

2006년 2월
박사학위논문

IV형 골질로 재생된 골에 식립된
내측연결시스템을 가진 임플란트에 대한
유한요소법적 분석

조선대학교 대학원

치 의 학 과

이 종 우

2006년 2월
박사학위논문

IV형
골질로
재생된
골에
식립된
내측연
결시스
템을
가진
임플란
트에
대한
유한요
소법적
분석

이
종
우

2006년 2월
박사학위논문

IV형 골질로 재생된 골에 식립된 내측연결시스템을 가진 임플란트에 대한 유한요소법적 분석

이
중
우

IV형 골질로 재생된 골에 식립된
내측연결시스템을 가진 임플란트에 대한
유한요소법적 분석

Finite element analysis on implant with internal connection
type in the type IV regenerated bone

2005년 8월 일

조선대학교대학원

치의학과

이종우

IV형 골질로 재생된 골에 식립된
내측연결시스템을 가진 임플란트에 대한
유한요소법적 분석

지도교수 김 병 옥

이 논문을 치의학 박사학위신청 논문으로 제출함.

2005년 10월 일

조 선 대 학 교 대 학 원

치 의 학 과

이 중 우

이종우의 박사학위논문을 인준함

위원장 조선대학교 교수 김재덕 인

위원 (전)조선대학교 교수 한경운 인

위원 조선대학교 교수 김수관 인

위원 조선대학교 교수 장현선 인

위원 조선대학교 교수 김병옥 인

2005년 12월 일

조선대학교 대학원

목 차

영문초록

I. 서론	1
II. 연구재료 및 방법	3
III. 연구결과	7
IV. 총괄 및 고찰	11
V. 결론	14
참고문헌	16

표 목 차

Table 1. Material properties	5
Table 2. Stress distribution on implant-bone interface surrounded by N-I and -III bone for implants with external- and internal- connection type at the loading point A (Unit: MPa)	9
Table 3. Stress distribution on implant-bone interface surrounded by N-I and -III bone for implants with external- and internal- connection type at the loading point B (Unit: MPa)	9
Table 4. Stress distribution on both implant-bone interface and 3-mm away point from implant fixture for implant with internal connection type at the loading point A (Unit: MPa)	10
Table 5. Stress distribution on implant-bone interface and 3-mm away point surrounded by both regenerated bone and native bone for implant with internal connection type of implant at the loading point B (Unit: MPa)	10

도 목 차

Fig. 1. Three dimensional geometry of full body	3
Fig. 2. Three dimensional geometry of crown	3
Fig. 3. 3.0 mm in width and 7 mm in length of regenerated bone (red color) and its adjacent native bone for implant with external connection.	4
Fig. 4. 3.0 mm in width and 7 mm in length of regenerated bone (red color) and its adjacent native bone for implant with internal connection.	4
Fig. 5. Three dimensional finite element model of loading condition A and B. A; Central fossa, B; Functional cusp.	4

ABSTRACT

Finite element analysis on implant with internal connection type in the type IV regenerated bone

Lee Jong-woo, D.D.S. M.S.D.

Advisor: Prof. Kim Byung-ock, D.D.S. M.S.D., Ph.D.

Department of Dentistry,

Graduate School of Chosun University

The purpose of this study was to investigate the distribution of stress on the implant with internal connection type placed in the regenerated IV bone using three dimensional finite element stress analysis. Using EMRC NISA DISPLAY Ver. 12 program (IronCAD LLC, USA), a program was written to generate a model simulating a cylindrical block section of the mandible 20 mm in height and 10 mm in diameter.

The 4.1 X 11.5-mm screw implant system with 8° morse taper, internal connection, and double tapered body (OSSTEM SS III, Busan, KOREA) was modeled for this study, and was assumed to be 100% osseointegrated. The implant with external connection type (OSSTEM US III, Busan, KOREA) placed in native bone was used as a control group. And it was restored with gold crown with resin filling at the central fossa area. The implant was surrounded by the regenerated type IV bone, with 3.0 mm in width and 7 mm in length from the platform edge of implant. And the regenerated bone was surrounded by type I, type III of native bone, respectively. The present study used a fine grid model incorporating elements of 278,336 and nodal points of 53,942.

A load of 200N was applied at the 2 points on occlusal surfaces of the restoration, the central fossa (A point), and the functional cusp (B point), at a

parallel direction to the vertical axis of the implant, respectively.

The stress values were calculated in implant and type IV regenerated bone interface, and 3-mm away point from implant fixture for implant with internal connection type. The results were as follows:

1. Stress on the implant with internal connection type/native bone interface was lower compared to that with external connection type/native bone interface irrespective of bone quality surrounding implant and loading points on implant prosthesis.
2. When the implant fixture was surrounded by native bone and loading was applied on central fossa, stress on implant/bone interface for the implant with internal connection type was lower compared to that with external connection type/native bone interface and distributed along the implant axis evenly.
3. When the implant fixture was surrounded by native bone and the load was applied on functional cusp, stress on implant/bone interface was concentrated with coronal part of implant, irrespective of connection system of implant.
4. Stress on implant/regenerated bone interface for the implant with internal connection type was distributed along the implant axis evenly, when the load was applied on the central fossa.
5. Stress on implant/regenerated bone interface for the implant with internal connection type was concentrated with coronal part of implant when the load was applied on the functional cusp.

In summary, these data indicated that clinicians should select implant fixture according to the bone quality deliberately as stress distribution on implant with internal connection type is different from that on implant with external connection type.

I. 서 론

골내 임플란트는 소실된 치아를 회복시키는 전통적인 치료법의 대안으로써 각광을 받고 있지만 환자의 저작기능을 빨리 회복시키기 위한 방법으로서 여러 이식재를 이용한 수술법^{13,20)}이나 임플란트 표면 특성을 개선¹⁴⁾시키고자 노력하고 있다. 그렇지만, 치과임상의와 환자가 기능적으로나 심미적으로 만족할만한 임플란트 보철물이 되기 위해서는 충분한 골양과 골질이 존재해야 하나, 치주질환이나 외상 등 여러 원인에 의해 골결손부가 존재하는 경우 임상가들은 여러 이식재나 차폐막을 이용하는 골유도재생술을 시행하여 골을 증대시키고 있다. 이런 술식을 이용하여 재생된 골질에 대해 살펴보면, Proussaefs 등²⁹⁾은 자가골과 우골을 이용하여 골유도재생술을 시행한 사람을 대상으로 한 조직학적 연구에서 II형 골질에서 IV형 골질까지 다양한 골질로 재생된다고 하였으며, Fugazzotto¹⁷⁾는 재생된 골에 식립된 임플란트도 자연골에 식립된 임플란트에 필적할 만한 성공률을 보인다고 하였다.

환자의 구강내에 식립되는 임플란트 시스템은 임플란트와 지대주를 연결하는 방법에 따라 외측연결 시스템과 내측연결법으로 대별될 수 있다. Branemark 시스템처럼 외측연결시스템을 이용하고 있는 임플란트 제품들은 임플란트 고정체와 지대주간에 외부 육각나사 (external hexa)에 의해 연결되는데 지대주 풀림이나 지대주 나사의 파절 등이 보고되었다.^{12,19)} 반면, ITI 시스템처럼 내측연결시스템을 이용하고 있는 임플란트 제품들은 외측연결시스템에 의해 나타나는 문제점들이 개선되었는데, 지대주와 고정체 사이에 정밀한 접촉이 가능하며 교합압이나 측방교합력에 대해서 미세움직임이나 미세누출이 없고 금속간의 결합에 의한 마찰력에 의한 풀림을 방지할 수 있으며 고정체의 내부경사가 어느 정도 응력을 담당하므로 안정적인 구조를 이룬다고 보고되었다.^{21,26,27)}

임플란트와 골 계면에서 발생하는 생역학적인 힘은 임플란트 성공에 중요한 역할^{15,18,31)}을 담당하고 있다고 보고되었는데, 이러한 힘의 크기를 측정하기 위하여 일반적으로 3차원 유한요소법적 분석이 이용되고 있다. 임플란트와 지대주사이에 외측연결 시스템을 갖는 임플란트 시스템에서 임플란트 보철물에 하중이 가해질 경우 임플란트에서 주위 골로 하중이 전달되는 것은 하중의 형태, 골-임플란트 계면, 임플란트의 길이,

직경, 형태, 표면구조, 그리고 주위 골의 양과 질에 좌우되어 달라질 수 있다.¹⁶⁾ 골 계면에 발생하는 응력에 관련된 연구를 살펴보면 치조정 1/2 부위와 나사에 집중되는데²⁵⁾ Holmes와 Loftus¹⁸⁾는 임플란트 고정체에 가해지는 응력은 골질에 좌우되어 변할 수 있으며, 그리고 김 등³⁾은 각기 다른 나사형태(표준나사형, 역나사형, 그리고 정방나사형)를 가진 임플란트 고정체에 수직하중을 가했을 때 정방나사형이 생체역학적인 면에서 양호한 결과를 보인다고 하였으며, 김 등¹⁾은 나사형태가 지느러미형태인 임플란트 고정체를 이용한 연구에서 하중의 방향과 임플란트의 직경에 따라 응력이 다르게 나타난다고 하였다.

임플란트-지대주간에 외측연결시스템을 갖는 임플란트 고정체 주위의 재생된 골과 이에 인접한 자연골과의 경계부에서 응력분포에 관한 연구도 보고되었는데, 김 등²⁾은 나사형 임플란트를, 그리고 지 등⁹⁾과 조⁸⁾는 원통형 임플란트를 이용하여 유한요소법적으로 분석하였는데, 재생된 골을 둘러싸고 있는 자연골의 골질과 보철물에 가해지는 하중의 방향이 응력분포에 영향을 끼친다고 하였다.

반면, Beat¹¹⁾는 내측연결시스템의 경우 지대주 벽면으로 응력이 골고루 분포하게 된다고 보고하였는데 임플란트-지대주간에 내측연결을 갖는 임플란트 고정체를 둘러싸고 있는 골질에 따른 응력분포에 관한 연구는 미흡하였다. 따라서, 이 연구는 임플란트와 지대주 사이에 내측연결시스템으로 된 임플란트 고정체를 둘러싸고 있는 골질에 따른 응력분포양상을 3차원적인 유한요소법적으로 평가하는 것이다.

II. 연구방법

1) 골과 임플란트의 형상

이 연구는 8mmorse taper를 가진 내측연결시스템 임플란트이며 double tapered body로써 1-단계 수술법에 사용되는 임플란트 고정체 (OSSTEM SS III, Busan, Korea)와 이를 둘러싸고 있는 여러 골질과의 계면에 나타난 응력분포양상을 유한요소법적으로 분석하였다.

모델링시 임플란트 고정체 (길이: 11.5 mm, plateform의 직경: 4.1 mm)를 중심으로 협·설 폭경 10 mm, 그리고 골전체 길이 20 mm의 하악골 형태를, 그리고 치관은 제1대구치 형태와 유사하게 제작하였다 (Figs. 1, 2).

임플란트 주위 골은 (1) 2 가지 골질 (I 형과 III형)의 자연골로 둘러싸여 있는 모델 그리고 (2) IV형의 골질로 재생된 골과 이에 인접한 각각의 2 가지 골질 (I 형, III형)의 자연골로 둘러싸여 있는 모델로 디자인하였고, 임플란트 주위의 재생된 골은 수평방향 3.0 mm, 그리고 하방으로 측면을 따라 7 mm까지 IV형 골질로 재생된 것으로 제작하였다 (Figs. 3, 4)

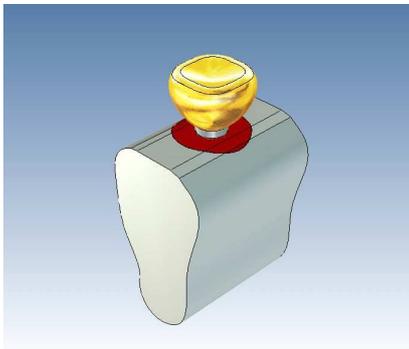


Fig. 1. Three dimensional geometry of full body.



Fig. 2. Three dimensional geometry of crown.

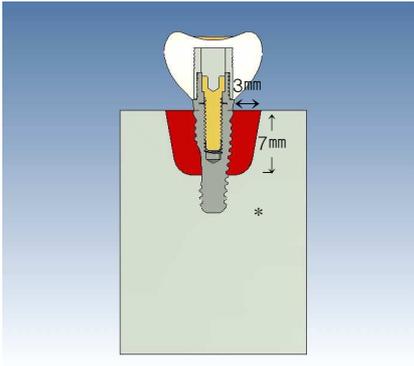


Fig. 3. 3.0 mm in width and 7 mm in depth of regenerated bone (red color) and its adjacent native bone(*) for implant with external connection.

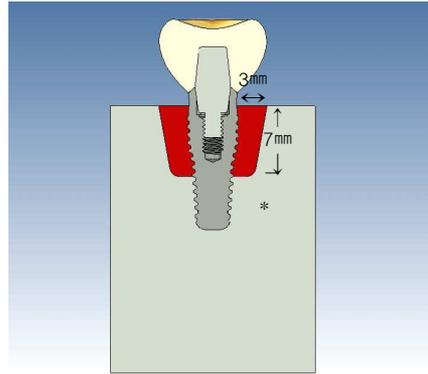


Fig. 4. 3.0 mm in width and 7 mm in depth of regenerated bone (red color) and its adjacent native bone(*) for implant with internal connection.

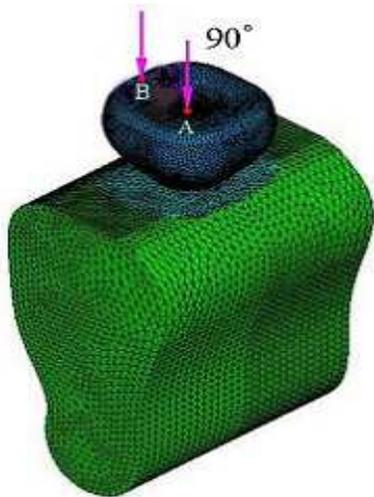


Fig. 5. Three dimensional finite element model of loading condition A and B. A; Central fossa, B; Functional cusp.

2) 유한요소 모델의 형성

임플란트와 골의 모델은 3차원 computer aided design (CAD) 프로그램인 EMRC NISA DISPLAY Ver.12 Program (Ansys. Inc., USA)을 이용하여 제작하였는데, 요소는 278,336개 그리고 절점은 53,942개로 하였으며, 임플란트와 골은 100% 융합된 것으로 간주하고 모델링하였다.

3) 물성치

유한요소분석을 수행하는데 필요한 재료의 물성치인 탄성계수(Young's modulus: E)와 포와송의 비 (Poisson's ratio: ν)는 선학의 자료²⁵⁾를 참고하여 이용하였다. 골질은 나무 재질에 따른 4가지 분류법 즉, 골질 I형은 참나무 또는 단풍나무 재질, 골질 II형은 침엽수, 골질 III형은 열대성 방사목, 그리고, 골질 IV형은 스티로폼 또는 부드러운 열대성 방사목과 같은 재질로 가정하여 4가지 형태로 구분하였고, 각각의 물성 및 탄성을 컴퓨터에 입력하여 응력을 평가하였다 (Table 1).

Table 1. Material Properties

Materials	Young's Modulus (MPa)	Possion's Ratio (ν)
Type 1 bone (Oak Tree)	12,560	0.3
Type 2 bone (Needle-leaf Tree)	12,400	0.3
Type 3 bone (Balsa Wood)	3,170	0.3
Type 4 bone (Styrofoam)	2,550	0.3
Ti ₆ Al ₄ V (Implant)	115,000	0.35
Gold crown	96,600	0.35
Composite resin	9,700	0.35
Abutment screw	115,000	0.35

4) 하중 조건 및 응력측정

하중은 치관 중심좌에 해당하는 부위 (A점), 그리고 기능교두에 해당하는 부위 (B점)에 임플란트 장축에 평행한 200N의 하중이 각각 가해지도록 조건을 부여하였다. (Fig. 5)

그리고 Von Mises 응력은 하중이 보철물 치관의 2 부위에 각각 가해졌을 때 임플란트와 골계면, 그리고 임플란트 표면으로 부터 3 mm 떨어진 부위 즉 자연골과 재생골의 경계부에서 측정되었다.

Ⅲ. 연구결과

이 연구는 내측연결시스템의 임플란트와 이를 둘러싸고 있는 여러 골질들의 주변골과의 계면에 나타나는 응력분포양상을 3차원적인 유한요소법적으로 평가한 것이다. 임플란트 고정체가 자연골 (I형과 III형)에 식립된 경우에는 외측연결시스템과 내측연결시스템에서 각각 응력을 분석하였다. 그리고, 임플란트 고정체가 두 종류의 골 즉, 재생된 골 (IV형)과 자연골(I형, III형)로 둘러싸인 경우에는 내측연결시스템만 응력을 분석하였다. 수복물의 교합면중에서 중심와 (하중 A점)와 기능교두부위 (하중 B점)에서 임플란트 장축에 평행한 200N의 하중을 각각 가한 후 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 임플란트 고정체가 자연골에 식립된 모델

1) 하중이 중심와 (하중 A점)에 가해졌을 경우의 응력분포

임플란트 고정체가 I형의 자연골로만 둘러싸인 경우에 있어서 응력분포 양상을 외측연결시스템과 내측연결시스템의 고정체와 골 계면에서 나타나는 응력을 각각 비교했을 경우, 외측연결시스템의 골/고정체 계면에서 나타나는 응력은 내측연결시스템에 비해 2 내지 7배 정도 하중이 크게 나타났으며 특히 치조정부위에서 집중 (약 5배 정도)되는 양상을 나타냈다. 반면, 내측연결시스템의 고정체와 골 계면에서 나타나는 응력은 치조정부위에서부터 기저부까지 고르게 분포되는 양상을 나타냈다.

임플란트 고정체가 III형의 자연골로만 둘러싸인 경우에 있어서 외측연결시스템과 내측연결시스템의 고정체와 골 계면에서 나타나는 응력을 각각 비교했을 경우 골/고정체 계면에서 나타나는 응력은, 외측연결시스템의 응력치는 I형골에서 발생하는 응력에 비해 약 2배정도 감소되었으나 내측연결시스템의 경우에는 치조정부위에서부터 첩부까지 응력치가 비슷하게 나타났다 (Table 2).

2) 하중이 기능교두 (하중 B점)에 가해졌을 경우의 응력분포

임플란트 고정체가 I형의 자연골로만 둘러싸인 경우에 있어서 외측연결시스템과 내측연결시스템의 고정체와 골 계면에서 나타나는 응력을 비교했을 경우, 시스템에 상관없이 응력은 치조정부위에 집중되는 양상을 나타냈는데, 외측연결시스템의 경우 내측연결시스템에 비해 응력이 약 2배에서 6배정도 크게 나타났다.

임플란트 고정체가 III형의 자연골로만 둘러싸인 경우에 있어서 외측연결시스템과 내측연결시스템의 고정체와 골 계면에서 나타나는 응력을 비교했을 경우도 시스템에 상관없이 응력은 치조정부위에 집중되는 양상을 나타냈는데, I형의 자연골로만 둘러싸인 경우와 비교했을 때 계면에 발생된 응력치는 훨씬 감소되었으며 외측연결시스템의 경우 내측연결시스템에 비해 응력이 약 2배에서 3배 정도 크게 나타났다 (Table 3).

2. 임플란트 고정체가 재생된 골에 식립된 모델

1) 하중이 중심와 (하중 A점)에 가해졌을 경우의 응력분포

하중이 중심와에 가해졌을 때 하중은 치조정부위에서부터 침부까지 골고루 분포하였으며, 재생된 골을 둘러싸고 있는 자연골의 골질에 따라 큰 변화가 없었다. 그러나, 치조정 하방 7 mm의 계면부위와 계면에서 3 mm 떨어진 부위는 재생된 골과 자연골의 경계부위에서 응력이 갑자기 크게 증가되었다 (Table 4).

2) 하중이 기능교두 (하중 B점)에 가해졌을 경우의 응력분포

하중이 협측교두에 가해졌을 때 하중은 고정체/골 계면에서 멀어질수록 응력은 낮게 나타났는데, 치조정부위에서 다소 크게 나타났다 (Table 5).

Table 2. Stress distribution on implant–bone interface surrounded by N–I and –III bone for both external and internal connection type of implant at the loading point A (Unit: MPa)

bone quality connection type regenerated bone (depth)	N–I bone		N–III bone	
	External	Internal	External	Internal
1–mm below MBC	7.611	1.54366	3.447	1.06127
2–mm below MBC	4.74	1.911	3.13	1.12245
3–mm below MBC	7.575	1.92188	3.054	1.33423
4–mm below MBC	3.902	1.89359	3.073	1.40269
5–mm below MBC	4.498	1.8901	3.037	1.44558
6–mm below MBC	3.923	1.71048	3.037	1.507
7–mm below MBC	3.211	1.56605	2.993	1.46678

N: native bone. MBC: marginal bone crest.

Table 3. Stress distribution on implant–bone interface surrounded by N–I and –III bone for both external and internal connection type of implant at the loading point B (Unit: MPa)

bone quality connection type regenerated bone (depth)	N–I bone		N–III bone	
	External	Internal	External	Internal
1–mm below MBC	46.677	8.0816	14.463	5.24216
2–mm below MBC	28.246	8.06362	7.739	5.24597
3–mm below MBC	38.391	6.48643	9.012	4.59045
4–mm below MBC	14.623	4.84472	5.116	3.87599
5–mm below MBC	10.855	3.76862	3.84	3.35651
6–mm below MBC	8.069	2.99422	3.84	2.79878
7–mm below MBC	6.733	2.93502	3.932	2.31665

N: native bone. MBC: marginal bone crest.

Table 4. Stress distribution on both implant–bone interface and 3–mm away point from implant fixture for the internal connection type of implant at the loading point A (Unit: MPa)

bone quality regenerated bone (depth)	R-IV+ N-I, (0–mm)	R-IV+ N-III, (0–mm)	R-IV+ N-I, (3–mm away)	R-IV+ N-III, (3–mm away)
1–mm below MBC	0.95673	1.0507	0.61386	0.61945
2–mm below MBC	1.26358	1.28274	0.49916	0.573
3–mm below MBC	1.35446	1.36462	0.55191	0.65149
4–mm below MBC	1.39167	1.41163	0.59182	0.72072
5–mm below MBC	1.39332	1.46761	0.61499	0.77547
6–mm below MBC	1.24408	1.41436	0.64904	0.80821
7–mm below MBC	1.56231	1.1564	1.19788	1.41018

* The implant with internal connection type was surrounded by both regenerated bone and native bone. R: regenerated bone, N: native bone. MBC: marginal bone crest.

Table 5. Stress distribution on implant–bone interface and 3–mm away point surrounded by both regenerated bone and native bone for the internal connection type of implant at the loading point B (Unit: MPa)

bone quality regenerated bone (depth)	R-IV+ N-I, (0–mm)	R-IV + N-III, (0–mm)	R-IV + N-I, (3–mm away)	R-IV + N-III, (3–mm away)
1–mm below MBC	5.15606	4.9258	1.76912	1.74948
2–mm below MBC	5.58519	5.04526	2.47622	2.34379
3–mm below MBC	4.83115	4.46644	2.50333	2.45102
4–mm below MBC	3.83329	3.79364	2.22723	2.34154
5–mm below MBC	2.94205	3.26977	1.7963	2.1169
6–mm below MBC	2.05032	2.68213	1.34616	1.8697
7–mm below MBC	3.46403	2.2621	2.08887	1.92405

* The implant with internal connection type was surrounded by both regenerated bone and native bone. R: regenerated bone. N: native bone. MBC: marginal bone crest.

IV. 총괄 및 고찰

상실된 구강기능을 회복시키는 방법으로서 즉시 임플란트가 현재 널리 시행되고 있는데, 그 성공률도 Braenemark 등이 발표한 2-단계 임플란트의 성공률과 유사하다고 보고되었다.³⁴⁾ 그러나, 임플란트가 주위 골과 골융합을 얻기 위해서는 임플란트의 초기 고정이 매우 중요하며 IV형 골과 같이 골질이 좋지 않은 경우에는 적절한 초기 고정을 얻기 어렵다고 보고된 바²²⁾, 이 연구는 이러한 임상상태에서 식립할 수 있는 임플란트를 모델로 선정하여 임플란트/골 계면과 골에 나타난 응력분포를 평가하였다.

이 연구에 사용된 임플란트는 8mmorse taper를 가진 내측연결시스템이며 double tapered body로써 1-단계 수술법에 사용되는 임플란트 고정체를 모델로 하여 응력분포양상을 유한요소법적으로 분석하였다. 이 연구에 이용된 임플란트 모델의 특징을 살펴보면, 나사산 부위가 상단 2 mm는 직선이고 그 하방 2 mm는 경사져 있으며, 그 하단은 고정체 길이별로 서로 다르게 경사져 있는 double tapered body shape이다. 그리고 나사산의 골이 3도로 경사져 있는 triple tapered thread로 구성되어 있다. 이러한 2 가지 효과 때문에 약한 골질에서 초기 고정력을 높게 얻을 수 있고 저작력이 가해졌을 때 응력분산이 우수하다고 보고되었다.²⁸⁾

이 연구는 임플란트가 자연골로만 둘러싸인 모델 (I형과 III형골)에서 내측연결시스템과 대조군으로서 외측연결시스템을 가진 임플란트에서 응력을 비교분석하였으며, 그리고 재생된 골 (IV형 골)과 자연골 (I형과 III형골)로 둘러싸인 모델에서는 내측연결시스템을 가진 임플란트에서 고정체와 골의 계면과 3 mm 떨어진 부위에서 각각 응력을 측정하여 분석하였다.

응력분석에 이용되는 유한요소법은 임플란트 표면처리방법은 고려하지 않으며, 골과 임플란트 접촉률이 100%라는 전제하에서 이루어지고 있다. 그리고 분석방법의 정확성은 수학적인 모델내에서 요소와 절의 수에 비례한다고 보고¹⁸⁾되었는데, 이 연구에서 요소는 278,336개 그리고 절점은 53,942개로 매우 미세하게 격자를 만들었으며, 임플란트 보철물을 제작하기 위하여 사용된 금이나 합성수지와 같은 재료들은 임플란트 주위 응력에 유의한 영향을 끼치지 못한다고 보고한 Wang 등³³⁾의 보고처럼 이 연구에서도 합성수지, 금 나사를 이용하여 모델링하였다.

이 연구에서 임플란트 고정체가 자연골로만 둘러싸인 경우에 있어서 그 계면에 나타난 응력분포 양상을 살펴보면, 하중이 중심와에 가해졌을 경우 외측연결시스템을 가진 임플란트와 내측연결시스템을 가진 임플란트는 각각 특징적인 양상을 나타냈다. 외측연결시스템을 가진 임플란트의 경우 피질골이 많을 때 (I형골)는 응력이 임플란트 상부에 집중되는 양상을 그리고 망상골이 많을 때 (III형골)는 응력이 감소되었으며 임플란트 장축을 따라 분포되는 양상을 나타냈다. 그러나, 내측연결시스템을 가진 임플란트에서의 응력은 골질에 상관없이 임플란트 장축을 따라 분포되는 양상을 나타냈다. 특히 외측연결시스템을 가진 임플란트의 경우에 계면에 나타난 응력은 내측연결시스템을 가진 임플란트와 외측연결시스템을 가진 임플란트의 계면에서 나타난 응력에 비해 최대 약 7배정도 크게 나타났다. 반면 하중이 기능축교두에 가해졌을 경우의 응력은 두 시스템 모두에서 임플란트 상부에 집중되는 양상을 나타냈다. 그러나 내측연결시스템을 가진 임플란트의 경우의 응력은 외측연결시스템을 가진 임플란트에 비해서 약 6배 정도 낮게 나타났다.

한편, 내측연결시스템을 가진 임플란트가 재생된 골에 식립되었을 때 하중이 중심와에 가해질 경우 응력은 다소 감소되는 양상을 나타냈는데, 자연골에 식립된 경우와 응력은 비슷하였다. 그러나, 기능교두에 하중이 가해졌을 경우 응력이 임플란트 상부에 집중되는 양상을 나타냈으나 자연골에 식립되어 발생된 응력치보다는 약 1/2정도로 감소되었다.

김 등²⁾은 외측연결시스템을 가진 임플란트를 이용하여 이와 유사한 분석을 하였는데 내측연결시스템을 가진 임플란트와 비교하였을 때 상당한 응력변화가 나타났다. 즉 외측연결시스템을 가진 임플란트와 재생된 골의 계면에 발생된 응력을 내측연결시스템을 가진 임플란트의 경우와 비교했을 때, 내측연결시스템에서 하중이 중심와에 가해졌을 경우 재생된 골이 I형 골에 의해 둘러싸였을 경우 응력은 최대 1/7 내지 1/3, III형 골로 둘러싸였을 경우 약 1/4로 감소되었다. 반면, 하중이 협축교두에 가해졌을 경우에는 응력이 약 1/10 내지 1/11과 1/5 내지 1/10으로 각각 감소되었다.

이 연구처럼 임플란트와 골 계면에서 발생하는 응력을 연결시스템에 따라 비교해 보았을 때, 보철물위에서 하중이 가해지는 위치에 무관하게 내측연결시스템에서 현저하게 응력이 감소되는 양상을 관찰할 수 있었는데, 이러한 것들은 나사산의 형태 차이와 안⁵⁾, 장⁶⁾, 장⁷⁾, 허¹⁰⁾, Beat¹¹⁾, Levin²¹⁾, Norton^{26,27)} 등이 보고한 것처럼 내측연결시스템의 경우

나사산 보다는 다른 부위 (예; 지대주 벽면)에서 응력이 골고루 분포하였기 때문이라고 생각된다.

자연골과 재생된 골에 나타난 응력을 비교했을 때 전반적으로 재생된 골에 나타난 응력치가 감소되었으며 임플란트 장축을 따라 골고루 분포하는 양상을 나타냈는데, 이러한 결과는 해면골이 많을수록 응력이 더 동질적으로 분포된다고 한 김⁴⁾과 Meyer 등²⁴⁾의 연구결과와 유사하였다.

수복물에 가해지는 하중위치에 따른 응력에 대해 살펴보면, 이 연구에서도 하중이 중심와에 가해질 경우보다는 협측교두에 가해졌을 때 더 크게 나타났는데, Sütpeider 등³²⁾이 임플란트 보철물에 수직하중이 가해졌을 때 주위 지지골에 나타나는 응력은 작으며 경사하중을 가하는 각도가 커질수록 주위 지지골에 발생하는 응력은 더 커진다고 보고한 연구결과와 유사하였다. 수직하중에 비해서 측방하중은 응력압력에서 약 50 ~ 200%정도 증가되며 인장응력은 10배 이상 증가된 수평적 응력을 보이기 때문에²⁵⁾, 임플란트 치료계획을 수립할 때 적절한 교합면을 형성하기 위하여 골질과 골양에 대한 평가를 보다 더 세심하게 할 필요가 있다.

임플란트에 하중이 가해지면 임플란트와 골 계면을 통하여 골에 힘이 전달되어 응력의 형태로 나타나는데, 응력의 크기에 관해서, Clift 등¹⁵⁾은 임플란트 경부 주위의 골은 9 ~ 18 MPa의 응력에 저항할 수 있는 골질을 가지고 있는 것이 중요하다고 하였는데, Meijer 등²³⁾은 임플란트 주위에 발생된 응력이 너무 크면 골이 흡수되어 결국에는 임플란트가 움직일 수 있다고 한 반면, Rieger 등³⁰⁾은 응력이 작은 것도 응력이 큰 것 만큼이나 문제가 될 수 있다고 하였다. 그러나, 임상적으로 골을 적절하게 유지할 수 있는 생리적인 힘이 어느 정도인지에 대해 아직까지 명확하게 제시된 바 없으므로 이와 관련된 연구가 필요하리라 생각된다.

이 연구에서는 내측연결시스템을 가진 임플란트 고정체와 골에 발생된 응력을 유한 요소법적으로 평가하였는데, 외측연결시스템을 가진 임플란트 고정체에서 발생하는 응력과 상이하게 나타난 바, 임상가는 골질에 따른 임플란트 고정체를 선택에 보다 더 신중해야 하리라 생각된다.

V. 결 론

이 연구는 8mm morse taper를 가진 내측연결시스템이며 double tapered body로써 1-단계 수술법에 사용되는 임플란트 고정체(OSSTEM SS III, Korea)와 외측연결시스템을 가진 임플란트(OSSTEM US III, Korea)를 모델로 하여 골질에 따른 응력분포양상을 유한요소법적으로 분석하였다.

임플란트와 골의 모델은 3차원 computer aided design (CAD) 프로그램인 EMRC NISA DISPLAY Ver.12 Program (Ansys. Inc. USA)을 이용하여 제작하였는데, 요소는 278,336개 그리고 절점은 53,942개로 하였으며, 임플란트와 골은 100% 융합된 것으로 간주하고 모델링하였다. 모델링시 임플란트를 중심으로 좌우 10 mm, 전체길이 20 mm의 하악형태를 그리고 치관은 제1대구치 형태와 유사하게 제작하였다.

임플란트 고정체가 자연골 (I 형과 III형)에 식립된 경우에는 외측연결시스템과 외측연결시스템에서 각각 응력을 분석하였다. 그리고, 임플란트 고정체가 두 종류의 골 즉, 재생된 골 (IV형)과 자연골 (I 형, III형)로 둘러싸인 경우에는 내측연결시스템만 응력을 분석하였다. 수복물의 교합면중에서 중심와 (하중 A점)와 기능교두부위 (하중 B점)에서 임플란트 장축에 평행한 200N의 하중을 각각 가했을 때 나타나는 응력을 임플란트와 골계면과 계면에서 3 mm 떨어진 부위에서 측정한 후 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 임플란트주위의 골질과 수복물에 가해지는 하중의 위치에 무관하게 내측연결시스템을 가진 임플란트와 골계면에서 발생하는 응력은 외측연결시스템을 가진 임플란트의 경우와 비교시 더 작았다.
2. 임플란트 고정체가 자연골로 둘러싸여 있으며 중심와에 하중이 가해졌을 때 내측연결시스템을 가진 임플란트의 골계면에서 발생된 응력은 외측연결시스템을 가진 임플란트에 비해 더 작았으며 임플란트 장축을 따라 고르게 분포되었다.
3. 임플란트 고정체가 자연골로 둘러싸여 있으며 기능교두에 하중이 가해졌을 때 임플란트의 골계면에서 발생된 응력은 시스템에 무관하게 임플란트 상부에 집중되었다.
4. 내측연결시스템을 가진 임플란트와 주위의 재생된 골에서 발생된 응력은 하중이 중심와에 가해졌을 때 임플란트 장축을 따라 고르게 분포되었다.

5. 내측연결시스템을 가진 임플란트와 주위의 재생된 골계면에서 발생된 응력은 하중이 기능교두에 가해졌을 때 임플란트 상부에 집중되었다.

이상의 연구결과를 토대로, 내측연결시스템을 가진 임플란트 고정체와 골에 발생된 응력은 외측연결시스템을 가진 임플란트 고정체에서 발생하는 응력과 상이하게 나타난 바, 임상가는 임플란트 고정체를 선택할 때 골질을 보다 더 신중하게 고려해야 된다고 생각된다.

참 고 문 헌

1. 김수관 · 전창길 · 황갑운 등.. “Fin type 임플란트 고정체의 유한요소법적 분석.” 『대한구강악안면외과학회지』 *29(1)*:14-25, 2003.
2. 김수관 · 박병기 · 심형순 등.. “제4형 골질로 재생된 골에 식립한 나사형 임플란트에 대한 유한요소법적 분석.” 『대한악안면성형재건외과학회지』 *26(6)*:542-550, 2004.
3. 김우택 · 차용두 · 오세중 등.. “수직력하에서 임플란트 나사형태에 따른 응력의 3차원 유한요소법적 분석.” 『대한구강악안면외과학회지』 *27(2)*:111-117, 2001.
4. 김재덕. “재생된 골에 식립된 넓은 나사형 임플란트의 유한요소법적 분석.” 치의학 박사학위논문, 조선대학교, 2005.
5. 안종관. 임플란트와 지대주간 내측연결 연결을 갖는 임플란트 보철의 유한요소 응력분석, 2004년 박사학위논문, 조선대학교.
6. 장두익. 임플란트와 지대주 간 내측연결 시스템에서 friction fit와 slip fit에 따른 유한요소 응력 분석. 2005년 박사학위논문, 조선대학교.
7. 장종석. 임플란트-지대주의 내측연결 시스템에서 하중의 위치 및 경사에 따른 임플란트 보철의 유한요소 응력분석. 2005년 석사학위논문, 조선대학교.
8. 조영수. IV형 골질로 재생된 골에 식립된 원통형의 넓은 임플란트에 관한 유한요소법적 연구, 2005년 석사학위논문, 조선대학교.
9. 지 숙 · 이상화 · 김수관 등.. “재생된 골과 자연골 사이의 계면에 대한 유한요소법적 분석.” 『대한악안면성형재건외과학회지』 *26(1)*:24-33, 2004.
10. 허진경. 임플란트-지대주의 연결방법에 따른 임플란트 보철의 유한요소 응력분석, 2005년 박사학위논문, 조선대학교.
11. Beat, R. Mechanics of the implant-abutment connection. An 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*, *15*:519-526, 2000
12. Becker, W. Becker, B. E. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent*, *74*:51-55, 1995

13. Buchter, A. Kleinheinz, J. Wiesmann, H. P. et al.. "Biologic and biomechanical evaluation of bone remodelling and implant stability after using an osteotome technique." *Clin. Oral Impl. Res.*, **16**:1-8, 2005.
14. Buser, D. Broggini, N. Wieland, M. et al.. "Enhanced Bone Apposition to a Chemically Modified SLA Titanium Surface." *J Dent Res*, **83(7)**:529-533, 2004.
15. Clift, S. E. Fisher, J. Watson, C. J.. "Finite element stress and strain analysis of the bone surrounding a dental implant: effect of variations in bone modulus." *Proc Instn Mech Engrs*, **206**:233-241, 1992.
16. Duyck, J. Naert, I. E. Van Oosterwyck, H. et al.. "Biomechanics of oral implants: a review of the literature." *Technol Health Care*, **5(4)**:253-273, 1997.
17. Fugazzotto, P. A.. "Success and failure rates of osseointegrated implants in function in regenerated bone for 72 to 133 months." *INT J ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS*, **20**:77-83, 2005.
18. Holmes, D. C. Loftus, J. T.. "Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants." *J Oral Implantol*, **23(3)**:104-111, 1997.
19. Jemt T. Osseointegrated implants for single tooth replacement. A 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 6:29-36, 1991
20. Kawase, T. Okuda, K. Wolff, L. F. Yoshie, H.. "Platelet-Rich Plasma-Derived Fibrin Clot Formation Stimulates Collagen Synthesis in Periodontal Ligament and Osteoblastic Cells In Vitro." *J Periodontol*, **74**:858-864, 2003.
21. Levin, R. A. A multicenter retrospective analysis of ITI implant system used for single-tooth replacements: Preliminary results at six or more months of loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **12**:237-242, 1997.
22. Martinez, H. Davarpanah, M. Missika, P. et al.. "Optimal implant stabilization in low density bone." *Clin. Oral. Impl. Res.*, **12**:423-432, 2001.
23. Meijer, H. J. A. Kuiper, J. H. Starmans, F. J. M. et al.. "Stress distribution around dental implants: Influences of superstructure, length of implants, and height of mandible." *J Prosthet Dent*, **68**:96-102, 1992.

24. Meyer, U. Vollmer, D. Runte, C. Bourauel, C. et al.. "Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis." *J Maxillofac Surg*, **29(2)**:100-105, 2001.
25. Misch, C. E.. 『Contemporary Implant Dentistry』 2nd ed. Mosby, St. Louis, London, Philadelphia, Sydney, Toronto, 1999, pp119-134.
26. Norton, M. R. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implant Res*, **8**:290-298, 1997
27. Norton, M. R. Assessment of cold welding properties of internal conical interface two commercially available implant system. *J Prosthet Dent*, **81**:159-166, 1999
28. OSSTEM IMPLANT SYSTEM. OSSTEM IMPLANT R&D CENTER, 17-60, 2005
29. Proussaefs, P. Lozada, J. Kleinman, A. et al.. "The use of titanium-mesh in conjunction with autogenous bone graft and inorganic bovine bone mineral (Bio-Oss) for localized alveolar ridge augmentation: A human study." *Int J Periodontics Restorative Dent*, **23**:185-193, 2003.
30. Rieger, M. R. Adams, W. K. Kinzel, G. L.. "A finite element survey of eleven endosseous implants." *J Prosthet Dent*, **63**:457-465, 1990.
31. Skalak, R.. "Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses." *J Prosthet Dent*, **49**:843-848, 1983.
32. Sütpideler, M. Eckert, S. E. Zobitz, M. et al.. "Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone." *INT J ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS*, **19**:819-825, 2004.
33. Wang, T. M. Leu, L. J. Wang, H. S. et al. "Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: A Numeric Analysis." *Int J Oral Maxillofac Implants*, **17**:231-237, 2002.
34. Wilson, Jr, T. G. Schenk R. Buser, D. et al.. "Implants placed in immediate extraction sites: A report of histologic and histometric analyses of human biopsies." *Int J Oral Maxillofac Implants*, **13**:333-341, 1998.

저작물 이용 허락서

학 과	치의학과	학 번	20047452	과 정	석사, (박사)
성 명	한 글 : 이 종 우 한 문 : 李 宗 祐 영 문 : Lee Jong Woo				
주 소	광주시 북구 운암동 1078-11				
연락처	E-MAIL :				
논문제목	한글 : IV형 골질로 재생된 골에 식립된 내측연결시스템을 가진 임플란트에 대한 유한요소법적 분석 영문 : Finite element analysis on implant with internal connection type in the type IV regenerated bone.				
<p>본인이 저작한 위의 저작물에 대하여 다음과 같은 조건아래 조선대학교가 저작물을 이용할 수 있도록 허락하고 동의합니다.</p> <p style="text-align: center;">- 다 음 -</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. 저작물의 DB구축 및 인터넷을 포함한 정보통신망에의 공개를 위한 저작물의 복제, 기억장치에의 저장, 전송 등을 허락함 2. 위의 목적을 위하여 필요한 범위 내에서의 편집·형식상의 변경을 허락함. 다만, 저작물의 내용변경은 금지함. 3. 배포·전송된 저작물의 영리적 목적을 위한 복제, 저장, 전송 등은 금지함. 4. 저작물에 대한 이용기간은 5년으로 하고, 기간종료 3개월 이내에 별도의 의사 표시가 없을 경우에는 저작물의 이용기간을 계속 연장함. 5. 해당 저작물의 저작권을 타인에게 양도하거나 또는 출판을 허락을 하였을 경우에는 1개월 이내에 대학에 이를 통보함. 6. 조선대학교는 저작물의 이용허락 이후 해당 저작물로 인하여 발생하는 타인에 의한 권리 침해에 대하여 일체의 법적 책임을 지지 않음 7. 소속대학의 협정기관에 저작물의 제공 및 인터넷 등 정보통신망을 이용한 저작물의 전송·출력을 허락함. <p style="text-align: center;">동의여부 : 동의(o) 조건부 동의() 반대()</p> <p style="text-align: center;">2006 년 1월 일</p> <p style="text-align: center;">저작자: 이 종 우 (서명 또는 인)</p> <p style="text-align: center; font-size: 1.2em; font-weight: bold;">조선대학교 총장 귀하</p>					