

골-임플란트 접촉 양상에 따른 골 변형 연구: 유한요소법적 연구

유동기¹ · 김성균¹ · 박재영¹ · 김진흠² · 허성주^{1*}

¹서울대학교 치의학대학원 치과보철학교실, ²수원대학교 통계정보학과

연구 목적: 기존 대부분의 유한요소 연구에서는 100%의 골-임플란트 접촉을 가정하여 왔으나 인간사체연구(human retrieval study)에서는 골-임플란트 부착비율이 20-80%라고 보고되었다. 본 연구에서는 비선형 삼차원 유한요소법을 이용하여 실제적인 골-임플란트 접촉을 재현하기 위해 무작위 골접촉 양상을 비교연구하고자 하였다.

연구 재료 및 방법: 컴퓨터단층촬영에서 얻은 영상을 근거로 하여 제작한 골모형에 두 가지 디자인의 임플란트(MK III Brånemark®, Implant®)를 상악제2소구치에 해당하는 위치에 식립한 모형을 만들었다. 골질은 골형 2로서 Lekholm과 Zarb의 분류를 따랐다. 각 임플란트 디자인마다 두 가지(40%, 70%)의 골-임플란트 접촉비율을 가정하였다. 각 디자인과 골접촉율마다 5개의 모형을 제작하여 총 40개의 모형을 만들었다. 이 골-임플란트 접촉을 무작위 섞기방식(random shuffle method)으로 하였고 피질골과 해면골을 다 포함하여 골유착을 시킨 군(wholly randomized osseointegration; W)과 피질골과 해면골을 분리하여 골접촉시키기 위해서 각 0.75 mm마다 무작위 골접촉을 시킨 군(segmentally randomized osseointegration; S)을 비교연구하였다.

결과: 골-임플란트 접촉율이나 임플란트 디자인에 상관없이 W군과 S군 간 maximum von Mises strain의 평균에 있어서 유의성 있는 차이가 없었다($P=0.939$). 골-임플란트 접촉율이 40%보다 70%가 von Mises strain이 유의하게 낮았다($P=0.007$). 골-임플란트 접촉율이 40%일 때는 Implant®과 MK III Brånemark®의 변형을 간에는 유의성 있는 차이가 없었으나($P=0.116$), 골-임플란트 접촉율이 70%일 때 Implant®에서는 $4886 \pm 1034 \mu\text{m/m}$, MK III Brånemark®에서는 $7134 \pm 1232 \mu\text{m/m}$ 로서 Implant®의 von Mises strain이 MK III Brånemark®의 것보다 유의하게 낮았다($P<0.0001$).

결론: 골-임플란트 접촉을 가정함에 있어서 무작위 섞기방식(random shuffle method)을 이용하여 임플란트 전체에 대해서나 피질골과 해면골을 분리하여 무작위 골-임플란트 접촉을 시키든 간에 통계적으로 유의한 차이가 없어서 표본의 크기에 상관없이 둘 다 유효한 방법이라 할 수 있었다. (대한치과보철학회지 2011;49:214-21)

주요단어: 유한요소법, 골-임플란트 접촉, 임플란트 디자인, 무작위 골유착

서론

Roberts'는 임상적으로 성공한 임플란트는 50%이하의 골접촉이 있다고 하였다. Block 등²도 개에 식립한 임플란트에서도 유사한 수준의 골접촉을 관찰하였다. 최근에 연구한 Coelho 등³은 인체에서 8년에서 13년간 기능한 임플란트를 인간사체연구(retrieval study)하였는데 골-임플란트 접촉율이 20-80%였다고 보고하였다.

위의 여러 문헌에서도 알 수 있듯이 실제적으로 골-임플란트 접촉이 100%에 도달할 수 없다. 그러나, 복잡한 골구조, 비용 및 소요 시간의 문제로 거의 대부분의 유한요소문헌은 골과 임플란트의 골접촉을 100%로 가정하여 왔다. 부분적인 골접촉에 대해 유한요소법을 이용하여 응력/변형을 해석하는 소수의 연구들이 있는데 최초로 Papavasiliou 등⁴은 네 가지(100, 75, 50, 25%)의 골-임플란트 접촉비율에 대해 삼차원 유한요소법을 이용하여 연구하였는데 다른 골접촉율이 응력분산에 영향을 미치지 않는다고 하였다. 이 연구의 한계점은 요소크기가 1,000 μm 이상으로 convergence test를 시행한 문헌들^{5,6}이 추천하는 요소 크기인 700 - 750 μm 보다 커서 오차가 커질 것으로 예상된다.

Lian 등⁷은 이차원 유한요소법을 이용하여 새롭게 제한한 remodeling algorithm을 이용하여 4 가지(25, 50, 75, 100%)의 골-임플란트 접촉율을 비교연구하였는데 초기의 골접촉율이 무엇 이든 간에(25-100%) 골개형(bone remodelling)이 평형상태에 이르면 58-60%의 골접촉율을 보인다고 언급하였다. Deng 등⁸은 중심극한정리(central limit theorem)를 이용하여 임플란트에 골을 무작위 접촉이 되도록 삼차원 유한요소모형을 제작하였고, 골-임플란트 접촉율(25, 50, 75%)이 증가할수록 RFA값이 선형적으로 증가하였다고 보고하였다($P<0.001$). 그런데 이 연구에서는 피질골을 배제한 골모형을 제작하였다.

여러 조직학적 연구 문헌들^{9,10}을 비추어 볼 때 골이 임플란트에 부착하는 양상은 무작위적으로 접촉함을 추론할 수 있다. 지금까지는 유한요소법을 이용하여 골-임플란트 접촉율에 따른 응력/변형에 대한 적합한 연구가 매우 부족한 실정이고, 기존의 연구들에서는 임플란트 전체에 대해서 무작위 골유착을 시켰고 피질골과 해면골을 분리하여 무작위 골유착을 시킨 문헌은 아직 없었다. 이런 필요성으로 해서 본 연구에서는 비선형 삼차원 유한요소법을 이용하여 실제적으로 존재하는 부분적인 골접촉을 재현하는 방법으로 임플란트 전체에 대해서 무

*교신저자: 허성주

110-749 서울시 종로구 연건동 28 서울대학교 치의학대학원 치과보철학교실 02-2072-2661: e-mail, 0504theo@hanmail.net

원고접수일: 2011년 4월 25일 / 원고최종수정일: 2011년 4월 27일 / 원고채택일: 2011년 7월 8일

*이 논문은 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(2010-0007781).

작위 골유착시킬 때와 피질골과 해면골을 분리하여 무작위 골 유착시킬 때를 비교연구하고자 하였다.

연구 재료 및 방법

1. 유한요소모델

컴퓨터단층촬영한 영상을 통해 인간의 상악제2소구치에 대한 골형상을 획득하였다. 골모형의 크기는 대략 근원심으로 20 mm, 협설측으로 12 mm, 높이가 22 mm로 제작하였다(Fig. 1). 두 종류의 임플란트 디자인으로는 (1) $\varnothing 4.0 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$ MK III Brånemark® implant (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden) (2) $\varnothing 4.3 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$ Implant (Warentec, Seoul, Korea)를 골모형 내에 식립하여 시뮬레이션하였다(Fig. 2). 이 골모형의 골질은 Lekholm과 Zarb의 분류에 따른 골형 2로서 피질골의 두께는 1.5 mm로 정하였다.^{12,13}

40%와 70%의 골-임플란트접촉율을 표현하기 위해 골유착이 되는 계면(osseointegrated interface)과 골유착이 되지 않는 계면(non-osseointegrated interface)으로 나누어 시뮬레이션하였다. 골유착이 되는 계면은 무작위 섞기 방식(random shuffle method)으로 골 접촉을 시켰고 기존의 문헌들^{7,8}이 사용한 임플란트 길이 전체에 대해 무작위 부착시킨 군(wholly randomized osseointegration; W)과 피질골과 해면골을 분리하기 위해서 0.75 mm 간격으로 무작위 골유착을 시킨 군(segmentally randomized osseointegration; S)으로 비교연구하였다. 골-임플란트 골접촉(40, 70%)을 모델링하는 과정으로는 먼저 S군에서는 임플란트와 접하는 모든 절점

(nodes)에 대한 정보를 수집하고 수평, 수직적으로 0.75 mm로 나누 후에 영역별로 좌표순 정렬 후에 절점 섞기를 하였다(random shuffle method). 선정된 절점들(nodes)은 tied 기법으로 임플란트에 부착시켰다. W군은 위의 과정에서 0.75 mm로 나누는 과정만 생략하였다. 골유착 되지 않는 계면(non-osseointegration interface)은 즉시하중을 가할 때 여러 문헌들^{5,14,15}에서 쓰이는 마찰계수($\mu=0.3$)를 이용하여 마찰접촉(frictional contact)을 가정하였다.

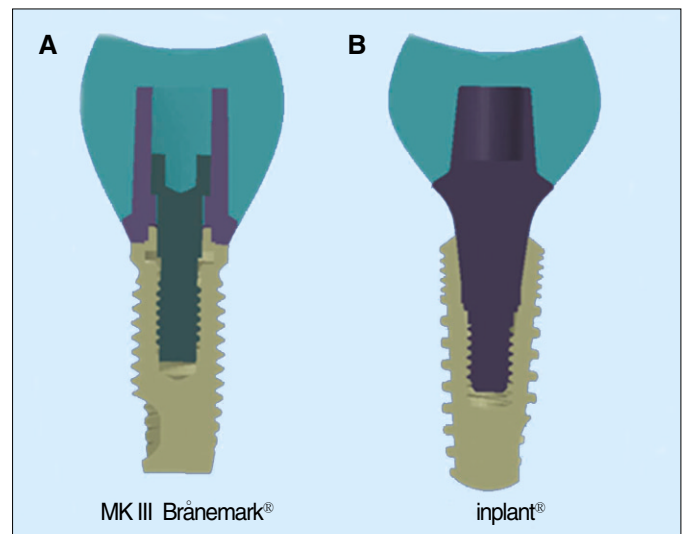


Fig. 2. Two types of implant models employed in this study. A: MK III Brånemark® implant with external hex, B: Implant® with Morse-taper.

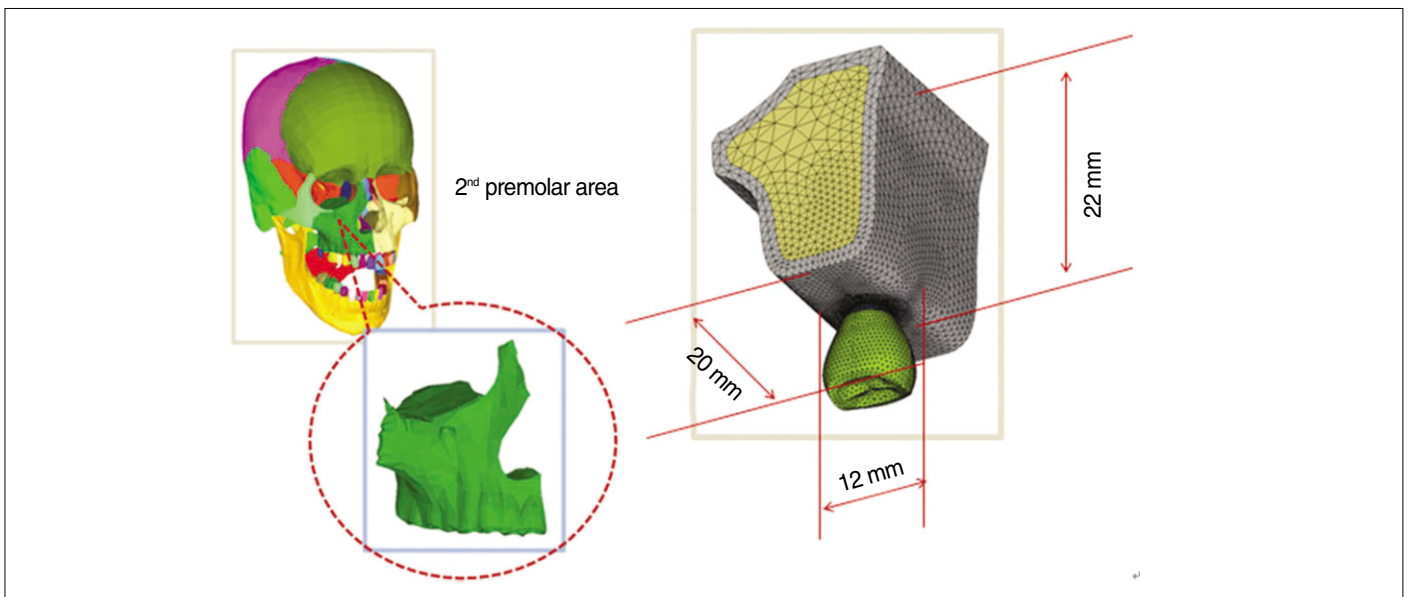


Fig. 1. The bone model represents CT generated images of the second premolar of the human maxillary bone to provide bone geometric information. The size of the edentulous area used was approximately 20 mm mesiodistally, 12 mm buccolingually and 22 mm in the bone height.

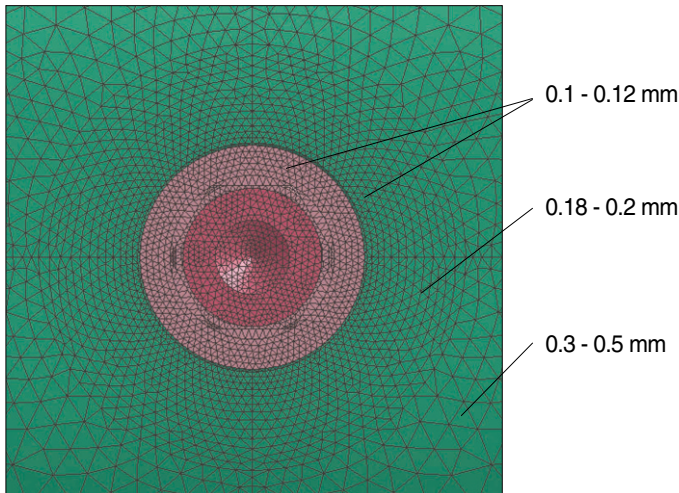


Fig. 3. The element size near bone-implant interface was 0.1 - 0.12 mm for more reality, the one of the distant zone from the interface was 0.3 - 0.5 mm for model simplification.

본 연구에서는 골-임플란트 계면에서 보다 정확한 유한요소 분석의 결과를 얻기 위해서 convergence test를 시행한 기존의 문헌들^{5,6}보다(700 - 750 μm) 훨씬 작은 요소크기인 100 - 120 μm 로 분할하였고 그 계면에서 나사형 임플란트의 형상을 잘 반영할 수 있는 tetrahedral elements로 이산화(discretized)시켰다.¹⁶ 그 계면에서 떨어질수록 해석에 영향력이 떨어지므로 요소크기를 점점 크게 하였다(Fig. 3).

MK III Brånemark[®] implant (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden)가 식립된 모형의 요소 수는 561,546개이고 Implant[®] (Warentec, Seoul, Korea)가 매립된 모형의 전체 요소 수는 651,546개였다.

2. 물성치(Material properties)

실제적으로는 피질골과 해면골은 이방성이고 모든 재질은 불균일하나 시간과 비용 절감을 위한 단순화를 위해서 본 연구에 사용된 모든 물질이 균질성(homogeneity), 등방성(isotropy)을 부여하였고 보다 정확한 해석을 위해 비선형 탄성(nonlinear elasticity)을 가정하였다. 또, 본 연구에 사용된 물성치는 여러 선행학들의 자료를 근거로 하였다(Table 1).^{13,17-20}

Table 1. Mechanical properties of bone, implant, and prosthetic materials

Material	Young's moduls (GPa)	Possion's ratio
Cortical bone	13	0.3
Dense trabecular bone	2.6	0.3
Implant	110	0.3
Abutment	90	0.3
Abutment screw	90	0.3
Crown	11.7	0.3

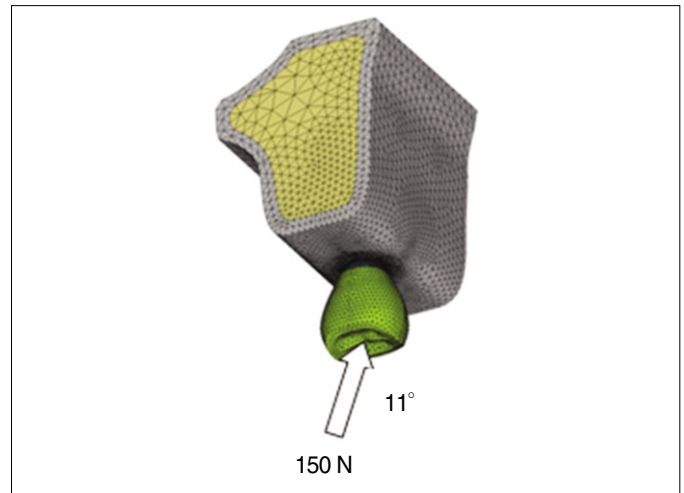


Fig. 4. Loading condition applied 150 N at 11 degree angle relative to the lingual cusp.

3. 하중조건과 경계조건

실제 임상 조건과 가깝도록 하중 조건을 150 N으로 11°로 협측으로 치관의 중심좌를 향해서 static loading이 가해지도록 가정하였다(Fig. 4).^{21,22} 경계조건으로는 치근단 쪽은 완전 고정된 것으로, 근원심측으로는 보다 실제에 가까운 골부파를 재현할 수 있는 In-plane 조건을 부여하였다. 지대주 나사와 임플란트 연결 부위의 최상부와 최하부의 나사선에 tied condition을 부여하였고, 그 나머지는 마찰접촉(frictional contact) ($\mu=0.5$)^{23,24}으로 가정하였다(Fig. 5).

4. 유한요소 해석

유한요소모델링은 ANSA (Beta Software, Italy)을 이용하였고, 비선형 유한요소를 해석하는 데는 PAM-MEDISA (ESI group, France)를 사용하였으며 결과분석은 Visual View (ESI group, France)로 해석하였다. 수치해석을 할 때는 Implicit method가 이용되었다. Mellal 등¹⁵은 numerical model들에서 나온 von Mises strain 및 strain energy density와 in vivo data 간에는 일치하였으나 effective stress와는 일치하지 않는다고 주장하였다. 본 연구에서도 in vivo data와 일치하는 von Mises strain을 측정하였다. W군과 S군의 평균을 비교할 때 Levene의 등분산성 검정(equal variance test)을 먼저 시행한 후 등분산성 여부에 따라 이표본 t-검정(two-sample t-test)를 시행하였으며, 자료의 수가 적고 자료 중에 이상값(outlier)이 포함되어 있어 Mann-Whitney의 비모수적 검정(Mann-Whitney's nonparametric test)을 병행하였다.

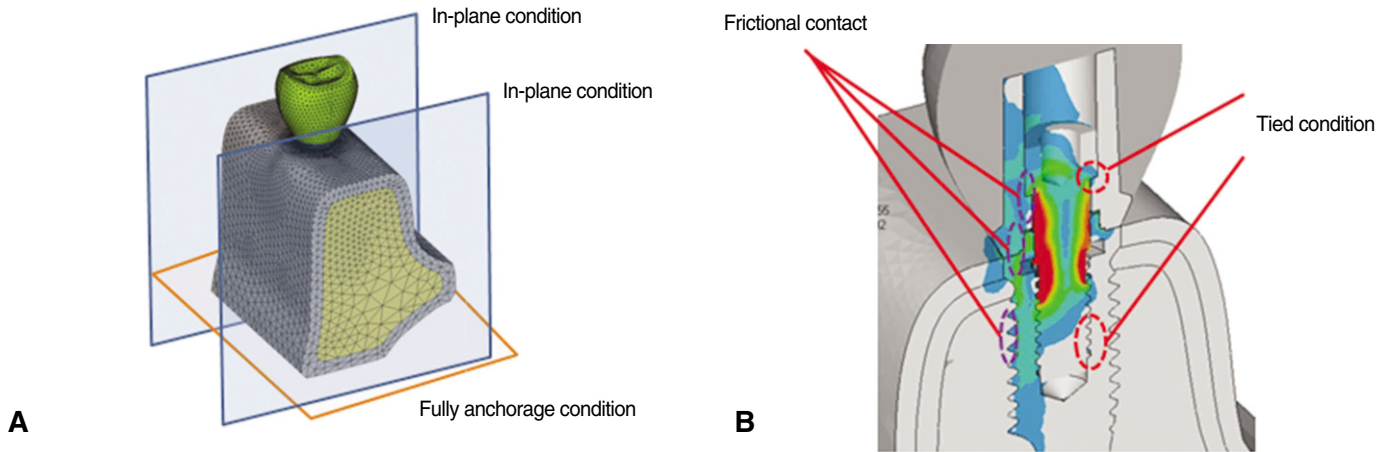


Fig. 5. Constraints of bone model and implant-abutment interface. A: boundary condition of bone model, B: tied condition and frictional contact between abutment and abutment screw.

결과

두 가지의 골-임플란트접촉율(40, 70%)에서 S군과 W군 간의 평균을 모수적 방법으로 비교했을 때는 골-임플란트접촉율에 상관없이 등분산 가정이 타당하였고(40%: $P=922$, 70%: $P=425$) 평균을 비교해 보면, 골-임플란트접촉율이 40%에서는 평균의 차이가 없었고($P=.903$) 70%에서도 마찬가지로 차이가 없었다($P=.981$). 또한 비모수적방법으로 비교했을 때도 동일하게 골-임플란트 접촉율이 40, 70% 각각에서 $P=.796$, $P=.739$ 로 평균의 차이가 없었다(Table 2, Fig. 6).

임플란트 디자인에 따른 S군과 W군을 비교했을 때 MK III Brånemark®에서는 W군의 산포가 더 컸으며, Implant®에서는 오히려 W군이 S군에 비해 산포가 더 작았다(Table 3, Fig. 7). 임플란트 디자인에 따른 S군과 W군의 평균을 비교하는데 있어서 모수

Table 2. Averages and standard deviations of von Mises strain in terms of osseointegration degrees (40, 70%). 'osseo' is osseointegration degree and 'attach M' is attachment method of bone-implant contact

Osseo	attach M	Number	Average	Standard deviation
40	S	10	.007722	.002052
	W	10	.007606	.002137
70	S	10	.006001	.001800
	W	10	.006019	.001469

적 방법으로 평균을 비교했을 때 MK III Brånemark®에서는 등분산 가정이 타당하나($P=.678$) Implant®에서는 타당하지 않았으며($P=.0368$), MK III Brånemark®와 Implant®의 von Mises strain의 평균의 차이가 없었고(MK III Brånemark®: $P=.683$, Implant®: $P=.579$), 마찬가지로, 비모수적 방법으로 검정하였을 때도 차이가 없었다

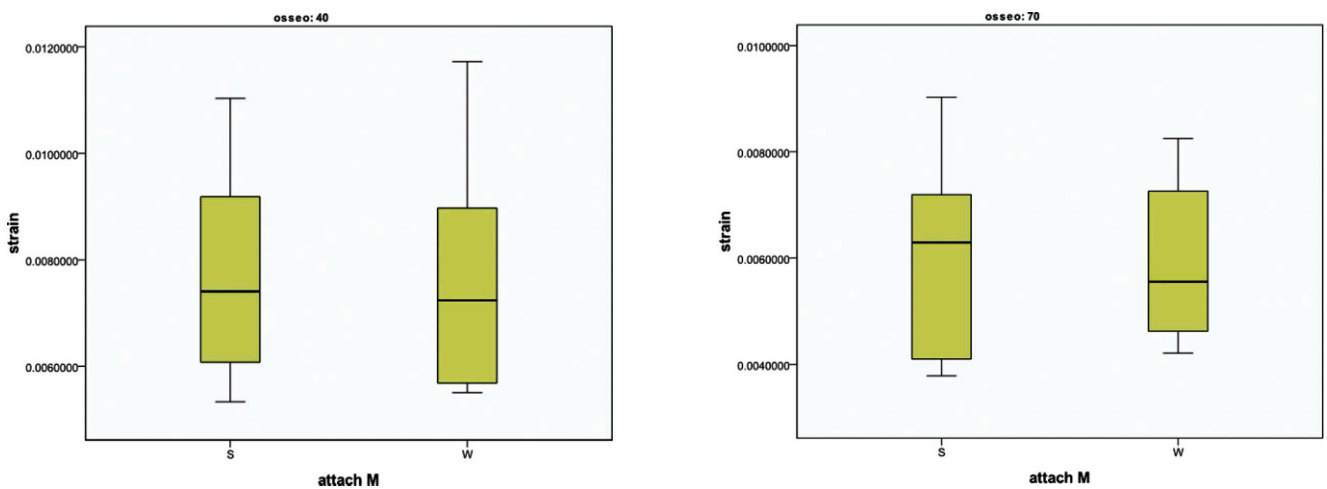


Fig. 6. Comparison between S (segmentally randomized osseointegration) and W (wholly randomized osseointegration) group according to osseointegration degrees (40, 70%). 'osseo' is osseointegration degree and 'attach M' is attachment method of bone-implant contact.

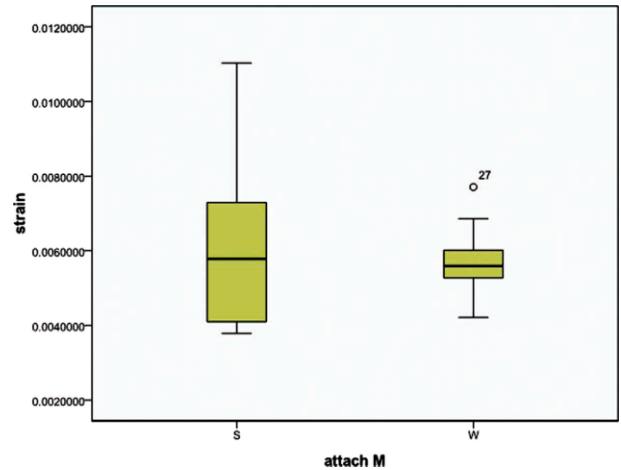
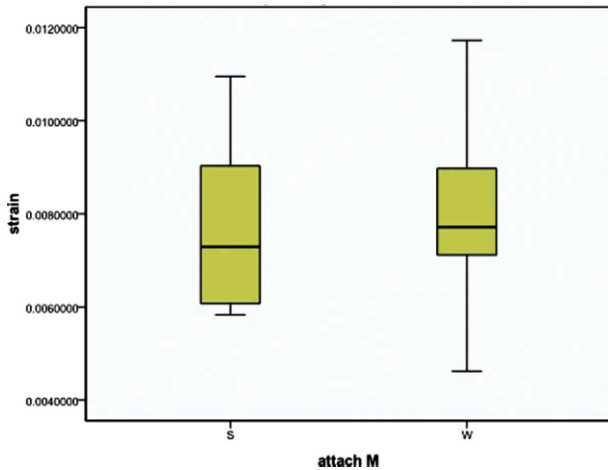


Fig. 7. Comparison between S (segmentally randomized osseointegration) and W (wholly randomized osseointegration) group according to implant design. 'attach M' is attachment method of bone-implant contact.

Table 3. Averages (Standard deviations) of von Mises strain in terms of implant design (MK III Brånemark[®]; BI, Implant[®]; II). 'attach M' is attachment method of bone-implant contact

Implant.design	attach M	Number	Average	SD
BI	S	10	.007585	.001676
	W	10	.007934	.002070
II	S	10	.006138	.002263
	W	10	.005690	.001022

(MK III Brånemark[®]: $P=.631$, Implant[®]: $P=.971$).

골-임플란트 접촉율과 임플란트 디자인을 포함하여 전체적으로 S군과 W군을 비교했을 때도 Levene의 등분산 검정결과 두 집단(S/W)의 분산이 동일하였으며($P=.898$), 두 집단의 평균도 통계적으로 유의하게 다르지 않았다($P=.939$). 또 본 연구의 자료에서는 outlier를 갖고 있을 뿐만 아니라 정규분포를 벗어나 있으므로 비모수적 검정이 더 타당할 것으로 추정되며 이 검정 결과는 두 집단 간의 평균이 유의성 있는 차이가 없었다($P=.904$, Fig. 8).

한편, S군과 W군 간의 평균이 유의하게 차이가 나지 않기 때문에 두 집단(S군, W군)을 묶으면 골-임플란트 접촉율이 40% 일 때는 von Mises strain이 $7664 \pm 2040 \mu\text{m/m}$ 이고, 70% 일 때는 $6009 \pm 1508 \mu\text{m/m}$ 으로 골-임플란트 접촉율이 70% 보다 40%에서 von Mises strain이 유의하게 낮았다($P=.007$). 골-임플란트 접촉율이 40%일 때 MK III Brånemark[®]의 경우($8385 \pm 2184 \mu\text{m/m}$)보다 Implant[®]의 경우($6942 \pm 1690 \mu\text{m/m}$)에서 von Mises strain이 낮았으나 통계적으로 유의한 차이는 아니었다($P=.116$). 골-임플란트 접촉율이 70%일 때 Implant[®]에서는 $4886 \pm 1034 \mu\text{m/m}$, MK III Brånemark[®]에서는 $7134 \pm 1232 \mu\text{m/m}$ 로서 Implant[®]의 von Mises strain이 MK III Brånemark[®]의 것보다 유의하게 낮았다($P<.0001$).

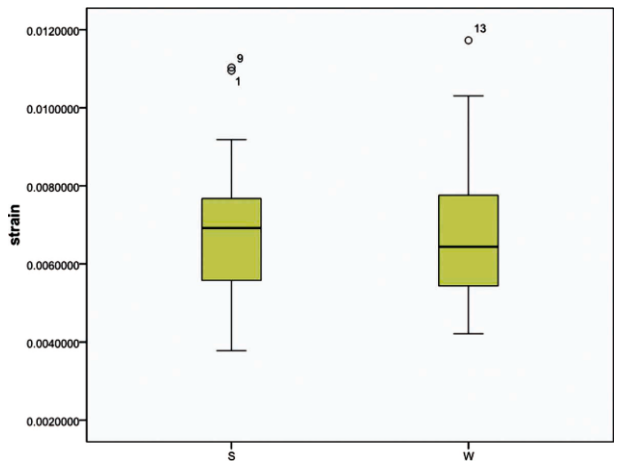


Fig. 8. Comparison between S (segmentally randomized osseointegration) and W (wholly randomized osseointegration) group including osseointegration degree and implant design. 'attach M' is attachment method of bone-implant contact.

고찰

Slaets 등^{25,26}은 토끼실험에서 피질골보다 해면골에서 골-임플란트 접촉율(bone-implant contact)이 초창기에 증가하나 Sennerby 등²⁷은 6주 후에는 오히려 피질골에서 더 높았다고 보고하였다. 또한, Lin 등²⁸은 경골(tibia)에 피질골과 해면골에 해당하는 부위의 임플란트에 구멍(canals)을 만든 후에 4주 후에 조직학적 검사를 시행했는데 피질골에 해당하는 구멍에서 해면골에 해당하는 구멍부위보다 골-임플란트 접촉율이 상당히 높았다. 위에서 언급한 연구들²⁵⁻²⁸에 나온 토끼모형이 다른 동물모형(개, 원숭이)과 달리 해면골의 골밀도가 상당히 낮은 것으로 보인

다. 그러나, 아직까지 인간에 가까운 개모형(dog model)이나 영장류모형(primate model)에서 피질골과 해면골을 분리하여 골-임플란트 접촉율을 연구한 것이 없어서 본 연구에서는 피질골과 해면골의 골-임플란트 접촉율이 같다고 가정하였다. Lin 등²⁸과 Tada 등²⁹의 연구결과를 보았을 때 피질골이 차지하는 영역이 해면골이 차지하는 영역에 비해서는 매우 작으므로 해서 골변형에 영향을 거의 미치지 않았던 것으로 보였는데, 이 결과는 본 연구에서 피질골과 해면골의 골-임플란트 접촉율을 동일하게 가정한 것이 실제에 가까운 단순화임을 뒷받침하고 있다.

실제적으로 해면골의 상당한 부분과 골과 임플란트 접촉이 없는 영역(non-osseointegration area)에 골수(bone marrow), 결합조직(connective tissue), 혈관 등이 개재해 있고, 기존의 골-임플란트 접촉율에 관한 연구들^{4,7,8}에서는 골-임플란트 계면에 존재하는 이 영역에만 결합조직의 탄성계수를 부여하였다. 그럼에도 불구하고 기존 연구들^{4,7,8}의 한계점은 유한요소법을 연구한 모든 연구와 마찬가지로 골조직의 구조가 매우 복잡하므로 골조직이 아닌 모든 영역(골수, 결합조직, 혈관 등)에 대해서 결합조직 탄성계수의 조건으로 가정하지는 못하였고 골-임플란트 계면에만 결합조직으로 처리하였으며 또, 이 요소의 크기는 Sato 등³⁰이 추천한 600 μm 미만보다 훨씬 큰 1000 μm 이상의 크기였다. 본 연구에서는 위에서 언급한 한계점을 최소화하면서 효과적인 모형의 단순화를 위해서 골-임플란트 계면 주변의 요소의 크기는 100 μm로 정하고 그 계면에서 가장 멀리 떨어진 부위의 요소크기도 300 - 500 μm로 이산화하였고 골-임플란트 접촉이 없는 영역은 단순화를 위해 결합조직 대신 즉시하중의 조건인 마찰접촉(frictional contact)을 부여하였다(Figs. 3, 5). 지금까지 모든 유한요소모형들이 비골조직(골수, 결합조직, 혈관 등)을 배제하고 기존의 기계적인 특성을 연구한 문헌을 근거로 한 탄성계수를 이용한 골이 전체모형을 차지하도록 가정하므로 해서 실제적인 골보다 더 단단하게 가정된다고 할 수 있다.

Pessoa 등⁶은 즉시 하중을 가하였을 때 Morse-taper connection 임플란트에서 internal and external hex connection의 임플란트보다 더 큰 골변형(strain)을 보인다고 하였고, 반면에 골유착을 가정한 모형에서는 internal and external hex connection의 임플란트보다 Morse taper 임플란트에서 상당히 낮은 골변형수치가 나왔다고 보고하였고, 이는 Morse taper connection이 보다 임플란트 하방으로 하중을 분산하기 때문으로 추정하였다. 본 연구에서도 40% 골-임플란트 접촉율일 때는 external hex의 MK III Brånemark[®]과 Morse-taper의 Implant[®]의 변형율이 유사하였으나 70%에서는 Implant[®]가 MK III Brånemark[®]의 변형율 보다 상당히 낮은 것은 Pessoa 등의 연구와 일치한다고 할 수 있고 Morse taper의 임플란트가 골접촉율이 증가할수록 골흡수에 유리하다고 예측할 수 있다.

결론

제한된 유한요소분석 내에서 다음과 같은 결론을 내릴 수

있었다.

1. 골-임플란트 접촉율에 상관없이 W군과 S군 간 maximum von Mises strain이 유의성 있는 차이가 없었다.
2. 임플란트 디자인에 상관없이 W군과 S군 간 maximum von Mises strain이 유의성 있는 차이가 없었다.
3. 골-임플란트 접촉율이 40%에서 70%로 증가할 때 maximum von Mises strain은 유의성 있게 감소하였다.
4. External hex의 MK III Brånemark[®]의 peak von Mises strain이 Morse-taper의 Implant[®]의 것보다 유의성 있게 높았다.

참고문헌

1. Roberts WE. Bone tissue interface. *Int J Oral Implantol* 1988;5:71-4.
2. Block MS, Finger IM, Fontenot MG, Kent JN. Loaded hydroxylapatite-coated and grit-blasted titanium implants in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:219-25.
3. Coelho PG, Marin C, Granato R, Suzuki M. Histomorphologic analysis of 30 plateau root form implants retrieved after 8 to 13 years in function. A human retrieval study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009;91:975-9.
4. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent* 1997;25:485-91.
5. Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ, Tu MG, Ko CC, Shen YW. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: a non-linear finite element study. *J Dent* 2008;36:409-17.
6. Pessoa RS, Muraru L, Júnior EM, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J, Jaecques SV. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants - CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;12:219-34.
7. Lian Z, Guan H, Ivanovski S, Loo YC, Johnson NW, Zhang H. Effect of bone to implant contact percentage on bone remodeling surrounding a dental implant. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2010;39:690-8.
8. Deng B, Tan KB, Liu GR, Lu Y. Influence of osseointegration degree and pattern on resonance frequency in the assessment of dental implant stability using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:1082-8.
9. Sennerby L, Ericson LE, Thomsen P, Lekholm U, Astrand P. Structure of the bone-titanium interface in retrieved clinical oral implants. *Clin Oral Implants Res* 1991;2:103-11.
10. Garetto LP, Chen J, Parr JA, Roberts WE. Remodeling dynamics of bone supporting rigidly fixed titanium implants: a histomorphometric comparison in four species including humans. *Implant Dent* 1995;4:235-43.
11. Degidi M, Perrotti V, Strocchi R, Piattelli A, Iezzi G. Is insertion torque correlated to bone-implant contact percentage in the early healing period? A histological and histomorphometrical evaluation of 17 human-retrieved dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:778-81.
12. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 1997;23:104-11.

13. Lin CL, Wang JC, Ramp LC, Liu PR. Biomechanical response of implant systems placed in the maxillary posterior region under various conditions of angulation, bone density, and loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:57-64.
14. Rubin PJ, Rakotomanana RL, Leyvraz PF, Zysset PK, Curnier A, Heegaard JH. Frictional interface micromotions and anisotropic stress distribution in a femoral total hip component. *J Biomech* 1993;26:725-39.
15. Mellal A, Wiskott HW, Botsis J, Scherrer SS, Belser UC. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:239-48.
16. Ramos A, Simões JA. Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modelling of the proximal femur. *Med Eng Phys* 2006;28:916-24.
17. Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech* 1993;26:111-9.
18. Meyer U, Vollmer D, Bourauel C, Joos U. Sensitivity analysis of bone geometries around oral implants upon bone loading using finite element method. *Comp Meth Biomech Biomed Eng* 2001;3:553-59.
19. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006;9:257-70.
20. 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.
21. Hattori Y, Satoh C, Kunieda T, Endoh R, Hisamatsu H, Watanabe M. Bite forces and their resultants during forceful intercuspal clenching in humans. *J Biomech* 2009;42:1533-8.
22. Chou HY, Jagodnik JJ, Müftü S. Predictions of bone remodeling around dental implant systems. *J Biomech* 2008;41:1365-73.
23. 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.
24. Steinemann SG, Mausli PA, Szmukler-Moncler S. Betatitanium alloy for surgical implants. In: Froes FH, Caplan I, eds. *Titanium '92 Science and technology*. Warrendale, PA: The Minerals, Metals & Materials Society, 1993. pp. 2689-96.
25. Slaets E, Carmeliet G, Naert I, Duyck J. Early cellular responses in cortical bone healing around unloaded titanium implants: an animal study. *J Periodontol* 2006;77:1015-24.
26. Slaets E, Carmeliet G, Naert I, Duyck J. Early trabecular bone healing around titanium implants: a histologic study in rabbits. *J Periodontol* 2007;78:510-7.
27. Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE. A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:62-71.
28. Lin CL, Wang JC, Ramp LC, Liu PR. Biomechanical response of implant systems placed in the maxillary posterior region under various conditions of angulation, bone density, and loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:57-64.
29. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:357-68.
30. Sato Y, Wadamoto M, Tsuga K, Teixeira ER. The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil* 1999;26:288-91.

Effect of bone-implant contact pattern on bone strain distribution: finite element method study

Dong-Ki Yoo¹, DDS, MSD, Seong-Kyun Kim¹, DDS, PhD, Jai-Young Koak¹, DDS, PhD,
Jinheum Kim², MS, PhD, Seong-Joo Heo^{1*}, DDS, PhD

¹Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Seoul National University, Seoul,

²Department of Applied Statistics, University of Suwon, Suwon, Korea

Purpose: To date most of finite element analysis assumed the presence of 100% contact between bone and implant, which is inconsistent with clinical reality. In human retrieval study bone-implant contact (BIC) ratio ranged from 20 to 80%. The objective of this study was to explore the influence of bone-implant contact pattern on bone of the interface using nonlinear 3-dimensional finite element analysis. **Materials and methods:** A computer tomography-based finite element models with two types of implant (Mark III Brånemark[®], Inplant[®]) which placed in the maxillary 2nd premolar area were constructed. Two different degrees of bone-implant contact ratio (40, 70%) each implant design were simulated. 5 finite element models were constructed each bone-implant contact ratio and implant design, and sum of models was 40. The position of bone-implant contact was determined according to random shuffle method. Elements of bone-implant contact in group W (wholly randomized osseointegration) was randomly selected in terms of total implant length including cortical and cancellous bone, while ones in group S (segmentally randomized osseointegration) was randomly selected each 0.75 mm vertically and horizontally. **Results:** Maximum von Mises strain between group W and group S was not significantly different regardless of bone-implant contact ratio and implant design ($P=0.939$). Peak von Mises strain of 40% BIC was significantly lower than one of 70% BIC ($P=0.007$). There was no significant difference between Mark III Brånemark[®] and Inplant[®] in 40% BIC, while average of peak von Mises strain for Inplant[®] was significantly lower ($4886 \pm 1034 \mu\text{m/m}$) compared with MK III Brånemark[®] ($7134 \pm 1232 \mu\text{m/m}$) in BIC 70% ($P<0.0001$). **Conclusion:** Assuming bone-implant contact in finite element method, whether the contact elements in bone were wholly randomly or segmentally randomly selected using random shuffle method, both methods could be effective to be no significant difference regardless of sample size. (*J Korean Acad Prosthodont 2011;49:214-21*)

Key words: FEA, Bone-implant contact, Implant, Implant design, Randomized osseointegration

*Corresponding Author: Seong-Joo Heo

Department of Prosthodontics and Dental Research Institute, School of Dentistry, Seoul National University, 28 Yeungun-dong, Chongno-gu, Seoul, 110-749, Korea

+ 82 2 2072 2661: e-mail, 0504heo@hanmail.net

Article history

Received April 25, 2011 / Last Revision April 27, 2011 / Accepted July 8, 2011