

# 수종의 내부연결형 임플란트에서 연결부의 형태에 따른 응력분포의 유한요소 분석

정병현<sup>1†</sup> · 이경제<sup>2†</sup> · 강동완<sup>1\*</sup>

<sup>1</sup>조선대학교 치의학전문대학원 보철학교실, <sup>2</sup>연세대학교 원주의과대학 치과학교실

**연구 목적:** 본 연구는 3차원 유한요소분석을 통해 특징적인 내부연결구조를 갖는 5종의 임플란트의 고정체와 지대주의 연결방식에 따른 응력분산을 알아보고자 하였다. **연구 재료 및 방법:** 본 실험을 위한 유한요소모델은 하악 제1대구치부에 임플란트가 식립되고 상부구조물로 3형 금합금을 사용하는 것으로 가정하였다. 응력분산은 200N의 하중이 교합면의 중심, 중심에 1.5 mm 외측, 중심에서 3.0 mm 외측에 수직으로 가해지고 임플란트의 장축과 30°의 각도로 경사하중이 가해지도록 하여 분석하였다. 유한요소모델에 대한 해석작업은 3G.Author (PlassoTech, California, USA)를 사용하여 이뤄졌다.

**결과:** 경사가 없는 내부계단 구조를 가지는 DAS tech의 임플란트의 경우, 내부연결구조를 갖는 다른 임플란트에 더 유리한 응력분산을 보였다. 하중이 임플란트 고정체의 외형선 이내에 가해지는 경우와 비교하여 외형선 바깥이나 경사력으로 전해지는 경우 더 높은 응력을 보였으며 하중조건과 관계없이 임플란트 고정체보다는 지대주에 더 큰 응력이 집중되었다.

**결론:** 교합력이 가해졌을 때 응력분산은 임플란트의 연결부의 형태와 하중이 가해지는 위치에 따라 달라졌으며 내부계단 구조를 가지는 DAS tech의 임플란트를 사용한 경우와 고정체의 외형선 이내에 하중이 가해졌을 경우에 더 유리한 응력분산을 보였다. (대한치과보철학회지 2012;50:119-27)

**주요단어:** 치과용 임플란트; 3차원 유한요소분석; 교합력; 임플란트-지대주 연결; 내부연결형 임플란트

## 서론

골유착성 임플란트를 이용한 치료는 단일치는 물론 부분무치악, 상악 완전무치악 및 전치부의 상실 증례에 이르기까지 광범위하게 사용되고 있으며 장기간에 걸친 많은 실험과 임상적 관찰의 결과 높은 성공률을 보이며 효과적인 치료법으로 널리 인정되고 있다.<sup>1,2</sup>

임플란트를 사용한 치료의 성공을 위해서는 정확한 진단과 적절한 고정체의 선택, 수술과정, 지대주의 선택 및 보철적 과정이 필요하며 임플란트 수복물의 장기적 성공 여부를 결정하는 주요인자로는 하중의 위치와 방향성, 지지골에 전달된 기계적인 응력, 임플란트와 골의 계면, 임플란트의 길이와 직경, 임플란트의 나사산 형태, 임플란트의 표면구조, 지지골의 양과 질 등 다양하다.<sup>3,8</sup> 따라서 보철물의 성공을 위해 수술 전에 골유착과 보철적 예후가 양호한 임플란트의 신중한 선택이 반드시 필요하다. 또한 보철물의 기능 시 가해지는 응력의 크기가 구조물의 기계적 허용범위를 초과해서는 안 되며 임플란트 보철물의 장기적인 안정성 위해서는 우수한 형태와 물성을 지닌 임플란트와 보철물의 선택이 매우 중요하다.<sup>9</sup>

임플란트는 고정체와 지대주의 연결방식에 따라 외부연결 방식과 내부연결 방식으로 나뉘는데 전통적인 방식인 외부연

결 방식의 경우 술자에게 보다 친숙하며, 보철적으로 다양한 수복이 가능하고, 장기적인 임상결과가 보고되어 있다는 장점에 불구하고 고정체와 지대주의 육각형태의 계면에 따른 미세동요, 측방력에 취약한 단점이 있으며 실제로 장기간의 임상연구 결과 나사의 풀림이나 파절 등의 임상적 문제를 야기하기도 한다.<sup>10-14</sup> 이런 외부연결방식의 문제를 해결하고자 개발된 내부연결방식은 임상연구 결과 고정체와 지대주 간의 긴밀한 접촉으로 인해 미세누출이나 미세동요의 방지, 부족한 수직고정 문제의 해결, 교합압이나 측방력에 대한 응력의 분산 및 보다 심미적인 보철물의 제작이 가능하다는 등의 장점으로 인해 점차 선호되는 추세이며 다양한 형태의 내부연결구조를 지닌 임플란트가 소개되고 있으며 이에 대한 많은 연구가 이뤄지고 있다.<sup>9-11,15,16</sup> 실제로 Levine 등의 보고에 따르면 원추형 내부연결형의 임플란트가 외부연결형의 임플란트에 비해 60% 정도 더 강하다고 했다.<sup>16</sup> Han 등은 2종의 외부연결형 임플란트와 2종의 내부연결형 임플란트를 유한요소분석을 통해 비교함으로써 내부연결형 임플란트가 응력분산에 유리한 구조이며 내부연결형 임플란트의 경우에도 응력의 분산 양상이 다르다고 보고하였다.<sup>15</sup> 그러나 대부분의 실험이 외부연결방식과 내부연결방식의 비교 또는 경사형 내부구조를 지닌 수종의 내부연결방식 간의 비교에 한정되고 있다.

\*교신저자: 강동완

501-759 광주광역시 동구 서석동 375 조선대학교 치과대학 보철학교실 062-220-3827; e-mail, dwkang@chosun.ac.kr

원고접수일: 2012년 3월 27일 / 원고최종수정일: 2012년 4월 6일 / 원고채택일: 2012년 4월 12일

†: 이 저자들은 본 연구에 동일한 기여를 하였음.

대한치과보철학회지 2012년 50권 2호

이에 본 연구에서는 골유착성 임플란트를 이용한 단일치 수복을 가정하여 4종의 내부경사를 갖는 내부연결형 임플란트와 1종의 내부 계단 구조를 지닌 내부연결형 임플란트를 이용하여 기능력 하에서 각각의 고정체와 지대주 계면의 응력 분포와 변형 정도를 3차원 유한요소분석을 통해 비교함으로써 안정적인 고정체-지대주와의 연결을 지니는 디자인을 알아보고자 하였다.

## 연구 재료 및 방법

### 1. 유한요소모델의 설계

본 연구에서는 하악 제 1대구치에 식립되는 임플란트를 가정하였으며 직경 5.0mm, 길이 11.1mm이고 각각 특징적인 내부 형태를 갖는 5종의 내부연결구조 임플란트를 이용하였고 이를 5개의 그룹으로 분류하였다(Table 1).

DAS는 내부연결구조이지만 경사도 0°인 3개의 내부계단 형태로 이루어진 구조이고 지대주와 고정체가 butt joint를 형성하고 있어 외부연결형 임플란트의 특성도 지니고 있다. AST, FRI, SST, SBL은 각각 11°, 5.74°, 8°, 13°의 경사형 내부연결구조를 갖는 임플란트이다(Fig. 1).

우선 지대주(Abutment)를 각 임플란트 시스템의 독특한 내부 경사를 재현하여 설계하였으며 지대주와 고정체(Fixture)가 결합면에서 정확히 일치하도록 고정체의 내부에 지대주 매식부의 음형을 형성하였다. 고정체와 지대주를 결합한 후 0.35 mm의 나사산을 가진 직경 1.6 mm의 금합금의 지대주 나사를 이용하여 결합시켰다. 상용되고 있는 각각의 임플란트의 나사의 형태와 크기가 상이하나 실험의 단순화를 위해 이를 동일하다고 가정하였다. 상부보철물은 미국치과의사회(ADA; American

Dental Association)의 기준 3형 금합금으로 제작한 주조금관을 사용하였으며 상부지름 10 mm, 하부지름 5 mm 그리고 높이 5 mm의 크기로 제작하였으며 형태는 유한요소모델 분석의 특성 때문에 원형으로 단순화시켰다. 본 실험에서는 임플란트 식립부위 악골의 응력분포를 관찰하고자 하는 것이 아니므로 임의의 외측 피질골, 내측 해면골의 골질과 골량을 갖는 것으로 가정하였다. 본 실험을 위해 완성된 유한요소모델은 Fig. 2와 같다.

실제로는 지대주와 임플란트에 훨씬 더 복잡한 응력이 가해지나 유한요소모델 분석의 단순화를 위해 수치적 계산을 위한 재료의 특성은 기계적 특성이 균일하다는 균질성(Homogeneity), 3 방향으로 동일하다는 등방성(Isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하며 변위 정도와 관계없는 선형탄성(Linear elasticity) 거동을 갖는다고 가정하였다.

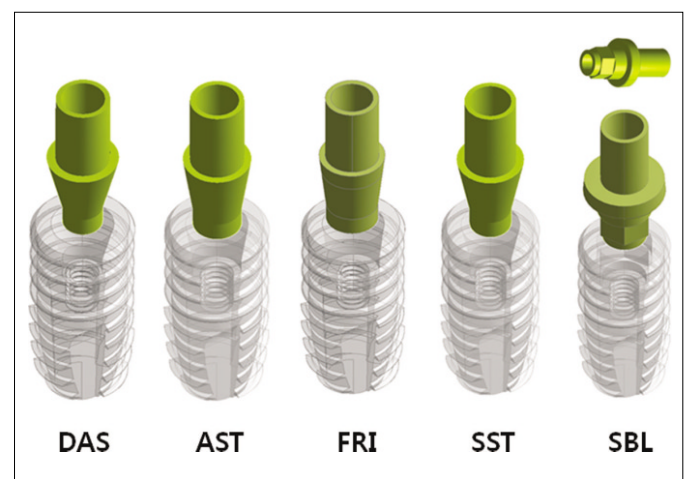
본 실험의 유한요소모델에는 티타늄 소재의 지대주, 고정체, ADA 3형 금합금의 상부보철물, 해면골 및 피질골로 구성되어 있으며 유한요소해석을 수행하는데 필요한 기계적 물성인 Young's modulus (E)와 Poisson's ratio (ν)는 선학들의 자료를 참고하여 적용하였다(Table 2). Fig. 2와 같이 설계된 모델은 형상과 물성에 따라 요소별로 분할되었다. 요소는 4절점의 삼각뿔 형태인 tetra hedron 요소를 사용하였다. 요소의 크기는 기본 0.2 mm를 사용하였다.

### 2. 하중조건

각 제조사별 임플란트 유한요소모델의 하중 조건으로 임플란트 고정체의 장축에 평행한 방향으로 상부보철물의 교합면에 집중하중을 가하였다. 각기 다른 4가지 부위에 집중하중을 가하였으며 각각에 대해 유한요소해석을 수행하였다. 집중하

**Table 1.** Implant systems used in this study

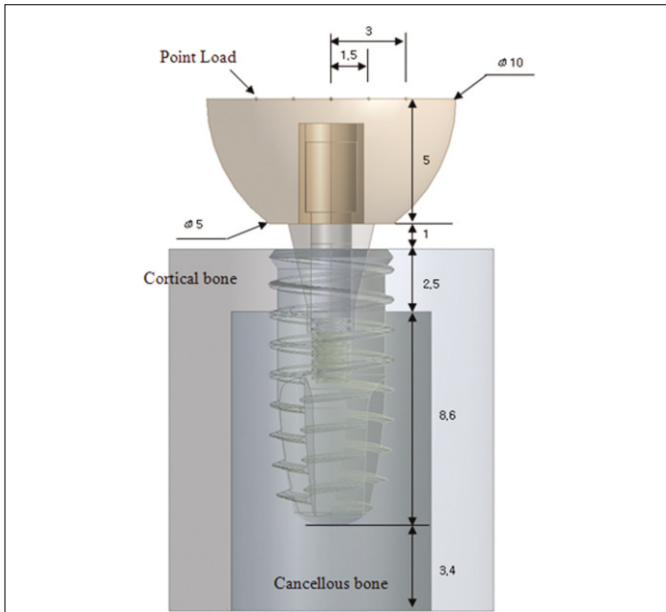
Model	Implant system	Taper of abutment-fixture connection
DAS	JOY (DAS tech, Gwangju, Korea)	0° (3-step)
AST	Osseospeed TX (Astra tech, Mölndal, Sweden)	11°
FRI	Ankylos C/X (Friadent, Mannheim, Germany)	5.74°
SST	Standard Implant (Straumann, Waldenburg, Switzerland)	8°
SBL	Bone Level Implant (Straumann, Waldenburg, Switzerland)	13°



**Fig. 1.** Abutment and fixture modeling. DSA: JOY (DAS tech, Gwangju, Korea), AST: Osseospeed TX (Astra tech, Mölndal, Sweden), FRI: Ankylos C/X (Friadent, Mannheim, Germany), SST: Standard Implant (Straumann, Waldenburg, Switzerland), SBL: Bone Level Implant (Straumann, Waldenburg, Switzerland).

**Table 2.** Material properties used in this study

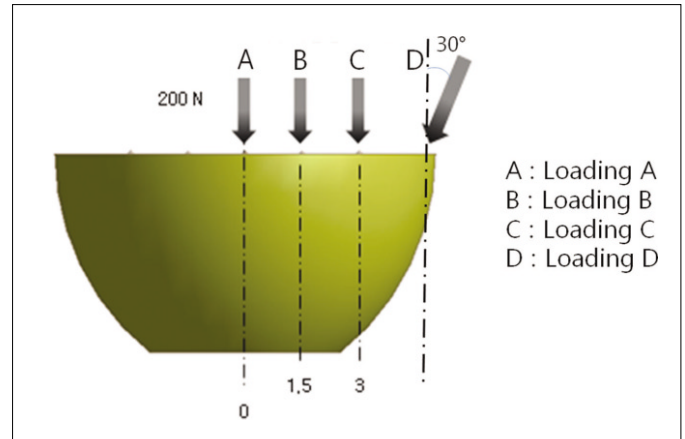
Materials	Property	
	Young's modulus (MPa)	Possion's ratio (v)
Cortical bone	13,000	0.30
Cancellous bone	Type 1 (9,500), Type 3 (1,600)	0.30
Titanium (Implant)	115,000	0.35
Gold crown (Type 3)	66,600	0.33
Gold screw	98,000	0.45

**Fig. 2.** Finite element model of whole body.

중의 크기는 200 N이며, 집중하중을 가한 점은 고정체의 중심을 기준으로 각각 0 mm (Loading A), 중심 외측 1.5 mm (Loading B), 중심 외측 3 mm (Loading C)의 지점이며 수직하중을 가하였으며 Loading C의 경우 임플란트 고정체의 외형보다 바깥에 위치하는 점으로 캔틸레버 형태의 하중을 가정한 것이다. 또한, 교합면 상에 고정체의 장축과 30° 방향 (Loading D)으로 200 N의 균일 분포 하중을 가하여 이에 대한 응력값을 해석하였다 (Fig. 3).

### 3. 응력 및 변형을 해석

각 모델에 대한 분석은 3차원 유한요소분석 프로그램인 3G.Author (PlasTech, California, USA)를 이용하여 해석하고 후처리 과정 작업을 수행하였다. 각 해석 결과는 등가응력 (equivalent stress)과 등가변형 (equivalent strain)으로 나타내었으며 응력 분포도와 최대 응력 집중부, 최대 변형 집중부를 비교 분석하여, 각 임플란트의 지대주와 고정체의 연결부위의 등가응력 및 등가탄성변형을 계산하였다.

**Fig. 3.** Loading conditions. A: Loading A condition, B: Loading B condition, C: Loading C condition, D: Loading D condition.

## 결과

### 1. 치관 교합면 중심에 하중 부여 시의 응력분석 (Table 3, Fig. 4)

치관 교합면 중심부에 200 N의 수직하중이 가해지는 Loading A의 조건에서 지대주에 가해지는 등가응력은 DAS에서 가장 낮게 나타났으며 AST와 SBL에서 약간 더 높게 나타났을 뿐 각 그룹간의 차이는 현저하지 않았다. 고정체에서는 지대주에 비해 1/4 - 1/6 정도 작은 응력이 가해졌으며 DAS에서 가장 작은 응력이 가해지고 AST, SBL, SST, FRI 순으로 낮게 나타났다. 등가탄성변형의 경우 지대주와 고정체 모두에서 DAS가 가장 낮게 나타나고 다른 그룹 간의 큰 차이는 나타나지 않았으며 지대주에 더 큰 변형이 나타났다.

Loading A의 조건에서 지대주에는 5그룹 모두 응력이 고정체와의 결합면이 아닌 상방에 한정되어 집중되었고 고정체와의 연결부에서는 상대적으로 낮게 나타났다. 고정체의 경우 AST, FRI, SST, SBL의 경우 고정체의 상부, 즉 지대주와의 연결부에 응력이 집중되는 양상을 보인 반면 DAS의 경우 연결부 전체에 걸쳐 분산되는 양상을 보였다.

### 2. 치관 교합면의 1.5 mm 외측점에 하중 부여 시의 응력 분석 (Table 4, Fig. 5)

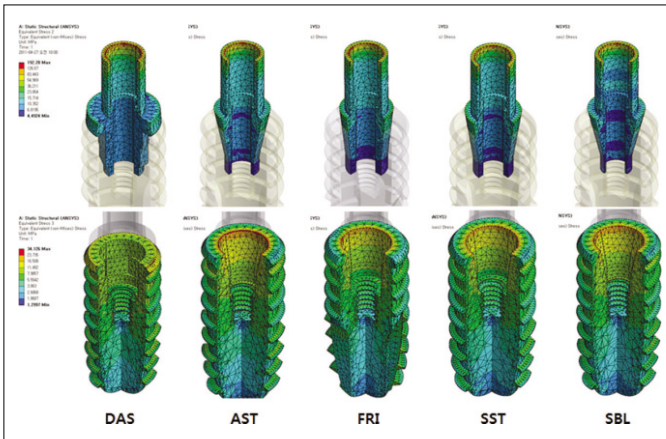
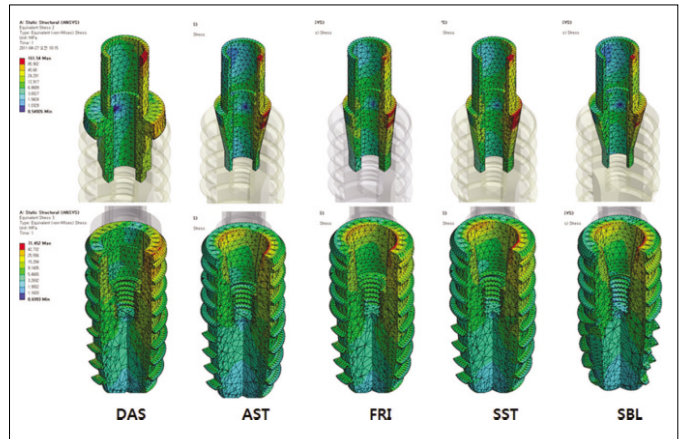
치관 교합면 중심부에 1.5 mm 외측점에 200 N의 수직하중이 가해지는 Loading B의 조건에서 지대주에 가해지는 등가응력이 DAS에서 가장 낮게 나타났으며 다음으로 AST, SST, SBL, FRI의 순으로 응력이 가해졌다. 응력의 크기는 Loading A 조건과 비교하여 나머지 네 그룹에서는 비슷하거나 약간 더 높게 나타난 반면 DAS에서는 약간 더 작게 나타났다. 고정체에 가해지

**Table 3.** Maximum equivalent stress and maximum equivalent strain of various models in loading A condition

Model	Equivalent stress (MPa)		Equivalent elastic strain (mm)	
	Abutment	Fixture	Abutment	Fixture
DAS	192.28	34.13	$1.67 \times 10^{-3}$	$0.30 \times 10^{-3}$
AST	208.40	41.12	$1.81 \times 10^{-3}$	$0.36 \times 10^{-3}$
FRI	202.43	51.12	$1.76 \times 10^{-3}$	$0.44 \times 10^{-3}$
SST	206.74	49.27	$1.80 \times 10^{-3}$	$0.43 \times 10^{-3}$
SBL	208.48	46.25	$1.81 \times 10^{-3}$	$0.40 \times 10^{-3}$

**Table 4.** Maximum equivalent stress and maximum equivalent strain of various models in loading B condition

Model	Equivalent stress (MPa)		Equivalent elastic strain (mm)	
	Abutment	Fixture	Abutment	Fixture
DAS	161.54	71.45	$1.49 \times 10^{-3}$	$0.62 \times 10^{-3}$
AST	189.89	150.86	$1.66 \times 10^{-3}$	$1.31 \times 10^{-3}$
FRI	242.30	142.66	$2.19 \times 10^{-3}$	$1.24 \times 10^{-3}$
SST	209.37	143.81	$1.82 \times 10^{-3}$	$1.25 \times 10^{-3}$
SBL	220.08	146.13	$1.91 \times 10^{-3}$	$1.27 \times 10^{-3}$

**Fig. 4.** The stress contours of models under Loading A condition.**Fig. 5.** The stress contours of models under Loading B condition.

는 등가응력은 DAS에서 다른 그룹에 비해 1/2 수준으로 가장 낮았고 나머지 네 그룹 간에는 큰 차이가 없었다. Loading A와 비교하여 약 2-3배 정도 증가하였으며 지대주에 가해지는 응력에 고정체에 더 큰 응력이 가해졌다. 등가탄성변형의 경우 DAS에서 가장 낮게 나타났고 역시 지대주에 더 많은 변형이 있었다.

Loading B의 조건에서는 하중이 가해진 방향으로 응력이 집중되는 양상을 보였으며 최대 응력/변형 집중부는 하중에 가해진 쪽의 지대주에서는 상부와 고정체와의 결합면으로 나타났으며 고정체에서는 하중이 가해진 방향에서 지대주와의 연결부에 응력 및 변형이 집중되었고 DAS에서는 연결계면에 비교적 골고루 분산되는 양상을 보였다.

### 3. 치관 교합면 중심 3.0 mm 외측점에 하중 부여 시의 응력분석(Table 5, Fig. 6)

치관 교합면 중심부에 3.0mm 외측 점에서 200 N의 수직하중이 가해지는 Loading C의 조건에서는 대부분의 그룹에서 Loading A, Loading B의 조건에 비해 1.5-2배 가량 높은 응력 및 변형을 보인 반면 DAS의 경우에는 이전의 조건과 거의 유사한 결과를 보이며 다른 그룹의 1/2정도로 낮게 나타났다.

지대주에는 응력 및 변형이 다른 네 그룹에서는 고정체와의 연결부에 집중되는 양상을 보인 반면 DAS에서는 경우 상부 보철물과 대합되는 변연부에 응력이 집중되고 고정체와의 연결부에서는 상대적으로 응력이 분산되는 양상을 보였다. Loading A와 Loading B에서는 상부보철물과 대합되는 지대주의 상방에 응력이 집중되는 반면 Loading C에서는 그러한 양상이 사라졌다. 고정체에서는 Loading B와 마찬가지로 응력 및 변형이 하중이 가해지는 방향의 지대주와 고정체의 계면에 나타나고 응력 및 변형은 더 집중되는 양상을 보였다. 반면 DAS에서는 연결부에 약간의 응력이 집중되기는 하지만 고정체 전체에 걸쳐 넓게 분산되는 양상을 보였다.

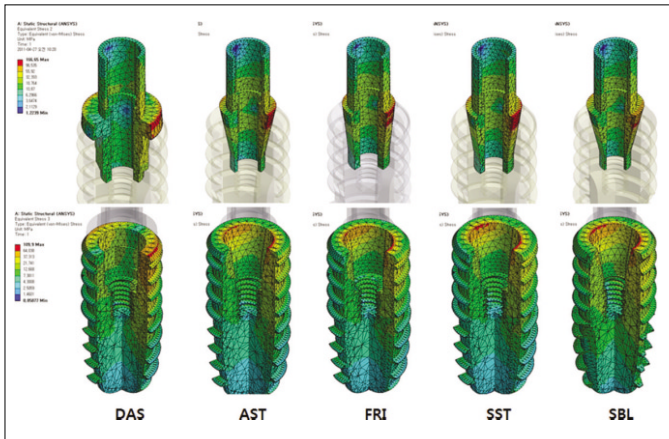
### 4. 치관 교합면 중심 장축에서 30°의 경사 하중 시의 응력 분석(Table 6, Fig. 7)

치관 교합면 중심 장축에서 30°로 200 N의 경사 하중이 가해지는 Loading D의 조건에서는 AST, FRI, SST, SBL의 경우 지대주와 고정체에서의 최대 응력/변형의 크기가 Loading A, Loading B 보다는 크게 나타났으나 Loading C 보다는 작게 나타났다. 반면 DAS의 경우 절대적인 응력 및 변형의 크기는 다섯 개 그룹 중 가장 낮았으나 지대주에서의 등가탄성 변형을 제외하고는

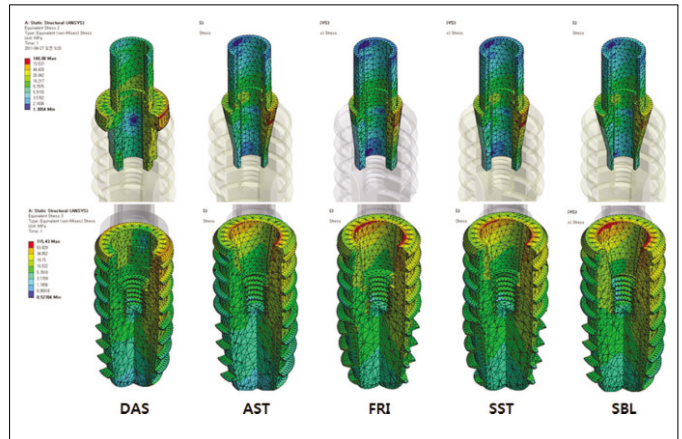


**Table 5.** Maximum equivalent stress and maximum equivalent strain of various models in loading C condition

Model	Equivalent stress (MPa)		Equivalent elastic strain (mm)	
	Abutment	Fixture	Abutment	Fixture
DAS	166.65	109.90	$1.45 \times 10^{-3}$	$0.96 \times 10^{-3}$
AST	344.44	262.91	$2.90 \times 10^{-3}$	$2.29 \times 10^{-3}$
FRI	437.36	248.19	$3.80 \times 10^{-3}$	$2.16 \times 10^{-3}$
SST	367.45	247.39	$3.20 \times 10^{-3}$	$2.15 \times 10^{-3}$
SBL	386.60	254.59	$3.36 \times 10^{-3}$	$2.21 \times 10^{-3}$

**Fig. 6.** The stress contours of models under Loading C condition.**Table 6.** Maximum equivalent stress and maximum equivalent strain of various models in loading D condition

Model	Equivalent stress (MPa)		Equivalent elastic strain (mm)	
	Abutment	Fixture	Abutment	Fixture
DAS	148.08	155.43	$1.29 \times 10^{-3}$	$1.00 \times 10^{-3}$
AST	256.06	218.36	$2.23 \times 10^{-3}$	$1.90 \times 10^{-3}$
FRI	308.57	184.03	$2.68 \times 10^{-3}$	$1.60 \times 10^{-3}$
SST	281.80	228.24	$2.45 \times 10^{-3}$	$1.98 \times 10^{-3}$
SBL	335.38	180.35	$2.92 \times 10^{-3}$	$1.57 \times 10^{-3}$

**Fig. 7.** The stress contours of models under Loading D condition.

Loading A, Loading B, Loading C에 비해 더 크게 나타났다.

응력 및 변형의 분산양상은 Loading C와 거의 유사한 특성을 보이고 특히 DAS tech의 경우 최대 응력/변형이 연결계면의 내면이 아닌 보철물과 지대주의 변연부 연결계면과 고정체 전체에 걸쳐 분산되는 양상을 보였다.

## 고찰

임플란트를 이용한 치료의 성공을 위해서는 수술적 성공과 보철적 성공이 모두 이뤄져야 한다. 임플란트 재료와 가공에 관한 지속적인 연구로 골유착에 있어서는 높은 성공률을 보이거나 지대주 나사의 풀림이나 파절 등의 보철적인 문제로 인한 실패율은 여전히 높은 것으로 보고되고 있다.<sup>19,20</sup> 특히, 장기적인 성공을 위해서는 구강 내 기능 시 가해지는 응력이 효과적으로 분산되고 지지조직에 가해지는 응력이 최소화되어야 하며 이를 위해 임플란트의 구강 내 위치, 보철물의 형태 및 재료가 중요하다.<sup>9</sup>

임플란트는 지대주와 고정체의 연결 방식에 따라 외부연결형과 내부연결형으로 구분되는데 처음으로 Brånemark이 도입한 골유착형 치과 임플란트는 외부육각구조를 가진 임플란트였다.<sup>1</sup> 외부연결구조를 가진 임플란트의 경우 연결나사를 조

임으로써 발생하는 나사의 신장과 이로 인한 전하중이 지대주와 고정체 간의 인장력으로 작용하여 고정을 얻는 구조로서 술자에게 친숙한 방식이며, 다양한 보철적 수복을 가능하게 하고, 장기적인 연구성과가 보고되었다는 장점이 있다. 그러나 외부육각구조의 구조적 한계로 인해 측방력이나 회전력이 가해졌을 때 미세한 움직임이 발생되며 응력이 지대주나사로 집중되고 지대주 나사의 풀림이나 파절이 많이 발생하는 단점이 있음이 많은 선행들의 연구에 의해 밝혀졌다.<sup>10,13,17-20</sup>

이러한 외부육각구조의 한계를 극복하기 위해 육각구조의 높이를 다르게 하거나 직경을 증가시키는 등의 다양한 시도가 시도되었고 내부연결방식의 임플란트가 개발되게 되었다.<sup>15,21-23</sup> 외부연결방식의 임플란트에서는 모든 응력이 나사로 집중되는 것에 반해 내부연결방식의 경우 지대주와 고정체에 골고루 응력이 분산되는 경향을 보이고 많은 연구자들에 의해 이 연결방식이 강도나 측방력에 대한 저항에 보다 유리한 경향을 보임이 밝혀졌다.<sup>16,17</sup> 특히 내부연결방식의 경우 마찰력에 의해 연결부가 결합되고 상대적으로 전하중의 크기가 작으므로 외력이 나사의 항복강도를 넘어설 위험성이 작다고 알려져 있다.<sup>24</sup> 또한 고정체 상부로 돌출되는 구조가 없어 수직고경을 줄일 수 있고 진동에 대한 완충효과를 기대할 수 있고 작은 공극으로 인해 세균의 침투를 봉쇄할 수 있고 수복물의 경계를 고

정체 수준으로 낮출 수 있어 심미적 활용 범위가 넓다는 장점도 있어 최근 들어 더욱 선호되고 있는 추세이다.<sup>15</sup> 내부연결구조는 외부연결구조에 비해 60% 정도 굽힘강도가 증가하는 것으로 알려져 있다.<sup>17</sup> Walton과 MacEntee<sup>25</sup>에 의한 외부연결형 임플란트를 이용한 임상관찰 실험에서 22개월 후 27-32%의 나사풀림이 보인데 반해 Levine 등<sup>26</sup>에 의한 내부원추형 구조를 가진 임플란트를 이용한 임상관찰실험에서는 21.3개월 후 단지 1.8%만의 보철적 문제점을 보였다. 최초의 내측연결구조를 가진 임플란트로 ITI에 의해 8°의 내부경사를 가진 임플란트가 개발된 이래 다양한 형태와 각도를 지닌 내부연결방식의 임플란트가 개발되고 사용되고 있고 본 연구에서는 5종의 서로 다른 구조를 지닌 내부연결형 임플란트를 사용하였다.<sup>26</sup>

임플란트 시술의 성공여부를 예측하기 위한 방법으로 다양한 임상연구 및 유한요소분석법이 사용되고 있고 이중구조물에 발생하는 응력을 분석하기 위한 공학적 방법인 유한요소분석법은 구조물의 물리적 성질을 대입한 후 기계적인 이상화를 시킨 뒤 각 요소의 변형과 응력 성분을 구하는 방법이다.<sup>27</sup> 유한요소법은 Weinstein이 임플란트 치과학에 처음으로 도입한 이래 임플란트와 그 지지골에 가해지는 복잡한 응력에 대한 분석법으로 많이 사용되고 있으며, 보철물에 가해지는 다양한 하중이 임플란트에 미치는 결과를 이해하기 위해서 임플란트와 계면 조직에서 나타나는 역학적인 면을 예측하기 위하여 이용되어지고 있다.<sup>28</sup>

본 연구에서는 다양한 형태의 내부연결형 임플란트를 사용하여 하중을 가했을 시의 지대주와 고정체의 응력분포를 3차원 유한요소법을 통해 알아보고자 하였는데 구강 내에서 일어나는 저작, 연하 등의 기능운동은 수직력, 경사력 그리고 수평력이 복합적으로 일어나는 복잡한 운동이고 본 연구에서는 수직력과 수평력의 두 종류의 응력을 가하여 실험하였다. 개인에 따라 교합력의 크기가 다양하므로 선행학의 연구를 참조하였는데 Richter<sup>30</sup>의 연구에 의하면 구치부 임플란트의 평균 저작력이  $121 \pm 69.9\text{N}$ 이라 보고하였고, Carlsson과 Haraldson<sup>31</sup>은 임플란트를 이용한 고정성 보철물에서 평균저작압이 143 N이라 보고하였고 Craig<sup>32</sup>는 구치부의 교합력이 390-880 N이라 보고하였다. 본 연구에서는 제1대구치 부위에 식립된 임플란트에 가해지는 교합력임을 가정하여 자연치의 교합력보다는 작으면서 평균적인 구치부 임플란트의 교합력보다는 높은 200 N으로 응력의 크기를 설정하여 일반적인 구치부의 임플란트보다 가혹한 조건을 설정하였다. 본 연구에서는 총 5종의 내부연결구조를 갖는 임플란트를 사용하였으며 그 중 DAS의 임플란트의 경우 경사도를 가지지 않고 내부계단형의 구조를 가지고 있으며, AST의 경우 11°, FRI의 경우 5.74°, SST의 경우 0° 그리고 SBL의 경우 13°의 경사를 가지는 내부원추형 임플란트였다. 본 연구는 내측연결구조를 가진 각 임플란트에 가해지는 응력 분석을 통해 보다 응력분산에 유리한 형태의 임플란트에 대해 알아보는 것을 목표로 하였다.

본 연구에서의 응력분석을 보면 내부경사형 구조를 가진

AST, FRI, SST, SBL에서는 수직력이 중심축 상에 가해진 Loading A의 조건에서는 중심축에서 외측으로 1.5 mm와 3.0 mm에 하중이 가해진 Loading B, C에서 현저히 낮은 등가응력 및 등가탄성 변형을 보였다. 이는 내부연결형 임플란트에서 중심와와 협측 교두에 수직 및 경사하중을 가해 응력의 분포를 관찰한 Lee 등의 연구의 결과와 유사하며 이는 임플란트 보철의 중심와에 하중이 전해지도록 교합점을 설계하는 것이 유리하다는 것을 의미하는 것이다.<sup>33</sup>

경사하중이 가해진 Loading D의 경우 중심와에 수직하중이 가해진 loading A와 중심축 외측 1.5 mm의 점에 수직하중이 가해진 Loading B의 조건보다 높은 응력 및 변형을 보였다. 이는 임플란트 상부보철물에 수직하중과 경사하중을 가한 경우의 응력분포를 보고했던 Kim 등<sup>26</sup>, Ahn 등<sup>29</sup>, Lee 등<sup>33</sup>의 결과와 일치하여 임플란트 수복 시 경사하중이 가해지지 않도록 보철물의 교두경사를 줄여주거나 대합치의 정출 등의 교합부조화를 미리 제거한 후 임플란트 보철수복을 해줘야 한다는 사실을 뒷받침한다.

또한 수직하중이지만 중심축에서 3.0 mm 외측점에 하중이 가해진 Loading C에서는 모든 경우 Loading A나 Loading B에서보다 높은 등가응력 및 변형을 보였고 심지어 경사하중인 Loading D의 경우보다 높은 수치를 보였다. 게다가 응력의 분포 양상이 지대주와 고정체의 경계면에 집중되는 것으로 나타났다. 이는 임플란트 고정체의 외형선 바깥으로 가해지는 하중, 즉 캔틸레버 형태의 하중이 가해진 결과가 아닐까 추측된다. 캔틸레버 형태의 보철물은 고정성 보철물, 가철성 모두에서 불리한 조건임을 주지의 사실이다. 실제로 Ban 등<sup>34</sup>은 하악의 임플란트 지지의치에서 rest 임플란트를 사용하고 또 이를 기틀여서 식립한 경우 저작압 분산이나 임플란트나 지지조직으로의 응력분산에 유리함을 보고한 바 있다. Lee 등<sup>33</sup>의 내부연결형 임플란트를 사용한 하중의 위치와 방향에 따른 응력분산의 유한요소분석을 통해 경사하중이 가해진 경우보다 협측교두에 수직하중이 가해진 경우 더 큰 응력이 발생하는 것이 확인된 바 있어 본 실험의 결과를 뒷받침한다. 또한 Rangert 등<sup>35,36</sup>은 Brånemark 임플란트에서의 힘과 모멘트에 대해서 보고하였는데 'bending moment'의 용어를 사용하여 피개의치 형태의 보철물과 고정성 보철물 모두에서 캔틸레버 형태의 하중이 임플란트의 실패를 야기할 수 있으며 수평력의 크기가 커질수록 그리고 캔틸레버의 길이가 늘어날수록 bending moment도 증가하게 된다고 임플란트의 중심축에서 벗어나 하중의 위험성을 경고하였다. 또한 Kwon 등<sup>37</sup>은 표준직경, 넓은 직경, 좁은 직경의 임플란트 고정체를 사용하여 수직하중과 경사하중을 비교하는 실험을 했는데 고정체의 직경에 따라 중심와의 경사하중이 협측교두의 수직하중보다 더 높은 응력이 발생함을 보고하여 캔틸레버 중요성에 강조했다.

본 연구에서 사용된 내부계단 구조를 가진 임플란트인 DAS에서 내부원추형의 구조를 가진 다른 실험군에 비해 낮은 등가응력과 변형을 보였고 응력의 분포에서도 지대주와 고정체

의 연결부에 응력의 집중되는 다른 임플란트들에 비해 DAS는 상부 보철물과 지대주의 경계에만 응력이 집중되고 고정체에는 전체에 걸쳐 분산되는 것을 관찰할 수 있었다. 뿐만 아니라 경사하중이나 캔틸레버 형태의 하중에서 오히려 등가응력 및 등가탄성변형이 오히려 감소하는 결과를 보였다. 이는 DAS의 독특한 경사 없는 내부계단 형태 및 고정체와 수직으로 만나는 넓은 접촉부 면적에 기인한 것이 아닐까 추측된다.

그 중 고정체와 접촉하는 지대주의 내부구조의 경사의 측면에서 보면 FRI가 내부경사 5.74°로 가장 유사한 형태를 지닌다. 하지만 본 연구에서는 FRI가 고정체에서는 Loading B, Loading C에서 제일 높은 응력을 보이며 지대주에서는 Loading A에서 제일 높은 응력을 보이는 것으로 미뤄보아 내부경사의 각도가 아닌 내부계단구조나 butt joint와 같은 다른 변수에 의한 것이 아닐까 추측되며 실제로 Frialit 임플란트와 다른 내부연결형 임플란트의 하중에 따른 응력분포를 조사한 다른 연구들을 보면 Ahn 등<sup>29</sup>은 Frialit 임플란트의 응력분포가 양호하다고 한 반면 Lee 등<sup>33</sup>이나 Yu 등<sup>38</sup>은 반대의 의견을 제시하는 등 이견이 있어 이에 대한 추가의 연구가 필요하리라 생각된다.

뿐만 아니라 DAS의 경우 0°의 내부계단 구조를 갖는 내부연결형 임플란트의 특성뿐 아니라 지대주와 고정체가 butt joint로 접하는 외부연결형 임플란트의 특성도 지닌다. 따라서 복잡한 구조로 인한 제작과정의 오차, 외부연결형 임플란트의 특성에 의한 지대주와 고정체의 연결부 간극의 문제나 나사의 전하중의 문제도 함께 고려되어야 할 것이다.

본 연구의 결과를 고찰해 볼 때 임플란트 보철물의 장기적인 예후를 위해 계단 형태의 내부구조를 가진 임플란트의 사용이 바람직하며 특히, 큰 응력이 가해질 것으로 예상되는 부위에 사용된다면 보철물의 장기적인 안정성에 유리할 것으로 사료된다. 보철물의 교합면의 형성에 있어서도 응력분포에 유리하도록 교합접촉점의 형성이나 교두의 위치 결정이 필요하리라 사료된다.

## 결론

1. 내부계단형 구조를 가지는 DAS에서 지대주와 고정체에 가해지는 등가응력 및 등가탄성변형이 다른 실험군에 비해 낮아 응력분산에 유리한 것으로 나타났다.
2. 전반적으로 중심축 상에 하중이 가해지는 경우 다른 하중 조건 보다 낮아 응력분산에 유리한 것으로 나타났으며 경사하중이 가해진 경우 지대주와 고정체 모두에서 더 높은 응력이 발생하는 경향을 보였다.
3. 내부계단형 구조를 가지는 DAS tech의 임플란트의 경우 하중조건이 불리한 경우 양호한 결과를 보였다.
4. 하중조건과 관계없이 고정체보다 지대주에 더 큰 응력 및 변형을 보여 하중 시 지대주가 더 취약한 것으로 나타났다.

## 참고문헌

1. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T (eds.): Tissue integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago; Quintessence; 1985.
2. Adell R, Lekholm U, Pockler B, Brånemark PI. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 1981;10:387-416.
3. Duyck J, Naert IE, Van Oosterwyck H, Van der Sloten J, De Cooman M, Lievens S, Puers B. Biomechanics of oral implants: a review of the literature. Technol Health Care 1997;5:253-73.
4. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I, Lidhe J, Eriksson B, Sbordone L. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (I) A 3 year longitudinal prospective study. Int J Oral Surg 1986;15:39-52.
5. Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. J Prosthet Dent 1988;59:59-63.
6. Block MS, Gardiner D, Kent JN, Misiak DJ, Finger IM, Guerra L. Hydroxyapatite-coated cylindrical implants in the posterior mandible: 10-year observations. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11:626-33.
7. van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, Higuchi K, Laney W, Linden U, Astrand P. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. Int J Oral Maxillofac Implants 1990;5:272-81.
8. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. Clin Oral Implants Res 1996;7:143-52.
9. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. Int J Oral Maxillofac Implants 1988;3:85-97.
10. 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;64:185-94.
11. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:519-26.
12. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. J Prosthet Dent 1995;74:51-5.
13. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH Jr, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 1991;6:29-36.
14. Levine RA, Clem DS 3rd, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Saunders SL. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: preliminary results at 6 or more months of loading. Int J Oral Maxillofac Implants 1997;12:237-42.
15. Han SU, Park HO, Yang HS. stress analysis of supporting tissues and implants according to implant fixture shapes and implant-abutment connections. J Korean Acad Prosthodont 2004;42:226-37.
16. Levine RA, Clem D, Beagle J, Ganeles J, Johnson P, Solnit G,

- Keller GW. Multicenter retrospective analysis of the solid-screw ITI implant for posterior single-tooth replacements. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:550-6.
17. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:290-8.
  18. Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 1999;81:159-66.
  19. Sones AD. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1989;62:581-5.
  20. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:169-78.
  21. Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G. Brånemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. *J Prosthet Dent* 1995;73:274-9.
  22. Kim KT, Jo KH, Lee CH, Yu WJ, Lee KB. Cervical design effect of dental implant on stress distribution in crestal cortical bone studied by finite element analysis. *J Korean Acad Prosthodont* 2009;47:385-93.
  23. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999;82:436-40.
  24. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:519-26.
  25. Walton JN, MacEntee MI. A prospective study on the maintenance of implant prostheses in private practice. *Int J Prosthodont* 1997;10:453-8.
  26. Kim YL, Cho HW, Lee JB. Three dimensional finite element analysis of internally connected implant systems. *J Korean Acad Prosthodont* 2006;44:85-102.
  27. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-98.
  28. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res* 1976;55:772-7.
  29. Ahn JK, Kay KS, Chung CH. Finite element stress analysis of implant prosthesis with internal connection between the implant and the abutment. *J Korean Acad Prosthodont* 2004;42:356-72.
  30. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:99-108.
  31. Carlsson GE, Haraldson T. Functional response. In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. (Eds) *Tissue integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry*. 4<sup>th</sup> ed. Chicago; Quintessence; 1986. p. 74-8.
  32. Craig RG. *Restorative Dental Materials*. 6<sup>th</sup> ed. St. Louis; Mosby; 1980. p. 60-1.
  33. Lee HS, Kim MR, Park JM, Kim SJ. A 3-dimensional finite element analysis of tapered internal connection implant system (Avana SS III(R)) on different abutment connections. *J Korean Acad Prosthodont* 2010;48:181-8.
  34. Ban JH, Shin SW, Kim SJ, Lee JY. Three-dimensional finite element analysis on stress distribution of the mandibular implant-supported cantilever prostheses depending on the designs. *J Korean Acad Prosthodont* 2009;47:70-81.
  35. Rangert B, Jemt T, Jömeus L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-7.
  36. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:326-34.
  37. Kwon JH, Choi MH, Kim YL, Cho HW. Three-dimensional finite element stress analysis of single implant restoration using different fixture and abutment screw diameters. *J Korean Acad Prosthodont* 2005;43:105-19.
  38. Yu SH, Park WH, Park JJ, Lee YS. A study on the various implant systems using the finite element stress analysis. *J Korean Acad Prosthodont* 2006;44:207-16.



## Finite element analysis on the connection types of abutment and fixture

Byeong-Hyeon Jung<sup>1†</sup>, DDS, MSD, Gyeong-Je Lee<sup>2†</sup>, DDS, MSD, Dong-Wan Kang<sup>1\*</sup>, DDS, MSD, PhD

<sup>1</sup>*Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Chosun University, Gwangju, Korea*

<sup>2</sup>*Department of Dentistry, Wonju College of Medicine, Yonsei University, Wonju, Korea*

**Purpose:** This study was performed to compare the stress distribution pattern of abutment-fixture connection area using 3-dimensional finite element model analysis when 5 different implant systems which have internal connection. **Materials and methods:** For the analysis, a finite element model of implant was designed to locate at first molar area. Stress distribution was observed when vertical load of 200 N was applied at several points on the occlusal surfaces of the implants, including center, points 1.5 mm, 3.0 mm away from center and oblique load of 200 N was applied 30° inclined to the implant axis. The finite element model was analyzed by using of 3G. Author (PlassoTech, California, USA). **Results:** The DAS tech implant (internal step with no taper) showed more favorable stress distribution than other internally connected implants. AS compare to the situations when the loading was applied within the boundary of implants and an oblique loading was applied, it showed higher equivalent stress and equivalent elastic strain when the loading was applied beyond the boundary of implants. Regardless of loading condition, the abutments showed higher equivalent stress and equivalent elastic strain than the fixtures. **Conclusion:** When the occlusal contact is afforded, the distribution of stress varies depending on the design of connection area and the location of loading. More favorable stress distribution is expected when the contact load was applied within the diameter of fixtures and the DAS tech implant (internal step with no tapering) has more benefits than the other design of internally connected implants. (*J Korean Acad Prosthodont* 2012;50:119-27)

**Key words:** Dental Implants; 3 Dimensional Finite Element Analysis; Occlusal Force; Internal Connection Implant; Implant-Abutment Connection

\*Corresponding Author: Dong-Wan Kang

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Chosun University, 375, Seosuk-dong, Dong-gu, Gwangju, 501-759, Korea

+82 62 220 3827; e-mail, dwkang@chosun.ac.kr

Article history

Received March 27, 2012 / Last Revision April 6, 2012 / Accepted April 12, 2012

<sup>†</sup>These authors contributed equally to this work.