과 Isidor⁷⁾의 연구는 과도한 교합력이 변연골 소실의 증가를 가져온다는 사실을 동물실험을 통해 입증하였고, Rieger 등^{8,9)}은 골유착성 임플란트의 생역학적인 성공을 위해서는 보철물에 가해지는 응력을 넓게 분산시킬 수 있는 임플란트 고정체를 설계함으로써 파괴응력이 지지골에 전달되지 않도록 해야함을 보여 주었다. 임플란트 고정체와 하방 지지골에 발생하는 응력을 분석하기 위해 많은 연구들이 있었는데 Richter¹⁰⁾은 임플란트에 직접 transducer를 설치해 임플란트에 가해지는 수직압을 측정하여 자연치와 비교하였고, Kinni 등¹¹⁾은 응력분산이 주로 근단부에서 일어나며 나사형 고정체가 응력분산 효과가 우수하고 나사의 간격이 치밀할수록 응력분산효과가 우수하다고 보고하였다. 최 등¹²⁾은 임플란트 주위의 응력은 주로 치조정 부위의 피질골에 집중됨을 보고하고 있다.

Brånemark에 의한 외부 육각 연결 디자인의 임플란트 이용시 나사풀림같은 많은 임상적 문제가 보고되고 있다.^{4,13-15)} 이 문제를 해결하기 위해서 외부 육각과 그것의 치은 점막 관통부 그리고 유지용 나사에 많은 수정이 있었다.¹⁶⁾ 내부 연결방식이 더 안정적이고 물리적으로 더 강하며, 보다 수복하기 쉽고

심미적으로 더 적용범위가 우수하다고 알려졌다.¹⁷⁾ Siegele과 Soltesz¹⁸⁾는 임플란트 고정체 외형과 응력 분산에 관한 연구에서 원주형(cylindrical shape)과 나선형(screw shape)이 응력분산에 더 효과적임을 주장했다.

현재 임상에서 많이 사용되고 있는 치근형 임플란트는 수십종에 이르며, 고정체와 지대주의 연결방식, 고정체 외형등도 매우 다양하다. 그러나 이러한 요인들과 관련된 임플란트 하방지지조직의 응력분포에 관한 연구는 부족한 상태이다. 또한 기존의 많은 실험들은 모델형성을 단순화하여 각 구성요소간의 연결부위를 결합된 구조로 하였기 때문에 그 부위에서 발생한 인장력이 응력분포에 미치는 영향에 대해서는 표현하지 못하고 있다.

이번 연구의 목적은 하악 제 1 소구치 부위에 고정체와 지대주의 연결방식과 고정체 외형이 서로 상이한 4종류의 임플란트 고정체를 매식한 모델에 지대주와 지대주 나선, 지대주와 고정체 사이, 최종 보철물과 고정체 사이에 간극 요소를 부여하여 보다 정확한 유한요소모델을 만든 후, 2가지 하중조건을 부여하여, 고정체와 지대주의 연결방식이나 고정체 외형이 임플란트 주위 지지조직의 응력분포에 미치는 영향을 이차원 유한요소법을 통하여 알아보는데 있다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

가. 임플란트 고정체 및 지지골 설정

하악 제1소구치 부위에 서로 다른 구조를 지닌 4종류의 임플란트의 고정체가 식립된 2차원 유한요소

모형을 설계하였다. 4종류의 임플란트는 Branemark system[®](Nobel Biocare, Gothenberg, Sweden)의 UCLA 지대주와 Endopore system[®](Innova, Toronto, Canada)의 UCLA 지대주, Frialit-2 system[®](Friadent, Mannheim, Germany)의 Aurobase 지대주, I.T.I system[®](Straumann Institut, Waldenburg, Switzerland)의 Octa 지대주를 각각 이용하였으며, 각각의 모델은 임플란트 고정체에 지대주를 연결한 모형으로 제작하였다(Table I). 금판 재료는 미국 치과의사회 규격 제3형 금합금을 금실린더(gold cylinder) 위에 주조한 형태로 제작하였고 지대주에서 금나사를 위한 access hole은 콤포지트 레진으로 채웠다. 모든 모형의 고정체와 지대주등의 임플란트 구성요소는 실측치를 참고로 하여 제작하였다. 임플란트 종류에 따라 총 4개의 모델을 형성하였다. 상부 보철물의 치관 형태는 Wheeler^{19,20)}의 자료를 참고로 하여 교합 치은간 길이 8.5mm 협설측 폭은 7.5mm인 하악 제1소구치 형태로 설계하였고 교합면의 형태는 가급적 단순화시켜 협설측으로 대칭이 되는 형태로 제작하였다. 보철물은 지대주 나사에 의해 고정되는 것으로 설정하였다.

외측에 피질골 그리고 내측에는 해면골이 분포한 하악 제1소구치 하방 지지조직의 모형을 실제 환자의 방사선 단층 촬영 사진(tomograph)의 사도(tracing)를 참고로 하여 제작했으며 연조직은 생략하였다.

나. 부하와 경계조건

하중조건은 환자의 구강 내에서 발생할 수 있는 교합력과 Gibbs와 Mahan,²¹⁾ Craig,²²⁾ Anderson^{23,24)}의 연구를 참고로 하여 150N의 수직하중을 교합면의 중심와에 가한 경우를 Load 1(이하 L1으로 표기) 그리고 치관의 장축으로부터 40° 기울어진 방향으로

Table I. Type of models

Model	Fixture	Abutment	Diameter	Length
BRA	Brånemark MKII	UCLA	4.0 mm	13 mm
END	Endopore	UCLA	4.1 mm	12 mm
FRI	Frialit-2 stepped screw	Aurobase	4.5 mm	13 mm
ITI	I.T.I solid screw	Octa	4.1 mm	12 mm

교두정의 경사면에 150N의 측방력을 가한 경우를 Load 2(이하 L2로 표기)로 설정하였다. 정적하중(static load)을 가하였으며 각 구성부와 지지조직에 발생하는 응력의 크기와 분포를 측정하였다. 경계조건으로 골의 기저부를 고정하여, 임플란트 고정체와 상부 구조물, 그리고 주변 골조직에서는 변형이 허용되도록 하였다(Fig. 1).

2. 연구방법

가. 유한요소 모델의 설계

본 연구의 모델은 하악골 제1소구치 부위에 임플란트를 식립하여 수복하는 것을 대상으로 하였다. 제1소구치를 중심으로 하여 하악골을 분할하여 자른 후에 방사선 단층 촬영을 하여 하악골의 제1소구치 부분을 실제와 같은 2차원적 구조재현을 위한 기초 자료로 삼았으며 촬영된 단면을 실측하여 형상화 하였다. 이 절단면들의 평면형태를 모눈종이 상에서 사도하여 미리 부여한 좌표원점을 기준으로 좌표값을 생성하고 이러한 실측값들을 이용하여 이차원 유한요소모델을 형성하였다. 초기 모델링은 workstation(EVO W8000, Compaq, California, USA)상에서 Iron CAD를 사용하여 modeling 작업을 하였고, 유한요소격자(mesh)는 NISA (EMRC/DISPLAY IV, USA)를 이용하여 가급적 작은 유한요소를 생성하였다. 또한 선형적 구조해석은 NISA를 이용하여 해석과 그래픽 작업을 수행하였다. 모델 BRA와 END는 피질골과 해면골, 임플란트, 지대주 나사, 레진, 치관부의 여섯 가지 구성요소로 이루어져있고, 모델 FRI와 ITI는 피질골과 해면골, 임플란트, 지대주 나사, 레진, 치관부, 지대주의 일곱 가지 구성요소로 이루어져 있다(Fig. 1).

고정체와 지대주 나사, 지대주와 고정체 사이, 최종 보철물과 고정체 사이에 간극 요소를 부여하여 압축력이 작용시에는 힘을 서로 전달하나 인장력이 작용시에는 서로 분리되게 설계하였다. 각각의 유한요소모델은 여러개의 요소와 절점을 형상이나 재료에 따라 분할하였으며(Table II) 현저한 응력이 예상되며 세밀한 관찰을 요하는 부위는 세분하였고, 각 요소와 절점에 고유번호를 부여하였고 각 모델별로 내부구조에 따라 간극요소를 처리하였다(Fig. 2).

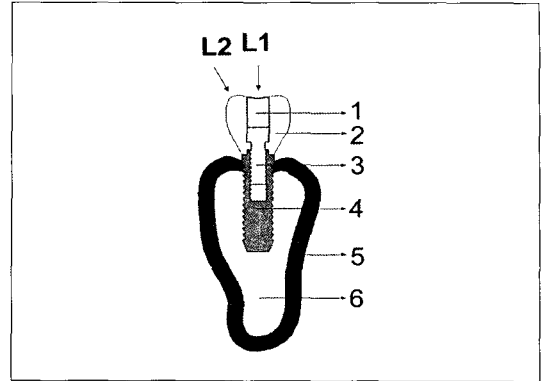


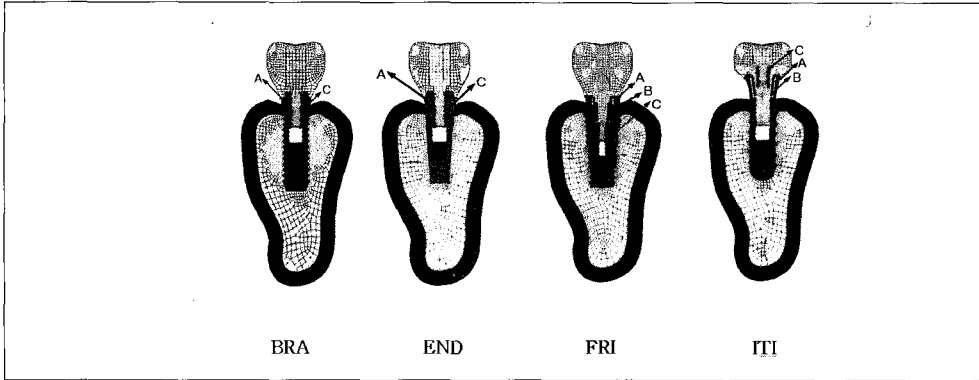
Fig. 1. Loading condition on the occlusal surface of the crown and each component of model (1. composite resin 2. crown + abutment 3. abutment screw 4. fixture 5. cortical bone 6. cancellous bone). 150 N of vertical load(L1) is placed on the central pit of an occlusal surface and 150 N of 40° oblique load(L2) is placed on the buccal cusp.

나. 물성치 및 경계조건

설계된 모형의 유한요소해석을 수행하는 데 사용한 재료의 물성치들 중 탄성계수(Young's modulus ; E)와 포와송의 비(Poisson's ratio ; ν)를 아래 Table III에서 제시하였다. 모형의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해 모형의 물리적 특성은 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성(homogeneity), 재료의 특성이 3방향으로 모두 동일하다는 등방성(isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례한다는 선형탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다. 또한 유한요소해석을 위해 하악골 분할 부분의 아래부분의 U_x , U_y 방향을 구속하는 하중조건을 부여하였다.

다. 유한요소분석

본 연구에서 유한요소분석 프로그램인 NISA 결과로 산출되는 여러가지 응력값 중에서 유효응력(Von-Mises stress)을 기준으로 각 모델에서의 응력 분포와 변위량을 비교 분석하였다. 변위는 하중점 하방의 치관부에서 주로 관찰하였으며 전단응력의 조합으로 나타나는 유효응력은 임플란트 각 구성요소 및 지지조직에서의 분포를 관찰하였다. 특히 유효응력



A : Between the fixture and superstructure
 B : Between the fixture and abutment
 C : Between the fixture and abutment screw ⇒ FRI
 Between the abutment and abutment screw ⇒ ITI

A, C : Initial gap width = 10 μ m
 B : Initial gap width = 1 μ m

Fig. 2. Gap boundary of each model are shown in strong black line and each finite element model uses Branemark(BRA), Endopore(END), Frialit-2(FRI), I.T.I(ITI) system for implant fixture, respectively.

Table II. Number of element and node in each model

Model	Element	Node
BRA	2,421	2,538
END	2,115	2,249
FRI	3,074	3,192
ITI	2,379	2,498

은 전단파괴의 영향을 효과적으로 검토할 수 있기 때문에 주로 고찰하였다. 전체응력의 분포상태와 최대응력 집중부를 식별하기 위해 유효응력을 기준으로 응력의 크기에 따라 색도의 변화를 주었다.

III. 연구 결과

1. 유효응력

하중 L1과 하중 L2를 각각 부여한 경우에 각 모델의 구성요소별 최대유효 응력을 분석하였으며 응력 분포는 그 크기에 따라 색상별로 표시하였다

Table III. Material properties of the each components of mode

Material	Properties	
	Young's modulus ; E (MPa)	Poisson's ratio : ν
Cortical bone	13,700	0.30
Cancellous bone	1,370	0.30
Titanium	102,195	0.35
Composite resin	12,500	0.35
Gold crown	100,000	0.35

(Table IV~VI, Fig. 3~10).

가. 수직력(L1)

전체적으로 L1의 하중조건일경우는 FRI, ITI, END, BRA 순으로 응력이 점점 커지는 결과를 나타내었다. 치조골에서는 ITI, END, BRA, 그리고 FRI 순으로, 지대주 나사에서는 ITI, FRI, BRA, 그리고 END 순으로, 임플란트에서는 ITI, FRI, END, 그리고 BRA 순으로, 레진에서는 FRI, END, BRA, 그리

Table IV. Maximum equivalent stress of each components for axial loading(Unit; MPa)

Area \ Model	BRA	END	FRI	ITI
Bone/implant interface	73.97	57.37	75.07	52.17
Abutment screw	182.17	203.25	133.19	107.68
Implant	740.10	690.91	209.96	97.68
Resin	315.27	310.55	283.48	331.46
Crown	182.17	203.25	64.19	45.74
Abutment	-	-	292.33	59.14

Table V. Maximum equivalent stress of each components for lateral loading (Unit; MPa)

Area \ Model	BRA	END	FRI	ITI
Bone/implant interface	190.00	187.99	171.19	180.01
Abutment screw	476.53	500.99	255.26	225.80
Implant	1483.83	1524.53	534.52	301.14
Resin	77.08	82.06	130.28	59.62
Crown	476.53	500.99	330.73	347.76
Abutment	-	-	534.52	257.73

고 ITI순으로, 치관부에서는 ITI, FRI, BRA, 그리고 END 순으로 응력이 점점 커지는 결과를 나타내었다.

나. 측방력(L2)

전체적으로 L2의 하중조건일경우는 ITI, FRI, BRA, END 순으로 응력이 점점 커지는 결과를 나타내었다. 치조골에서는 FRI, ITI, END, 그리고 BRA순으로, 지대주 나사에서는 ITI, FRI, BRA, END 순으로, 임플란트에서는 ITI, FRI, BRA 그리고 END 순으로, 레진에서는 ITI, BRA, END 그리고 FRI의 순으로, 치관부에서는 FRI, ITI, BRA, 그리고 END 순으로 응력이 점점 커지는 결과를 나타내었다.

2. 변위

가. 수직력(L1)

전체적으로 L1의 하중조건일경우는 ITI, BRA, FRI, END 순으로 변위가 점점 커지는 결과를 나타내었다. 즉 ITI가 전체적으로는 가장 안정된 상태를 나타내었다.

Table VI. Maximum deflection value(Unit; μm)

Model	L1 (axial)	L2 (lateral)
BRA	65.8	386
END	71.0	398
FRI	67.8	374
ITI	52.2	326

나. 측방력(L2)

전체적으로 L2의 하중조건일경우는 ITI, FRI, BRA, END 순으로 응력이 점점 커지는 결과를 나타내었다. 즉 ITI가 L2의 하중을 받을 경우 전체적으로는 가장 안정된 상태를 나타내었다.

IV. 총괄 및 고찰

Brånemark에 의해 골유착 개념이 도입된 이후 임플란트에 대한 연구는 초기에 외과적 술식과 매식 과정의 정밀성에 초점이 맞춰져 있었으며 현재에는 해결되지 못하고 있는 다양한 기계적이고 심미적인 개선책이 연구의 중심이 되고 있다. 골유착 현상을

이용하는 임플란트는 구강이라는 특수한 환경내에서 정하중 및 동하중을 복합적으로 받게 되어 이를 고려한 역학적인 고려가 필요하다. 구조물에 발생하는 응력을 분석하는 공학적 방법으로는 트와레 무늬 분석법, 스트레인 게이지법, 브리틀래커 코팅법, 광탄성 응력분석법, 홀로그래피법 등이 있다.^{25,26)} 이런 방법들은 전체적인 현상을 파악하기가 난해하고 산출된 결과도 실제와는 다를 수가 있다. 이에 반하여 유한요소분석법은 항공기의 구조분석 분야에 응용한 이래로 유체역학, 열전달, 전기장문제 등 비구조 분석 분야에서도 폭넓게 이용되고 있고, 치의학분야의 응력 분석에도 많이 응용되고 있다.²⁷⁻²⁹⁾

본 연구에서는 4종류의 임플란트가 식립되고 보철물을 장착한지 1년이 지난 실제 환자들의 방사선 단층 촬영 사진을 토대로 하여, 변연골 소실 양상을 참조로 유한요소모델을 제작했다.³⁰⁾ Carlsson과 Haraldson³¹⁾은 고정성 임플란트 보철물에서 평균 저작압을 143N으로 보고하였고 Gibbs와 Mahan,²¹⁾ Craig,²²⁾ Anderson^{23,24)}의 연구를 바탕으로 하여 하악 제1소구치의 중심축에 150N의 수직하중을 가한 경우 그리고 치관의 장축으로부터 40° 기울어진 방향으로 교두정의 경사면에 150N의 측방하중을 가한 경우의 두가지 하중조건을 설정하였다.

90종류 이상이나 되는 치근형 임플란트는 많은 다른 방식으로 분류되고 나누어질 수 있다. 가장 합리적인 구분은 임플란트/지대주 계면, 고정체 외형, 그리고 임플란트/치조골 계면에 근거를 둔다.¹⁷⁾ 임플란트/지대주 계면은 일반적으로 내부연결방식과 외부연결방식으로 설명된다. 외부 육각 연결 방식에서 주로 지대주 나사의 느슨함으로 나타나는 육각 나사 연결부(hexagonal screw joint)에서의 문제점이 6~48% 정도 보고되고 있는 것으로 봐서 나사 설계가 향상되고 토오크의 적용이 잘 조절되고 있음에도 불구하고 결합문제는 완전히 해결되지 못했음을 알 수 있다.^{4,13-15)} 외부 육각 연결 방식의 근본적인 디자인의 한계를 극복하기 위해서 다양한 연결형태가 개발되었다. 가장 잘 알려진 것들이 morse taper, cone screw, 내부 육각 연결방식 등이다. 스위스 I.T.I group에서 유래한 cone screw tapered connection은 8°의 morse taper를 사용하여 나사없이 기계적으로 견전하고 안정하며 스스로 결합하는 독특한 연결부를 만들어 예측가능한 결합을 만든다.³²⁻³⁵⁾ 내부 육

각 원주(internal cylinder hex)는 임플란트 몸체에 5mm 정도 연장되는 독특한 내부구조를 가지고 있어 회전저항성과 60°의 방향성을 제공한다. 내부 계면의 설계는 수직교경을 줄이며, 측방력을 더 깊게 분산시키고, 진동에 대해 완충역할을 하며, 세균 침투 봉쇄(microbial seal)의 역할, 그리고 심미적으로 수복물의 경계를 임플란트 수준으로 낮출 수 있도록 한다.¹⁷⁾

골내 임플란트의 고정체 외형은 모양이 특징적으로 원주형태로 thread screw (Brånemark implant), press-fit cylinder (IMZ), hollow basket cylinder (I.T.I) 등 3개의 기본형태가 이용되었다. Thread screw는 직선형, 기울어진 것, 원추형, 난원형 등으로 구분될 수 있으며, press-fit cylinder는 직선형, 기울어진 것, 원추형, 썬기형과 계단식 썬기형 등이 있다.¹⁷⁾ 보철물에 가해진 외력이 임플란트 주변골에 골교류 분산되면 치조골의 골개조를 촉진시키고 그럼으로써 주변골의 파괴, 특히 변연골 흡수나 임플란트 혹은 임플란트 보철물의 헐거워짐이나 파절을 막는데 큰 역할을 할 수 있다. 그래서 임플란트 고정체 외형의 자체구조가 응력을 효과적으로 분산시켜야 하중을 인체 내 생리적 한도 내로 제한 시켜줄 수 있는 좋은 디자인이라 할 수 있다.

이번 연구의 목적은 서로 다른 임플란트-지대주 연결방식을 가진 4가지 임플란트 시스템에서 실제 어떤 연결 방식이 우수한지, 그리고 어떤 고정체 외형이 유리한 디자인인지를 보기 위함이다. 4가지 임플란트 시스템은 외부 연결방식에서 가장 광범위하게 사용되는 표준모델인 Brånemark 임플란트를 선택했고, 같은 외부 연결방식이지만 고정체 외형이 기울어진 형태인 Endopore 임플란트를 사용해서 고정체 외형에서의 차이점을 보고자했고, 내부 연결의 대표적인 시스템인 Frialit-2 임플란트와 morse taper의 대표적인 시스템인 I.T.I 임플란트를 선택해서 어느 임플란트-지대주 연결방식이 우수한지를 보고, 고정체 외형도 마찬가지로 어느것이 우수한지를 연구했다.

4가지 임플란트 시스템 모두에서는 측방하중하에서의 응력집중이 수직하중하에서보다 크다는 기존의 연구결과와 거의 일치했다.^{5,8,9)} I.T.I 임플란트에서만 최대유효응력이 5% 정도 약간 증가했고, 나머지 임플란트 시스템에서는 2배 이상 크게 증가하였다.

또한 최대유효응력 값도 외부 연결방식에 비해 현저히 낮았다. 이러한 현상은 역학적 측면에서 I.T.I 임플란트의 우수함을 보여준 것 같다. Brånemark 임플란트와 Endopore 임플란트에서는 최대유효응력이 임플란트의 경부부위에서 일어남을 보여주었는데 기존 연구와 일치했다.^{5,8,9)} Frialit-2 임플란트에서는 최대유효응력이 지대주 아랫부분에서 일어남을 볼 수 있었고, I.T.I 임플란트에서는 최대유효응력이 하중이 가해지는 치관부 부위에서 발생함을 볼 수 있었다. 수직하중과 측방하중 모두에서 임플란트와 보철물, 그리고 주변조직에서의 전체적 최대유효응력은 morse taper 방식의 I.T.I 임플란트와 내부 연결 방식의 Frialit-2 임플란트에서 매우 작았다. 수직하중과 측방하중 모두에서 지대주와 임플란트와의 연결방식에서 전체적 최대유효응력은 morse taper 방식의 I.T.I 임플란트와 내부 연결 방식의 Frialit-2 임플란트에서 매우 작았다. 같은 외부 연결방식이지만 고정체 외형이 다른 Brånemark 임플란트와 Endopore 임플란트에서는 수직하중과 측방하중 모두에서 큰 차이가 없었다. 수직하중시 Frialit-2 임플란트에서 특징적으로 피질골에서 유효응력이 타 임플란트 시스템보다 절반이하로 매우 작았다. 계단식 췌기형의 Frialit-2 임플란트는 또한 임플란트/치조골 계면에서 수직하중과 측방하중 모두에서 균일하게 응력을 분산했다. 특히 40°의 측방하중시 임플란트/치조골 계면에서 최대유효응력이 제일 적어 변연골 상실을 적게 유발할 듯 하다. I.T.I 임플란트의 경우 임플란트와 보철물, 그리고 주변조직에서의 전체적 최대유효응력이 보철물 부위에서 발생됨을 보여줘서 교합면 수복재료로 도재를 사용할 경우 파절의 가능성이 높은 듯 하다. 응력분산에 있어서 전체적으로 보면 I.T.I 임플란트가 우수한 것으로 보이나 I.T.I 임플란트가 다른 임플란트 시스템과는 다르게 치은점막 관통부가 고정체에 연결되어 있는 형태를 가지고 있고, 그래서 치관/치근 비에서 잇점을 가질 수밖에 없어 이번 연구 결과에서 더 유리하게 나온 것 같다. 직경과 길이도 표준화하지 못한 것이 이번 연구 결과에 약간의 영향을 미친 듯 하다. 앞으로 3차원 모델을 통한 실험에 의한 좀더 구체적이고 사실적인 실험 및 장기간의 임상실험을 통하여 좀더 정확한 결론을 얻을 필요가 있다고 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 임플란트 고정체의 외형, 고정체와 지대주의 연결 방식에 따른 응력분포양상을 연구하기 위하여 하악 제 1 소구치 형태의 상부구조물이 연결된 단일치 임플란트 고정체가 하악골에 식립된 4종의 임플란트 유한요소 모델들을 제작하였다. 모델 BRA, END, FRI, ITI는 Brånemark, Endopore, Frialit-2, I.T.I system의 임플란트 고정체와 고유의 UCLA형 지대주를 각각 연결하여 하악 제 1 소구치 수복모형을 제작한 후, 치관의 수복재료로는 제 3형 금합금을 사용했고, 지대주 나사로 상부구조물이 임플란트 고정체에 연결되게 제작되었다. 150 N의 수직방향의 하중을 치관의 중심와에 가한 경우와 150 N의 측방하중을 치아의 장축에 40° 방향으로 협측 교두에 가한 경우에, 각각의 임플란트 구성요소와 하부지지조직에서 발생된 변위와 응력의 분포양상을 유한요소법으로 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 모든 임플란트 시스템에서 수직하중보다는 40°의 측방하중에서 임플란트와 보철물, 그리고 주변조직에서의 전체적 최대유효응력이 더 컸다.
2. 임플란트와 보철물, 그리고 주변조직에서의 전체적 최대유효응력은 morse taper 방식의 ITI 모델과 내부 연결 방식의 FRI 모델에서 외부 연결 방식의 BRA와 END 모델보다 작았다.
3. 상부구조물, 지대주와 임플란트의 연결계면에서의 전체적 최대유효응력은 morse taper 방식의 ITI 모델과 내부 연결 방식의 FRI 모델에서 외부 연결 방식의 BRA와 END 모델보다 작았다.
4. 임플란트 고정체에서의 최대유효응력은 morse taper 방식의 ITI 모델과 내부 연결 방식의 FRI 모델에서 외부 연결 방식의 BRA와 END 모델보다 작았다.
5. 치조골/임플란트 계면에서 계단식 췌기형(trapezoidal step design)의 FRI 모델이 균일하게 응력을 분산했다. 특히 40°의 측방하중시 치조골/임플란트 계면에서 최대유효응력이 가장 작았다.
6. ITI 모델의 경우 임플란트와 보철물, 그리고 주변조직에서의 전체적 최대유효응력이 보철물 하중점부위에서 발생되었다.

이상의 결과에서 임플란트 고정체의 외형과 연결 방식은 하방 지지조직의 응력분포에 영향을 줄 수 있음을 알 수 있었으며, morse taper 방식과 내부 연결 방식에서 임플란트와 보철물, 그리고 주변조직에서의 전체적 최대유효응력이 더 작았고, 계단식 썸기형이 치조골/임플란트 계면에서 균일하게 응력을 분산했다.

참고문헌

1. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50:399-410.
2. Adell R, Lekholm U, Brånemark PI. A 15 year study of osseointegrated edentulous jaw. *J Oral Surg* 1981;10:387.
3. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988;3:85-97.
4. Sones AD. Complication with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1989;62:581-5.
5. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996;76:633-40.
6. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *J Oral Maxillofac Surg* 1994;9:345-60.
7. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Impl Res* 1996;7:143-52.
8. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, Brose MO. Alternative materials for three endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989;61:717-23.
9. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:671-6.
10. Richter E. In vivo vertical forces on implant. *J Oral Maxillofac Implantol* 1995;10:99-108.
11. Kinni ME, Hokama SN, Caputo AA. Force transfer by osseointegration implant devices. *Int J Oral Maxillofac implants* 1987;2:11-4.
12. Choi JH, Seo KH, Choi JH, Han JS. Effects on bone engagement type and implant length on stress distribution : A three dimensional finite element analysis. *J Korean Acad Prosthodont* 1999;37:687-97.
13. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated implants : The Toronto study, Part III. Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent* 1990;64:185-90.
14. Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants : From prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac implants* 1992;7:40-4.
15. Jemt T, Lekholm U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaw : A 5 year follow-up study. *Int J Oral Maxillofac implants* 1993;8:635-40.
16. Eckert SE, Wollan PC. Retrospective review of 1170 endosseous implants placed in partially edentulous jaw. *J Prosthet Dent* 1998;79:415-21.
17. Binon PP. Implants and Components : Entering the New Millennium. *Int J Oral Maxillofac implants* 2000;15:76-94.
18. 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;4:333-40.
19. Major M Ash Jr. Wheeler's Dental anatomo-

- my, physiology and occlusion. : 7th ed W.B. Saunders Co, 1993:218-31.
20. Rieger MR. A finite element survey of eleven endosseous implants. *J Prosthet Dent*. 1990;63:457.
 21. Gibbs CH, Mahan PE. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J Prosthet Dent* 1981;46:443-9.
 22. Craig RG. *Restorative Dental Materials*, 6th ed : C.V. Mosby Co, 1980:60-2.
 23. Anderson DJ. Measurement of stress in mastication (I). *J Dent Res* 1956;35:664-70.
 24. Anderson DJ. Measurement of stress in mastication (II). *J Dent Res* 1956;35:671-3.
 25. Matsushita M, Kitoh M, Mizuta K, Ikeda H, Suetsugu T. Two-dimensional FEA analysis of hydroxyapatite implants : Diameter effect on stress distribution. *J Oral Implantol* 1990;14:6-12.
 26. Clelland NL, Ismail YH, Zail HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac implants* 1991;6:391-8.
 27. Craig GG, Peyton FA. Measurement of stresses in fixed bridge restorations using brittle coating technique. *J Dent Res* 1965;44:756-62.
 28. Dirtoft BI, Jansson JF, Abramson NH. Using holography for measurement of in vivo deformation in complete maxillary denture. *J Prosthet Dent* 1985;54:843-6.
 29. Yang HS, Thompson VP. A two dimensional stress analysis of fixed prosthesis with rigid or nonrigid connectors. *J Dent Res* 1991;70:192.
 30. Hirayama M, Wang M. Bone morphology associated with biologic width among various dental implant designs. *The Advanced J Clinical Implant Dentistry : Sensible*. 2002;2:17-20.
 31. Carlsson GE, Haraldson T. Functional response in tissue-integrated prosthesis. 4th ed, Quintessence Publ. Co, 1986:74-8.
 32. Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system : Design and engineering. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1993;13:409-31.
 33. Buser D, Weber HP, Lang NP. Tissue integration of non-submerged implants. 1-year results of a prospective study with 100 ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants. *Clin Oral Implants Res* 1990;1:33-40.
 34. Buser D, Weber HP, Bragger U. The treatment of partially edentulous patients with ITI hollow-screw implants : Presurgical evaluation and surgical procedures. *Int J Oral Maxillofac implants* 1990;5:165-74.
 35. Buser D, Weber HP, Bragger U, Balsinger C. Tissue integration of one-stage ITI implants : 3 year results of a longitudinal study with hollow-cylinder and hollow-screw implants. *Int J Oral Maxillofac implants* 1991;6:405-12.

Reprint request to:

Hong-So Yang, D.D.S., M.S.D., Ph.D.
 Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chonnam National University
 Hak-1-dong, Dong-Gu, Gwangju, 501-746, Korea
 yhsdent@chonnam.ac.kr

사진부도 ①

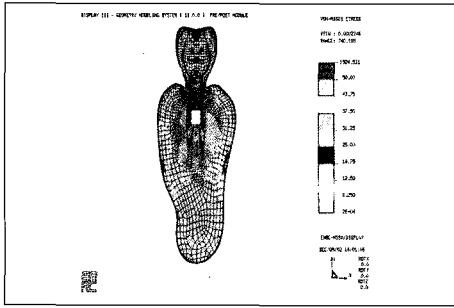


Fig. 3. Von-mises stress in BRA model under load L1

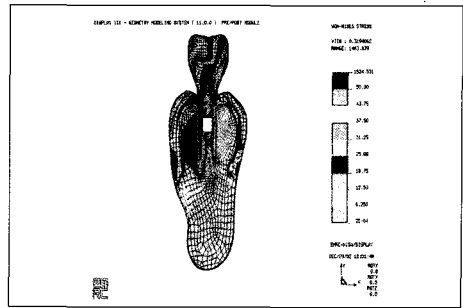


Fig. 4. Von-mises stress in BRA model under load L2

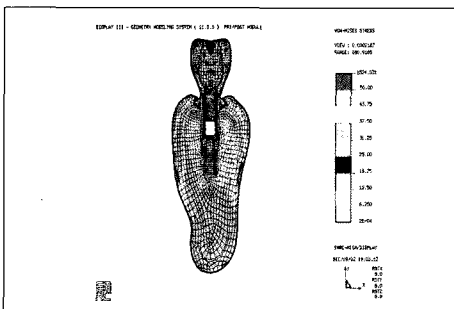


Fig. 5. Von-mises stress in END model under load L1

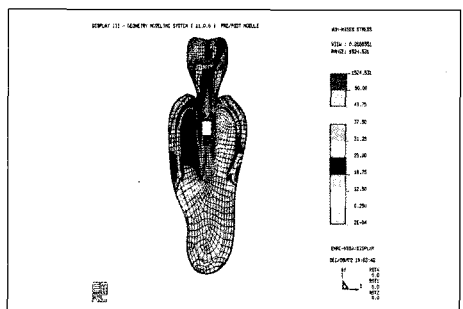


Fig. 6. Von-mises stress in END model under load L2

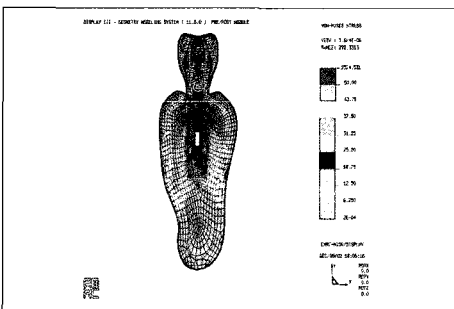


Fig. 7. Von-mises stress in FRI model under load L1

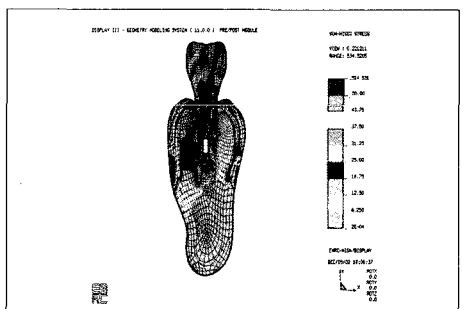


Fig. 8. Von-mises stress in FRI model under load L2

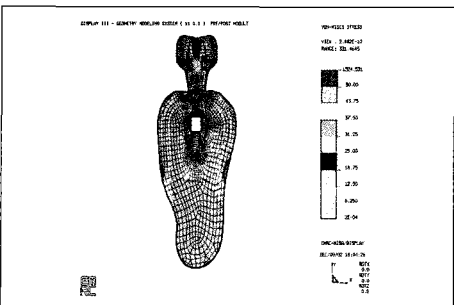


Fig. 9. Von-mises stress in ITI model under load L1

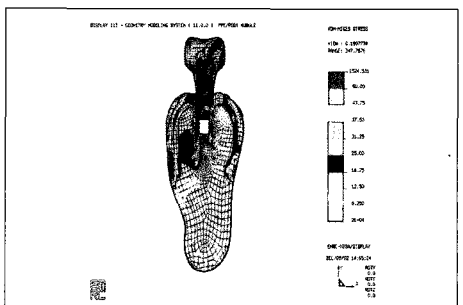


Fig. 10. Von-mises stress in ITI model under load L2

ABSTRACT

STRESS ANALYSIS OF SUPPORTING TISSUES AND IMPLANTS ACCORDING TO IMPLANT FIXTURE SHAPES AND IMPLANT-ABUTMENT CONNECTIONS

Sang-Un Han, D.D.S., Ha-Ok Park, D.D.S., Ph.D., Hong-So Yang, D.D.S., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chonnam National University

Purpose: Four finite element models were constructed in the mandible having a single implant fixture connected to the first premolar-shaped superstructure, in order to evaluate how the shape of the fixture and the implant-abutment connection would influence the stress level of the supporting tissues, fixtures, and prosthetic components.

Material and methods: The superstructures were constructed using UCLA type abutment, ADA type III gold alloy was used to fabricate a crown and then connected to the fixture with an abutment screw. The models BRA, END, FRI, ITI were constructed from the mandible implanted with Branemark, Endopore, Frialit-2, I.T.I systems respectively.

In each model, 150 N of vertical load was placed on the central pit of an occlusal plane and 150 N of 40° oblique load was placed on the buccal cusp. The displacement and stress distribution in the supporting tissues and the other components were analysed using a 2-dimensional finite element analysis. The maximum stress in each reference area was compared.

Results:

1. Under 40° oblique loading, the maximum stress was larger in the implant, superstructure and supporting tissue, compared to the stress pattern under vertical loading.
2. In the implant, prosthesis and supporting tissue, the maximum stress was smaller with the internal connection type (FRI) and the morse taper type (ITI) when compared to that of the external connection type (BRA & END).
3. In the superstructure and implant/abutment interface, the maximum stress was smaller with the internal connection type (FRI) and the morse taper type (ITI) when compared to that of the external connection type (BRA & END).
4. In the implant fixture, the maximum stress was smaller with the internal connection type (FRI) and the morse taper type (ITI) when compared to that of the external connection type (BRA & END).

5. The stress was more evenly distributed in the bone/implant interface through the FRI of trapezoidal step design. Especially Under 40° oblique loading, The maximum stress was smallest in the bone/implant interface.
6. In the implant and superstructure and supporting tissue, the maximum stress occurred at the crown loading point through the ITI.

Conclusion: The stress distribution of the supporting tissue was affected by shape of a fixture and implant-abutment connection. The magnitude of maximum stress was reduced with the internal connection type (FRI) and the Morse taper type (ITI) in the implant, prosthesis and supporting tissue. Trapezoidal step design of FRI showed evenly distributed the stress at the bone/implant interface.

Key words : Shape of the fixture, Implant-abutment connection, Bone/implant interface, 2-dimensional finite element analysis, Stress distribution