

서로 다른 형태의 임플란트의 식립토크가 골에 미치는 열변화에 관한 연구

김민호 · 여인성 · 김성훈 · 한중석 · 이재봉 · 양재호*

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

연구 목적: 임플란트 식립시에 발생할 수 있는 열변화는 임플란트의 실패를 초래할 수 있다. 식립토크에 따른 열변화 양상을 파악함으로써 임플란트의 형태에 따른 차이점과 적절한 식립토크가 어떤 것인지 파악하고자 한다.

연구 재료 및 방법: 실험재료로는 두께 15-20 mm의 소견갑골을 가로 35 mm, 세로 40-50 mm 크기가 되도록 골편으로 자르고 이중에 피질골의 두께가 2-3 mm 되는 표본을 선정한 후 표본의 반을 36.5℃ 수조에 실온 25℃에 노출시켜 내부 온도는 평균 36.5℃, 표면온도 28℃가 되도록 설계하였다. 4.5 × 10 mm의 외부육각을 가지는 Brånemark 형태의 임플란트와 4.8 × 10 mm의 Microthread 형태를 지니는 내부연결 형태의 임플란트를 과도한 식립토크로 식립하고 온도 측정은 계측점에서 0.2 mm 이내에 열전대를 위치시켜 기록하였다. 삼차원유한요소 분석은 골의 형태를 가로 4 cm, 세로 4 cm, 높이 2 cm의 직육면체로 가정하고, 직육면체 윗면에서 2 mm까지를 피질골, 그 아랫부분을 해면골이라고 가정하였다. 마찰열은 매식이 종료된 상태에서 골에 남는 cavity 모양을 기초로 경계조건을 부여하였다. CAD 프로그램인 SolidWorks 소프트웨어를 이용하였고, 이를 유한요소 구조해석용 프로그램인 Abaqus 6.9-1로 불러들여 해석하였다.

결과 및 결론: *In vitro* 실험에서 Microthread type의 임플란트가 상대적으로 더 높은 최고점 온도를 보여주고 있으며 이는 임플란트의 형태에 따른 마찰열 발생이 주요 원인으로 보인다. 유한요소분석을 통해 살펴본 결과 Brånemark 형태의 임플란트의 경우 50 Ncm 이상에서 Microthread를 가지는 형태의 경우에는 35 Ncm 이상에서 Eriksson 등이 보고한 역치를 초과하는 온도가 발생하였다. 이를 통해 볼 때 Microthread type이 식립토크에 따른 온도 증가가 더 민감함을 알 수 있다. 실험결과를 통해서 서로 다른 형태의 임플란트 식립시에 임플란트의 형태에 따라 적절한 삽입토크를 부여하는 것이 성공적인 임플란트 시술에 중요한 요소 중에 하나임을 알 수 있었다. 특히 Microthread를 갖는 임플란트 형태는 높은 초기고정성을 얻을 수 있다는 장점이 있는 반면 과도한 식립 토크로 인한 열 손상 가능성을 가질 수 있으므로 골량과 골질의 신중한 평가와 적절한 수술기법이 필요할 것으로 생각된다. (*대한치과보철학회지* 2011;49:168-76)

주요단어: 유한요소분석, 마찰열, 임플란트의 직경, 식립토크, 열변화

서론

Brånemark^{1,2}에 의해 골유착 개념이 소개된 이래 임플란트는 완전무치악이나 부분무치악 수복뿐만 아니라 현재에는 단일 치아 수복에서도 가장 흔히 이용되는 수복 방법으로 채택되고 있다. 또한 임플란트 표면 형태의 개선과 임플란트 표면처리 방법의 변화는 임플란트의 성공률을 비약적으로 증가시키게 되었다. 하지만 성공적인 임플란트 시술을 위해서는 환자의 전신 건강상태와 식립부위의 골질, 잔존골의 형태와 밀도가 우선적으로 고려되어야 하며, 임플란트 재료 자체의 생체 친화성, 임플란트 표면의 형태 및 특성뿐 아니라 외과적인 시술 과정 술후 감염의 예방 역시 중요한 부분이다.

임플란트의 실패는 환자와 술자 모두에게 상당한 어려움을 줄 수 밖에 없는데, 특히 골질이 불량한 부위나 골량이 불충분한 부위에서는 실패의 가능성이 더욱 높아지게 된다. Lekholm과 Zarb³는 대부분이 균일한 치밀골로 이루어진 골질을 1형, 치밀한 해면골을 두꺼운 피질골이 둘러싸는 경우를 2형, 치밀한

해면골을 얇은 피질골이 둘러싸는 경우를 3형, 소성 해면골을 얇은 피질골이 둘러싸는 경우를 4형으로 분류하였는데, Bass 등⁴과 Hutton 등⁵은 4형 골에서의 임상적 성공률이 저조하다고 보고한 반면, Friberg 등⁶과 Tuhlar 등⁷은 1형 골에서 가장 높은 실패율을 보인다고 보고하였다. 하지만 골의 상태 및 중요성에 대하여 보고한 다수의 연구에 의하면 골질이 양호하면 임플란트의 안정성이 좋고, 피질골이 얇으면서 해면골의 강도가 불량하고 밀도가 낮으면 임플란트가 불안정해진다고 하였다.⁸

실패 시기에 대해 살펴보면 Levine⁹은 7년간의 후향적 연구결과 보철물 장착 전과 후의 실패 비율이 각각 50.5%, 44.4%라고 보고하였고, Goodacre 등¹⁰도 보철물 장착 전과 후에 실패한 비율이 비슷하거나 보철장착 전 실패하는 비율이 약간 높다고 하였다. 또한, 다수의 저자들은 대부분의 실패가 임플란트 식립 후 1년 이내에 발생한다고 하였고, 이를 골유착에 실패한 일차적 생물학적 실패로 보았다. 초기 실패의 원인 중 환자 요소를 제외하면 실패의 중요한 원인으로 임플란트 시술 과정에서 드릴링시 발생하는 열에 의한 골조직 피사가 실패의 중

*교신저자: 양재호

110-749 서울시 종로구 연건동 28 서울대학교 치의학대학원 치과보철학교실 02-2072-3393; e-mail, jhoyang@smu.ac.kr

원고접수일: 2010년 10월 19일 / 원고최종수정일: 2010년 11월 7일 / 원고채택일: 2011년 3월 14일

요한 원인으로 알려져 왔으며, 드릴의 개선, 주수의 유무 등이 활발하게 연구되고 있다. 골조직은 열에 민감하기 때문에 수술시 발생하는 열을 조절하기 위해 세심한 드릴링이 필요한데, Eriksson 등¹⁸은 토끼를 이용한 동물실험에서 47℃ 열에 1분간의 노출만으로도 골조직 내부의 혈관 및 지방세포의 손상이 야기되었으며 일부 실험동물에서는 골흡수가 나타났음을 보고하였다.

한편 임플란트의 종류는 초기 Brånemark 임플란트 시스템이 고정체와 지대주 간 연결방식을 외부 육각구조를 채택하여 널리 사용되어 왔다. 이러한 외부 육각구조는 다른 외부육각 구조를 가지는 시스템과의 호환이 가능하고 재탈착이 가능하다는 장점을 가지는 반면 미세동요의 가능성과 회전중심이 높기 위치하여 회전 운동이나 측방운동에 대한 낮은 저항성, 미세 간극에 따른 골흡수 등의 단점을 갖고 있어 단일 치아 수복에서 몇 가지 문제점을 나타내고 있다. 한편 ITI 임플란트 시스템은 내부 팔각 연결 방식을 채택하였고, 이후 다양한 내부 연결 구조 임플란트 시스템이 개발되었다. 내부 연결방식은 치은조직의 방해를 받지 않으므로 지대주 연결이 상대적으로 용이하고 낮은 회전 중심으로 측방하중에 높은 저항성을 갖고 고정체와 지대주 간 접촉 면적이 넓어 외부 연결방식에 비해 좀 더 안정적이고 하중 분산에 유리하다고 주장되고 있다. 그 외 수많은 형태의 임플란트가 개발되어 높은 성공률을 보이며 사용되고 있다.¹²⁻¹⁸

임플란트의 성공률과 환자의 기대 수준이 증가하면서 식립 후 수개월을 기다리는 전통적 방식의 술식 뿐 아니라 식립 후 즉시 부하를 가하는 즉시부하 방식의 술식, 발치 후 즉시 식립하는 즉시매식 등의 술식이 활발히 소개되고 있으며 많은 저자들이 높은 성공률을 주장하고 있다. 이러한 즉시 부하 임플란트의 경우에는 초기 고정성이 굉장히 중요한 요소가 된다. 때때로 즉시부하를 위해서는 지연부하보다는 좀더 강한 초기고정을 얻는 경우가 많은데 식립시 발생할 수 있는 과도한 식립토크는 골에 해로운 영향을 줄 수도 있다. 그럼에도 불구하고 실제 임상에서 식립토크는 각 임상가의 경험과 감에 의존하는 경우가 많다. 이는 식립토크에 따른 골의 변화 양상을 정량적으로 분석하기도 힘들거니와 서로 다른 골의 특성상 한 부위에서의 성공적인 결과를 전체적으로 연결시키는 것이 어렵기 때문이다.

이 때문에 많은 저자들이 3차원 유한요소분석을 통하여 골에 미치는 영향을 분석하는 시도를 하고 있다. 3 차원 유한요소 분석은 유한요소라 불리우는 물리적 혹은 편의상 나누어진 요소 위에 정의된 특정함수를 주어진 문제에 맞는 어떤 적분형의 원리에 사용하여, 연속체 문제를 유한차원의 문제로 수식화하는 근사적인 방법으로, 외부 영향에 지배받는 물리계의 응답을 예상하고 근사적 수치를 얻기 위한 컴퓨터를 이용한 수학적 기법이다. 이에 본 연구에서는 임플란트 식립시 서로 다른 형태의 임플란트에서 서로 다른 식립토크를 가하였을 경우 주위골에 미치는 온도 변화 양상을 3차원 유한요소 분석과

in vitro 실험을 통해 알아 보고자 한다. 특히 유한요소 분석을 통하여 *in vitro* 실험을 통하여는 알기 어려운 임플란트 식립시 임플란트와 골계면에서 발생하는 온도변화를 근사적으로 알아보고 실험값과 비교하여 적절한 식립토크에 대해 고민하고자 한다.¹⁹

연구 재료 및 방법

1. 실험 모형

본 연구에서는 서로 다른 구조를 지닌 2 종류의 임플란트 매식체를 서로 다른 식립토크로 식립하는 조건을 설계하였다. 사용한 임플란트는 4.5 × 10 mm의 외부육각을 가지는 Brånemark 형태의 임플란트 (Megazen, Megazen, Korea)와 4.8 × 10 mm의 Microthread 형태를 지니는 내부연결 형태의 임플란트 (Megafix, Megazen, Korea)이다 (Fig. 1).

2. *In vitro* 실험 설계

실험을 위해 핸드피스를 고정하여 수직방향의 천착로를 가지는 현가장치가 사용하였다. 실험재료로는 두께 15 - 20 mm의 소견갑골을 가로 35 mm, 세로 40 - 50 mm 크기가 되도록 골편으로 자르고 이중에 피질골의 두께가 2 - 3 mm 되는 표본을 선정하였다. 표본 부피의 반을 36.5℃ 수조에 실은 25℃에 노출시켜 내부 온도는 평균 36.5℃ 표면온도 28℃가 되도록 설계하였다. 온도 측정은 계측점에서 0.2 mm 이내에 열전대가 위치토록 한 후 열전대 TT-K-40-25 (Omega Engineering, inc)를 이용하여 기록장치 GL 800E (CEE) Graphtec에 연결하여 digital로 표기된 온도와 그래프로 나타난 기록을 측정하였다. 기록장치는 0.2 s 단위로 측정 가능하여 보다 세밀한 측정을 할 수 있다. 드릴링은 4.5 mm 임플란트의 경우 4.3 mm까지 천착하고 4.8 mm의 경우 4.5 mm까

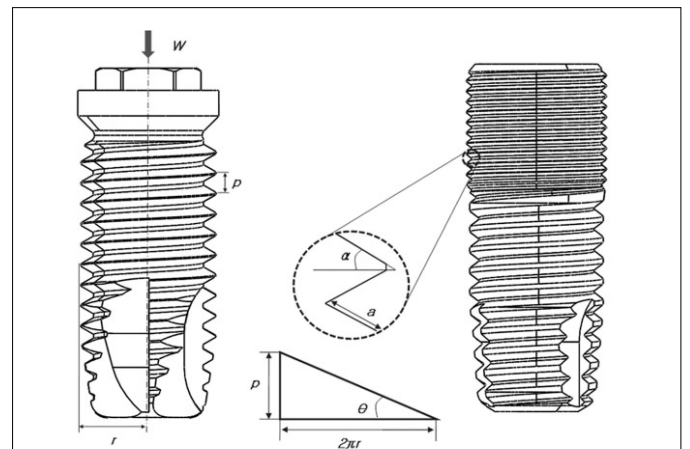


Fig. 1. Brånemark type and Microthread type implants used in the experiment.

지 천착하였고 열전대 측정점은 최종 계면에서 0.2 mm 이내에서 위치하여 Hand Wrench를 이용하여 식립시 온도 변화 양상을 살펴 보았다 (Fig. 2, 3).

3. FEM study

효과적인 유한요소 열전달 해석을 위하여 골의 형태를 가로 4 cm, 세로 4 cm, 높이 2 cm의 직육면체로 가정하였고, 직육면체 윗면에서 2 mm까지를 피질골 (cortical bone), 그 아랫부분을 해면골 (cancellous bone)이라고 가정하였다. 또한 임플란트 매식시 발생하는 골의 구조적 변형이나 debris로 인한 열전달 왜곡 현상은 없는 것으로 가정하였다. 본 실험에서 골의 응력 분포는 관심사가 아니므로 배제하였고, 매식이 종료된 상황에서 골에 남은 cavity 모양을 기초로 그 계면에 마찰열이 발생하는 경계조건을 부여하였다.

골 모형의 설계는 3D 형상 작업에 적합한 CAD 프로그램인

SolidWorks (Dassault Systemes, USA) 소프트웨어를 이용하였고, 이를 유한요소 구조해석용 프로그램인 Abaqus 6.9-1 (Dassault Systemes, USA) 로 불러들여 해석하였다. Abaqus내에서의 계산은 전처리 과정으로 앞에서 모델링한 골 형상을 작은 공간단위로 분할하고 그 곳에 열 해석에 필수 물성치인 밀도, 열전도도, 비열을 부여하였다. 이때에 공간분할은 상대적으로 열전달 양상이 급격히 이루어지는 가운데 부분을 조밀하게 (0.5 mm, hexagonal), 열전달 양상이 완만하게 이루어지는 외곽부분은 성기게 (2 mm, tetragonal) 형성하였다 (Fig. 4).

4. 경계 조건 및 식립 토크 조건

유한 요소 열해석에 사용한 경계조건은 실험 조건과 유사하게 골이 노출되는 바깥 면 아래쪽을 36.5℃, 위쪽을 28.1℃로 고정조건을 부여하였고, 임플란트에 의해 열이 발생하는 나사산 위쪽 면을 Table 1의 공식과 같이 시간과 공간에 따라 열유량이

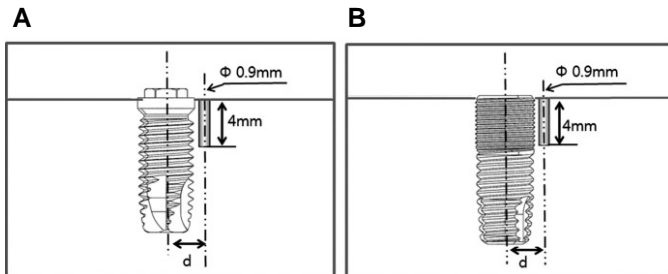


Fig. 2. Schematic presentation of thermocouple position. A: Brånemark type ($d = 2.8 \pm 0.05$), B: Microthread type ($d = 3.05 \pm 0.05$).

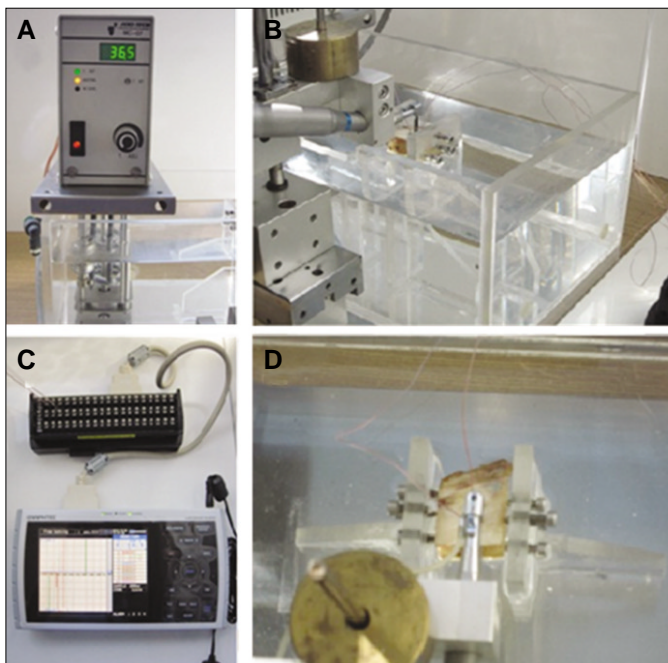


Fig. 3. In vitro conditions. A: temperature controller, B: constant temperature bath, C: thermocouple and data logger, D: bone drilling procedure.

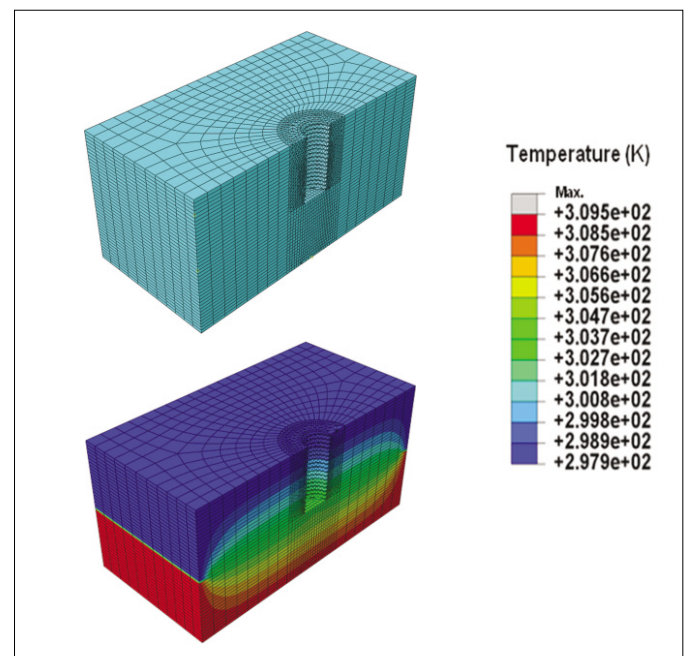


Fig. 4. 3 dimensional FEM model.

Table 1. Heat flux according to time and position

	Heat flux	Boundary condition
Upper part condition	$Q = \mu \frac{W \times \cos \theta}{a \times t \times \cos \alpha}$	$Z \geq \frac{2\pi r \times t \times (RPM)}{60 \times \sin \theta}$
	$Q = 0$	$Z < \frac{2\pi r \times t \times (RPM)}{60 \times \sin \theta}$
Lower part condition	$Q = 0$	All area

W : insertion torque, $Q = \mu L v$: heat flux, μ : coefficient of kinetic friction, p : pitch of screw thread, r : Implant radius, L : normal force per unit area at screw thread of bone, (RPM) : Revolutions per minute of implant, t : time(second), a : width of screw thread, v : linear velocity of a point on implant screw thread.

변하는 함수를 적용했다. 이 함수는 Fortran 언어로 작성했으며 Abaqus내의 SUBROUTIN 기능으로 부여하였다. 식립토크는 25, 35, 50, 70, 100 N 총 다섯 가지 조건과 식립속도 60 rpm으로 수행하였다.

5. 물성치

유한요소 열해석을 수행하는데 필요한 골의 물성치는 피질골 (cortical bone)일 때의 밀도와 열전도도, 비열을 각각 0.8 g/cc, 0.54 W/(m · K), 0.9 J/(g · K)로 두었고 해면골 (cancellous bone)일 때의 밀도와 열전도도, 비열은 각각 0.32 g/cc, 7.5×10^{-4} al/cm/sec/°C), 0.73 cal/ml/°C로 두었다. 공식에 나오는 마찰계수는 0.25로 두었다.^{20,23}

6. 회귀 분석

실험자료의 독립변수와 종속변수의 상관관계를 파악하기 위해 Sigmaplot 4.0 을 이용하여 선형 회귀분석하였다. 결정계수 (R^2)의 값이 1에 가까울수록 데이터가 분산되지 않고 특정한 경향을 나타내는 것으로 파악한다.

결과

Bovine 골에 있어서의 *in vitro* 실험에서 Table 2와 같은 결과를 얻을 수 있었다. 유한요소 분석을 통한 결과는 Table 3, 4, 5와

Table 2. Maximum temperatures recorded at the 0.2 mm distance with bovine bone (°C)

	4.5 Brånemark type		4.8 microthread type	
	Initial temperature	High	Initial temperature	high
1 st	32.3	40.3	33.1	38.7
2 nd	31.7	44.1	31.2	48.7
3 rd	33.4	41.8	33.3	45.8
4 th	32.4	40.9	30.8	40.8
5 th	31.8	32.8	32	49.2
6 th	33.3	32.3	33.2	50.7
7 th	31.6	39.8	31.8	48.2
8 th	31.9	34.5	31.3	86.7
9 th	30.8	42.5	31.1	38.7
10 th	31.8	38.9	30.8	42.8

Table 3. Maximum temperature throughout simulation (°C)

	Brånemark type	Microthread type
25 N	38.5	48
35 N	43.9	57.3
50 N	52	71.1
70 N	62.8	89.6
100 N	79	117.3

Fig. 5, 6, 7과 같이 나타났다. 유한요소분석 결과 임플란트 골계면에서의 온도변화는 Microthread를 가지는 형태의 임플란트가 전통적인 Brånemark 형태의 임플란트와 분명한 차이를 보여주고 있다. 식립토크가 낮은 군에서도 Microthread를 가지는 형태의 임플란트는 상대적으로 높은 열변화 양상을 보여주고 있다. 반면 이러한 급격한 온도변화는 측정위치를 달리 하였을 경우 0.2 mm 떨어질 경우 100 N 하에서도 큰 차이를 보여주지 못하고 있다. 또한 계면에서의 급격한 온도 변화에 의해 생기는 Hot zone은 3초 이내에 정상온도로 복귀함을 보여주고 있다.

Table 2에서 알 수 있듯이 10회에 걸쳐 시행된 열전대를 이용한 온도 측정 실험에서 소의 견갑골 시편의 종류에 따라 어느 정도 온도 편차가 있음을 발견하였다. 식립토크는 hand wrench를 이용하여 가능한 큰 힘으로 식립되도록 었다.

Table 3은 적절한 물성과 경계조건을 삽입하여 유한요소법으로 시뮬레이션 했을 경우 각 임플란트 타입에 따라 예측한 최고 온도를 보여주고 있다. 예상한 대로 식립토크가 증가할 경우 최대 온도는 계속 증가하며 증가하는 경향이 대략 선형적임을 확인할 수 있다. 선형회귀 하였을 때 Brånemark type의 경우 기울기가 9.99 ($R^2 = 0.9587$), Microthread type의 경우 기울기가 17.09 ($R^2 = 0.9588$)로 나타났다.

Table 4, 5는 시간에 따른 온도 변화를 예측한 시뮬레이션 결과이다. 각각의 임플란트 타입에 따라 온도는 thermocouple이 삽입된 위치인 0.2 mm 부근에서의 예측된 값으로 실험에서 얻은 값과 어느 정도 직접 비교가 가능하다. 표에서 알 수 있듯이 최대 온도가 나타나는 지점은 임플란트 타입에 따라 다르며 Brånemark type의 경우 6-7초 사이, Microthread type의 경우 13-14초 사이에 나타났다. 실제로 시뮬레이션을 해 보면 근사적인 열평형 상태에 들어가는 시간이 2초 이내이고, 따라서 제시된 값들은 열평형에 도달했다고 가정한 값이다. 예상한 대로 식립토크가 증가할수록 온도변이가 증가하며 이는 Microthread type의 경우 더 심해진다.

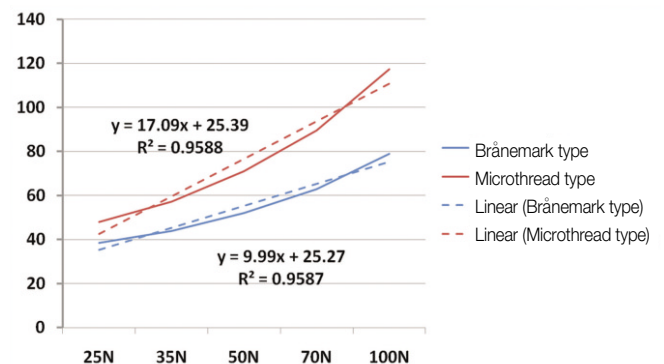


Fig. 5. Linear regression analysis of Brånemark type and Microthread type implant.

Table 4. Thermal changes of Brånemark type implant according to time with simulation (at the 0.2 mm distance) (°C)

Second	25 N	35 N	50 N	70 N	100 N
0.0001	26.53	26.53	26.53	26.53	26.53
0.4097	26.739	26.822	26.947	27.114	27.622
3.2769	28.641	29.485	30.752	32.44	44.57
6.5537	31.04	32.844	35.55	39.158	39.496
13.1073	29.772	31.068	33.013	35.606	39.503
26.2145	28.245	28.93	29.959	31.33	38.235
86.2145	27.039	27.242	27.547	27.954	35.791
100	27.037	27.24	27.544	27.95	34.469

Table 5. Thermal changes of microthread type implant according to time with simulation (at the 0.2 mm distance) (°C)

Second	25 N	35 N	50 N	70 N	100 N
0.0001	26.991	26.991	26.991	26.991	26.991
0.4097	27.289	27.408	27.587	27.826	28.184
3.2769	28.387	28.945	29.783	30.9	32.575
6.5537	30.007	31.213	33.023	35.436	39.055
13.1073	34.168	37.039	41.346	47.088	55.701
26.2145	31.675	33.549	36.36	40.108	45.729
86.2145	28.476	29.07	29.962	31.15	32.933
100	28.325	28.858	29.659	30.726	32.327

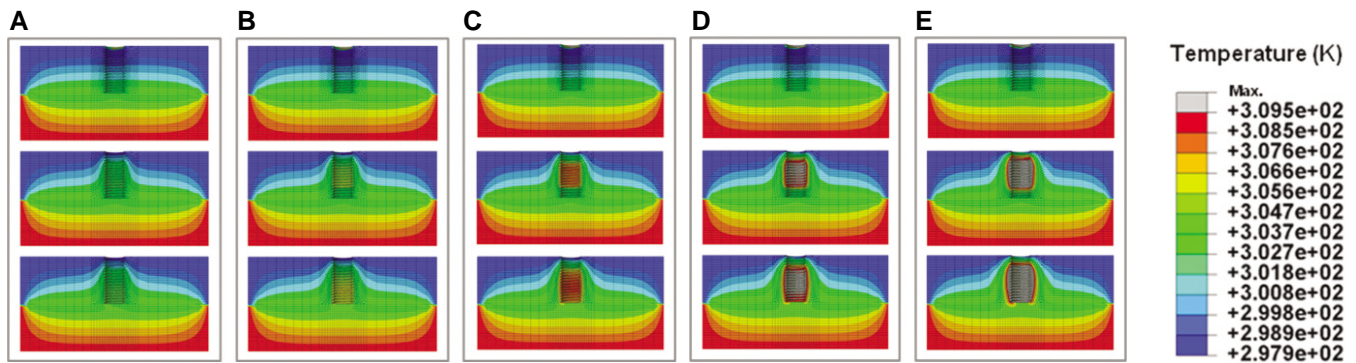


Fig. 6. Temperature changes with different insertion torques at the Brånemark type. A: 25, B: 35, C: 50, D: 75, E: 100 N.

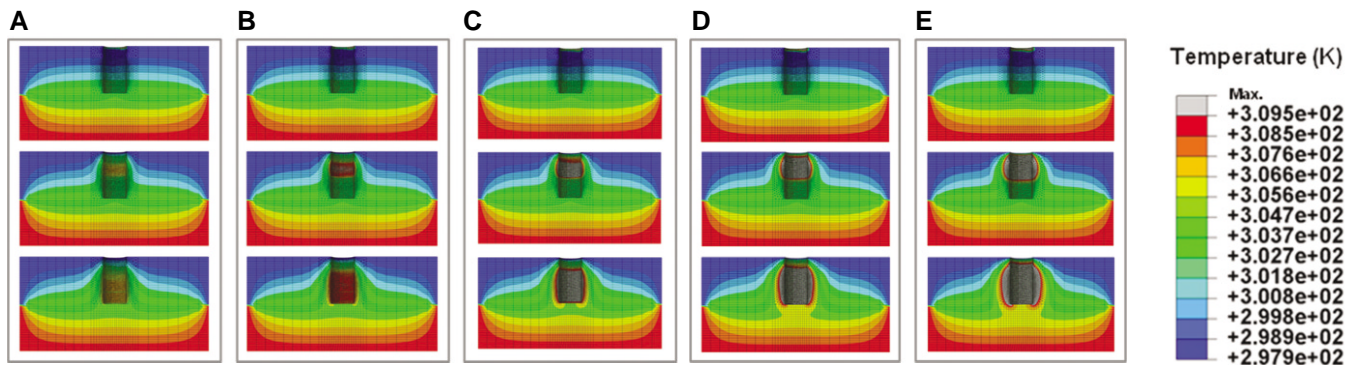


Fig. 7. Temperature changes with different insertion torques at the Microthread type. A: 25, B: 35, C: 50, D: 75, E: 100 N.

Fig. 6, 7은 임플란트 타입과 식립토크에 따른 온도 시뮬레이션 결과를 등온영역으로 구획하여 보여주고 있다.

그림에서 회색으로 표시된 hot zone이 동공 (cavity)과 같은 형태로 확대 성장하는 것을 관찰할 수 있으며 그 영역이 Microthread type의 경우 더 크고 넓은 영역으로 전파됨을 볼 수 있다. 이는 결과적으로 Table 4, 5에 제시된 것처럼 더 높은 최대 온도를 보여주게 되고 주변 조직을 괴사시킬 가능성을 높인다. 다만 시뮬레이션 결과에 의하면 이러한 hot zone이 하부 조직으로 쉽게 전파되지는 않았다.

고찰

골유착형 임플란트는 높은 성공률을 보이고 있으며 초기 무치악 부분의 수복뿐 아니라 현재에는 모든 치아 결손 증례에 적용될 수 있을 정도로 예지성 높은 치료법으로 자리잡고 있다. 하지만 여전히 어느 정도의 치료 실패율은 인정되고 있으며 실패에 대한 많은 원인이 보고되고 있다.^{1-3,5,6}

Esposito 등^{24,25}은 임플란트의 실패를 생물학적 실패와 역학적 실패로 분류하였는데, 식립후 생물학적 과정과 연관되어 조기

에 나타나는 생물학적 실패의 원인으로는 수술중 필연적으로 나타나게 되는 골외상, 골괴사뿐 아니라 감염과 초기안정성 부족 등을 고려할 수 있다. 초기 실패의 원인 중 식립시 유발되는 과도한 발생열과 골조직 괴사간의 관계에 대한 연구는 지속적으로 진행되어 왔다. Lundskog²⁶은 가열한 임플란트를 골에 삽입한 후 골세포의 단백질효소 활동을 기준으로 50℃에서 30초간, 70℃에서는 순간적으로 노출시켜도 골조직에 비가역적인 손상이 발생한다고 하였고, Eriksson 등²⁷은 토끼를 이용한 동물실험에서 47℃ 열에 1분간의 노출이 골조직 내부의 혈관 및 골세포가 지방세포로 치환되어 골손상이 발생하여 실험동물에서는 4주 후 30%의 골흡수가 나타났음을 보고하였다. Sevit²⁸은 모세혈관 투과도 증가를 기준으로 하여 41 - 45℃가 열손상 역치온도라고 주장하였다. 골조직은 열에 민감하므로 수술시 발생하는 열을 최소화 하는 것이 임플란트의 초기 성공에 밀접한 관계가 있음을 알 수 있다.

한편 임플란트의 장기적 예후는 골량, 골질에 의해 영향을 받는다. 특히 골질은 초기 안정성에 주요한 영향을 미친다. 피질골이 두꺼울수록 임플란트 식립 시 발생하는 압축력이 증가되어 안정성을 얻는데 유리하기 때문이다. 초기 안정성은 임플란트 식립 후 일어날 수 있는 미세동요를 감소시켜 연조직의 형성 없이 골유착이 이루어지도록 도와준다. 초기 안정성을 결정하는 주요소는 골-임플란트 간에 발생하는 압축력과 표면적으로 골질, 골량, 외과적 술식, 임플란트의 형태 등에 의해 영향을 받는다. 골-임플란트 간의 압축력은 식립 구멍을 임플란트의 직경보다 작게 형성하거나 self-tapping용 임플란트를 사용하여 증가시킬 수 있으며, 접촉면적의 증가는 임플란트 표면특성을 변화시키거나 또는 길이가 길거나 직경이 큰 임플란트를 사용함으로써 얻어질 수 있다.²⁹⁻³¹

한편 회전하는 물체의 접촉부위에서 발생하는 저항 에너지를 측정하는 식립 회전력은 임플란트의 직경이 커질수록 높아질 수 밖에 없는데 임플란트의 직경이 커질수록 특히 피질골에서의 저항 면적과 전단력이 증가하기 때문으로 생각할 수 있다. 조 등³²은 폴리우레탄으로 모방한 1형 골에서 직경 5.0mm 임플란트 식립시 114.79 Ncm의 식립토크를 4형 모형골에서 1.86 Ncm의 낮은 식립토크 수치를 보고하였다. 직경이 클수록 골질이 단단할수록 높은 식립토크를 갖는 것을 알 수 있다.

임플란트의 식립에 있어서 낮은 토크는 초기 고정을 얻기에 부족하며 너무 과도한 토크는 주변 골에 해로운 영향을 야기할 것으로 생각된다. 따라서 적당한 토크로 적당한 초기고정을 얻는 것이 임플란트 성공에 있어서 무척 중요한 요소이다. 따라서 적절한 식립토크를 정의하는 것은 상당히 중요한 의미를 갖는다고 볼 수 있다. 김 등³³은 식립토크가 50 Ncm 이상으로써 engine만으로 식립깊이까지 고정체를 식립할 수 없어서 부가적으로 hand wrench를 이용하여 고정한 경우를 excellent, engine 20 - 50 Ncm으로 고정한 경우를 good, engine으로 초기고정이 얻어지지 않아 손으로 screw driver를 이용하여 20 Ncm 이하로 고정한 경우를 fair, 초기고정이 불확실한 경우를 poor로 평가하였다.

최근 환자의 편의성과 요구에 따라서 즉시부하 술식이 많이 이용되고 높은 성공률을 보고하고 있는데, 즉시부하의 경우 35 Ncm이상의 식립토크로 식립하는 경우가 많다. 즉시 부하를 얻기 위해서는 지연부하를 얻는 것에 비해서 초기 고정력이 더욱 중요한 요소인데, 어느 정도가 이상적인 식립토크인지에 대해서는 각 술자마다 느끼는 정도가 다르다.

임플란트가 식립시 임플란트와 골 접촉면에서의 응력과 열의 변화는 추후 임플란트의 성공을 위해서 매우 중요한 요소이다. 하지만 골 표면에서의 변화를 측정할 만한 방법이 현실적으로는 어렵다. 따라서 이번 실험은 골계면에서의 온도변화양상을 삼차원유한요소 분석을 통해 이론적으로 측정하였으며 이를 실험에서 구한 값과 비교 검토하였다. 소의 견갑골을 이용한 서로 다른 두 종류의 임플란트의 식립을 통해 비교적 근접한 부위에서의 열변화를 구하였고 그 값을 비교해 봄으로써 계면에서의 변화를 최대한 유추하고자 노력하였다.

시뮬레이션에서 얻은 데이터를 색으로 표현하는 방법은 여러 가지가 있을 수 있는데, 첫째는 각각의 프레임에서 최고온도(빨간색), 최저온도(파란색)를 기준으로 표현하는 방법, 둘째는 모든 프레임을 통틀어 최고온도(빨간색), 최저온도(파란색)를 기준으로 표현하는 방법, 셋째는 최고온도(빨간색), 최저온도(파란색)를 각각 고정해 두고 표현하는 방법 등이다. 여기서 첫째의 경우 최고온도 최저온도 기준이 수시로 바뀌고 둘째는 모델별로 비교할 때 다른 온도를 기준으로 색을 표현하기 때문에 두 가지 방법 모두 일괄적인 온도 비교가 어렵다고 할 수 있다. 따라서, 본 논문에서는 최저 온도를 각각 309.5 K (36.5℃), 297.9 K (28.5℃)로 고정하는 방법을 택했고 다양한 임플란트 모델과 식립토크에 대해 일괄적인 비교가 가능하도록 했다. 하지만 이 경우 한가지 문제가 발생하는데 최고 온도 이상을 모두 회색으로 표현하게 되어 그림에서 회색영역 내에서 온도 분포가 어떻게 되는지 판단하기 어렵게 된다. 예를 들면 500 K (227℃)와 같은 극단적인 고온과 310 K (37℃)가 동일한 색으로 표현된다. 단 회색영역의 크기 등을 비교함으로써 온도의 변화양상을 비교할 수 있다.

비록 *in vitro* 실험에서 모든 경우에 있어서 주목할 만한 온도 변화를 관찰할 수는 없었으나 Microthread type의 임플란트가 상대적으로 더 높은 최고점 온도를 보여주고 있으며 이는 임플란트의 형태에 따른 마찰열 발생이 주요 원인으로 보인다. 특히 2개의 시편의 경우 50℃가 넘는 과도한 열이 발생하는 것을 관찰할 수 있었다. 이러한 급격한 변화의 원인으로는 열전대의 위치가 상대적으로 임플란트에 근접해 있었기 때문으로 판단된다. 하지만 너무 근접한 접촉은 열전대의 burn out이 발생하여 온도를 측정할 수 없는 문제가 발생한다. 이 때문에 삼차원 유한요소분석을 통해 골계면에서의 온도변화양상을 판단하는 것은 임상적으로 의미가 있다고 판단된다. 유한요소분석을 통해 살펴본 결과 Brånemark 형태의 임플란트의 경우 50 Ncm 이상에서 Microthread를 가지는 형태의 경우에는 35 Ncm 이상에서 Eriksson 등이 보고한 역치를 초과하는 온도가 발생하였다.

이를 통해 볼 때 Microthread type 이 식립토크에 따른 온도 증가가 더 민감함을 알 수 있다. 이는 실험이 재현성 있는 환경 가운데 시행되었으며 사용한 유한요소법이 상당히 정확한 온도 변화를 예측할 수 있음을 보여준다. 온도의 증가는 추가적인 힘이 가해지지 않았을 경우 2초 이내로 짧게 사라지는데 이는 임플란트의 마찰열이 조직으로 확산되는 속도가 꽤 빠르며 또한 임플란트가 뼈에 깊숙이 심겨짐에 따라 계면에서 발생하는 열의 양이 점점 줄어들기 때문이라고 판단된다. 이러한 짧고 급격한 온도변화가 골괴사에 어떠한 영향을 주는지는 실제적인 *in vivo* 실험을 통해서 평가하는 과정이 동반되어야 할 것이다.

이번 실험을 통해 살펴 보면, 확실한 초기고정을 위해 식립토크를 높이면 그에 따라서 골계면에서 온도변화가 증가할 수 있고 특히 즉시매식, 즉시 부하 임플란트의 경우처럼 충분한 치유기간을 갖지 못하는 경우 이것이 임플란트의 실패에 더욱 영향을 줄 수 있다고 생각할 수 있다. 물론 실제 임상시에는 모든 과정에서 열 변화를 낮추기 위해 주수하에 시행하며 좀더 낮은 토크로 식립하려고 노력한다. 또한 *hand wrench*를 이용할 때에도 연속적으로 힘을 가하기 보다 단속적으로 토크를 가하고 환자의 치유기간을 길게 유지해 성공율을 높일 수 있을 것이다. 서로 다른 형태의 임플란트가 골계면에 미치는 영향을 판단하기 위해서는 앞으로 보다 면밀한 실험설계와 더불어 동물실험, 임상실험과 같은 체계적인 연구가 필요할 것으로 생각된다.

결론

이번 유한요소 분석실험에서 Brånemark 형태의 임플란트의 경우에는 50 Ncm 이상에서 Microthread를 가지는 형태의 경우에는 35 Ncm 이상에서도 골계면에서는 짧은 순간이지만 Eriksson 등이 보고한 역치를 초과하는 온도가 발생하였다. Microthread와 같이 높은 초기 고정성을 얻을 수 있는 임플란트의 경우에는 과도한 식립 토크로 인한 열 손상 가능성을 가질 수 있으므로 골량과 골질의 신중한 평가와 적절한 수술기법이 필요할 것으로 생각된다.

참고문헌

1. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977;16:1-132.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler 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. Adell R, Lekholm U. Surgical procedures. In: Zarb GA. Brånemark PI, Albrektsson T, eds. *Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing 1985, pp. 1-35.
4. Bass SL, Triplett RG. The effects of preoperative resorption and

- jaw anatomy on implant success. A report of 303 cases. *Clin Oral Implants Res* 1991;2:193-8.
5. Hutton JE, Heath MR, Chai JY, Harnett J, Jemt T, Johns RB, McKenna S, McNamara DC, van Steenberghe D, Taylor R, et al. Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:33-42.
6. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:142-6.
7. Truhlar RS, Morris HF, Ochi S, Winkler S. Second-stage failures related to bone quality in patients receiving endosseous dental implants: DICRG Interim Report No. 7. Dental Implant Clinical Research Group. *Implant Dent* 1994;3:252-5.
8. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62:2-4.
9. 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.
10. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003;90:121-32.
11. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 1983;50:101-7.
12. Cochran DL, Buser D, ten Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard JP, Peters F, Simpson JP. The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:144-53.
13. Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system. Design and engineering. *Int J Periodont Restorative Dent* 1993;13:409-31.
14. Misch CE. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. *Implant Dent* 1999;8:376-86.
15. Strong JT, Misch CE, Bidez MW, Nalluri P. Functional surface area: thread form and diameter optimization for implant body design. *Compendium* 1998;19:4-9.
16. 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.
17. 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.
18. Norton MR. In vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;83:567-71.
19. Fish J, Belytschko T. A first course in finite elements. John Wiley & Sons, 2007.
20. Chen HL, Gundjian AA. Specific heat of bone. *Med Biol Eng* 1976;14:548-50.
21. Davim JP, Marques N. Dynamical experimental study of friction and wear behaviour of bovine cancellous bone sliding against a metal-

- lic counterface in a water lubricated environment. *J Mater Proc Tech* 2004;152:389-94.
22. Davidson SR, David F. James. Measurement of thermal conductivity of bovine cortical bone. *Med Eng Phys* 2000;22:741-7.
23. Hosokawa A, Otani T. Ultrasonic wave propagation in bovine cancellous bone. *J Acoust Soc Am* 1997;101:558-62.
24. Esposito M, Hirsch J, Lekholm U, Thomsen P. Differential diagnosis and treatment strategies for biologic complications and failing oral implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:473-90.
25. Esposito M, Thomsen P, Ericson LE, Sennnerby L, Lekholm U. Histopathologic observations on late oral implant failures. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2:18-32.
26. Lundskog J. Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone and threshold levels for thermal injury. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1972;9:1-80.
27. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 1983;50:101-7.
28. Sevvitt S. Local vascular changes in burned skin. *Proc R Soc Med* 1954;47:225-8.
29. O'Sullivan D, Sennnerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2:85-92.
30. Park JH, Lim YJ, Kim MJ, Kwon HB. The effect of various thread designs on the initial stability of taper implants. *J Adv Prosthodont* 2009;1:19-25.
31. Huh JB, Ko SM. The comparative study of thermal inductive effect between internal connection and external connection implant in abutment preparation. *J Korean Acad Prosthodont* 2007;45:60-70.
32. Cho JM, Cho U, Yun MJ, Jeong CM, Jeon YC. Influence of implant diameter and length changes on initial stability. *J Korean Acad Prosthodont* 2009;47:335-41.
33. Kim SH, Kim SJ, Lee KW, Han DH. The effects of local factors on the survival of dental implants: A 19 year retrospective study. *J Korean Acad Prosthodont* 2010;48:28-40.

Analysis of thermal changes in bone by various insertion torques with different implant designs

Min-Ho Kim, DDS, MSD, In-Sung Yeo, DDS, MSD, PhD, Sung-Hun Kim, DDS, PhD,
Jung-Seok Han, DDS, MSD, PhD, Jai-Bong Lee, DDS, MSD, PhD, Jae-Ho Yang*, DDS, MSD, PhD
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University, Seoul, Korea

Purpose: This study aims at investigating the influence of various insertion torques on thermal changes of bone. A proper insertion torque is derived based on the thermal analysis with two different implant designs. **Materials and methods:** For implant materials, bovine scapula bone of 15 - 20 mm thickness was cut into 35 mm by 40 - 50 mm pieces. Of these, the pieces having 2 - 3 mm thickness cortical bone were used as samples. Then, the half of the sample was immersed in a bath of 36.5°C and the other half was exposed to ambient temperature of 25°C, so that the inner and surface temperatures reached 36.5°C and 28°C, respectively. Two types of implants (4.5 × 10 mm Brånemark type, 4.8 × 10 mm Microthread type) were inserted into bovine scapula bone and the temperature was measured by a thermocouple at 0.2 mm from the measuring point. Finite element method (FEM) was used to analyze the thermal changes at contacting surface assuming that the sample is a cube of 4 cm × 4 cm × 2 cm and a layer up to 2 mm from the top is cortical bone and below is a cancellous bone. Boundary conditions were set on the basis of the shape of cavity after implants. SolidWorks was used as a CAD program with the help of Abaqus 6.9-1. **Results:** In the *in-vitro* experiment, the Microhead type implant gives a higher maximum temperature than that of the Brånemark type, which is attributed to high frictional heat that is associated with the implant shape. In both types, an Eriksson threshold was observed at torques of 50 Ncm (Brånemark type) and 35 Ncm (Microthread type), respectively. Based on these findings, the Microthread type implant is more affected by insertion torques. **Conclusion:** This study demonstrate that a proper choice of insertion torque is important when using a specific type of implant. In particular, for the Microthread type implant, possible bone damage may be expected as a result of frictional heat, which compensates for initial high success rate of fixation. Therefore, the insertion torque should be adjusted for each implant design. Furthermore, the operation skills should be carefully chosen for each implant type and insertion torque. (*J Korean Acad Prosthodont* 2011;49:168-76)

Key words: Finite element method, Frictional heat, Implant diameter, Insertion torque, Thermal change

*Corresponding Author: **Jae-Ho Yang**

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Seoul National University, 28 Yeongeong-dong, Jongno-gu, Seoul, 110-749, Korea

+82 2 2072 2661: e-mail, jhoyang@snu.ac.kr

Article history

Received October 19, 2010 / Last Revision November 7, 2010 / Accepted March 14, 2011