

# 변연골 흡수가 내측연결 임플란트 매식체의 응력분포에 미치는 영향

윤미정<sup>1</sup> · 윤민철<sup>1</sup> · 엄태관<sup>2</sup> · 허중보<sup>1</sup> · 정창모<sup>1\*</sup>

<sup>1</sup>부산대학교 치의학전문대학원 보철학교실, <sup>2</sup>오스템 임플란트 연구소

**연구 목적:** 지금까지 성공적인 임플란트 치료를 위해 많은 연구가 진행되어 왔으며, 임플란트 주변 골 흡수 현상에 대한 연구는 매우 관심이 높은 분야 중 하나이다. 이에 본 연구에서는 삼차원 유한요소응력분석을 이용하여 변연골 흡수가 내측연결 임플란트 매식체의 기계적 안정성에 미치는 영향을 간접적으로 확인하고자 하였다.

**연구 재료 및 방법:** 악골에 식립된 내측연결 형태의 임플란트 매식체에 티타늄 소재의 임플란트 지대주를 지대주 나사로 연결하고 상부에 금합금관을 장착하는 삼차원 유한요소모형을 설계하였다. 0, 1, 2, 3 mm의 변연골 흡수 상태를 적용하고, 교합면 중심에서부터 3 mm 편측에 300 N의 수직 하중을 가하여 임플란트 매식체에 발생하는 최대 주 응력을 계산하였다.

**결과:** 유한요소분석결과 변연골 흡수에 따른 임플란트 매식체의 최대 주 응력 분포는 유사한 양상을 보였으며, 임플란트 매식체 상단에서 가장 높은 응력 집중이 나타났다. 최대 주 응력은 처음 1 mm 변연골 흡수를 가정하였을 때 가장 크게 증가하였고, 이후 변연골 흡수가 증가할수록 응력은 증가하였지만 응력 증가의 폭은 감소하는 경향을 보였다.

**결론:** 이러한 결과로부터 내측연결 임플란트에서 매식체 두께가 얇은 경부의 노출은 변연골 흡수로 인한 응력 증가에 가장 큰 원인을 알 수 있었으며, 매식체의 변형, 균열 및 파절 등의 기계적 실패를 감소시키기 위해서는 이에 대한 외과적, 보철적 고려가 필요할 것으로 생각된다. (*대한치과보철학회지* 2012;50:99-105)

**주요단어:** 변연골 흡수; 삼차원 유한요소응력분석; 내측연결 임플란트

## 서론

현재 전부 또는 부분 무치악 환자에서 골유착성 임플란트를 이용한 구강 기능 회복은 장기간 성공적인 예후를 보이며 보편적인 보철 치료로 자리 잡고 있다.<sup>1,2</sup> 성공적인 임플란트 치료를 위해 많은 연구가 진행되어 왔으며, 임플란트 주변 골 흡수 현상에 대한 연구는 매우 관심이 높은 분야 중 하나이다. 임플란트 주변 골 흡수 현상은 임플란트 식립 후 일정기간 나타나는 초기 골 흡수와 지속적으로 나타나는 점진적 골 흡수 현상으로 나눌 수 있다. 부하가 시작되고 나서 초기 1년 정도의 기간 동안 초기 골 흡수가 많이 일어나게 되는데 이에 대한 원인은 명확히 밝혀지지는 않았으나, 과도한 교합력,<sup>3,4</sup> 미세 틈새의 존재,<sup>5</sup> 생물학적 폭경의 확보<sup>6,7</sup>에 의한 것으로 생각되고 있다. 이러한 초기 골 흡수는 대부분 기능 후 몇 년 이내에 발생하며 한정적이다.<sup>8</sup> Albrektsson 등<sup>9</sup>은 임플란트의 성공을 평가함에 있어 초기의 한정된 수직적 골 흡수의 발생을 인정하고 있으며, 다른 연구에서도 임플란트의 기능 첫 해에 최대 1.5 mm의 골 흡수가 발생한다고 하였다.<sup>10</sup> 많은 연구에서 초기 골 흡수가 발생한 후에는 골의 높이가 일정하게 유지됨을 보고하고 있다.<sup>11-13</sup>

점진적인 골 흡수는 임플란트의 골 유착이 완전히 파괴될 때

까지 나타나는 현상으로 과도한 외력<sup>14,15</sup>과 임플란트 주위염<sup>16-18</sup>을 그 원인으로 꼽고 있다. 임플란트는 골 유착을 통해 골과 직접적으로 결합하게 되는데 지속적인 골 흡수와 골 형성이 동일 위치에서 순차적으로 일어나며 골 개조가 일어난다.<sup>19</sup> 특히 골에 응력이 집중되는 곳인 임플란트 경부에서 많이 일어나며, 골 개조 과정 중 기능이나 부하가 시작되면서 임플란트 경부 주위에서 변연골 흡수가 일어나게 된다. 이러한 변연골 흡수가 계속적으로 진행될 경우, 지지골 내의 응력 분포가 불리해지며, 임플란트 주위 변연골의 응력이 극적으로 증가할 수 있다.<sup>20</sup> 또한 해면골에 응력이 증가하게 되며 측방력 등에 의해 임플란트 실패가 일어날 수 있다.<sup>3</sup> 따라서 변연골 흡수를 예방하는 것은 임플란트 성공과 관련하여 중요한 요소이다.

내측연결 임플란트는 외측연결 임플란트에 비해 임상적으로 보철수복과 관련한 문제가 적게 일어난다.<sup>21</sup> 또한 상대적으로 임플란트 경부의 응력 집중이 적고,<sup>22</sup> 임플란트 지대주와 매식체 간의 미세 운동이 적게 발생하며,<sup>23</sup> 측방력에 대한 하중 지지 효과가 더 우수하기 때문에<sup>24</sup> 내측연결 임플란트가 외측연결 임플란트 보다 변연골 보존에 우수하다. 그러나 내측연결 임플란트 매식체의 경부는 구조적으로 얇아 임플란트 매식체 변형, 균열 및 파절의 위험요소가 될 수 있다.<sup>22</sup> 특히 변연골 흡

\*교신저자: 정창모

626-770 경남 양산시 물금읍 범어리 양산부산대학교병원 치과병원 055-360-5130; e-mail, cmjeong@pusan.ac.kr

원고접수일: 2012년 3월 13일 / 원고최종수정일: 2012년 4월 2일 / 원고채택일: 2012년 4월 4일

\*본 연구는 2011년도 부산대학교병원 임상연구비 지원으로 이루어졌음.

수로 인한 임플란트 매식체 경부의 지지골 상실은 이러한 구조적 상황에서 응력 집중으로 인한 기계적 실패를 야기할 가능성이 높을 것으로 예상되나 이에 대한 연구는 부족한 상황이다.

이에 본 연구에서는 삼차원 유한요소응력분석법을 통해 변연골 흡수가 내측연결 임플란트 매식체의 기계적 안정성에 미치는 영향을 간접적으로 확인하고자 하였다.

## 연구재료 및 방법

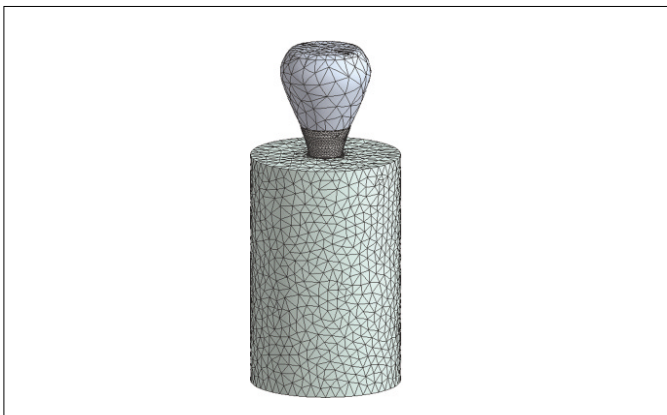
### 1. 유한요소모형 형성

직경 15 mm, 높이 23.4 mm의 원주형 악골 모형에 내측연결 임플란트 매식체(TS II regular fixture, OSSTEM Inc., Korea)에 티타늄 임플란트 지대주(GS transfer abutment, Cement abutment, OSSTEM Inc., Korea)를 지대주 나사(GSASR and ASR200, OSSTEM Inc., Korea)로 연결하고 상부에 구치부 크기의<sup>25</sup> 금합금관을 장착하는 삼차원유한요소모형을 설계하였다(Table 1). 골 모형은 치밀골로만 구성된 D1의 골질을 구현하였고, 임플란트 매식체는 골 모형의 정중앙에 위치시켰으며, 임플란트 지대주를 포함한 보철물은 치관/매식체 비율을 0.8:1로 형성하였고, 골 흡수를 0, 1, 2, 3 mm 적용하였다(Fig. 1).

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

Components	Size	Material
TS II fixture	Ø 4.0 mm × L 11.5 mm	CP Ti Grade 4
Ti Abutment	Ø 5.0 mm × H 5.5 mm	CP Ti Grade 3
Abutment Screw	Ø 2.0 mm × Pitch 0.4 mm	Ti alloy (Ti-6Al-4Va)
Crown	8.5 mm × 11.0 mm × 10 mm	Gold Alloy (ADA type III)

Ø : diameter, L: implant length, H: abutment height, CP: commercially pure, Ti: titanium



**Fig. 1.** Mesh status of three dimensional finite element model with internal conical type implant system.

유한요소모델은 ANSYS (Workbench 11.0 sp. 1, ANSYS Inc., Canonsburg, USA)에서 제공하는 mesh process를 통하여 격자를 생성하였다. 요소 형태는 ANSYS의 solid 187의 10 nodes tetrahedral element로 하였으며, 각 부품의 형상과 상대적 크기를 고려하여 기본 격자 크기를 0.3 mm로 하였다. 각 접촉 부분, 적용된 하중에 대하여 응력이 클 것으로 예상되는 부분 그리고 세밀한 관찰을 요하는 부분의 요소는 가중치를 부여하여 세분화하였다.

### 2. 물성치

유한요소모형의 각 구성 부품의 물성치는 선학들의 보고<sup>26-29</sup>를 참고로 Table 2와 같이 부여하였다. 전체 모형의 물리적 특성은 선탄성, 균질성, 등방성으로 가정하였다.

### 3. 접촉 조건 및 하중

#### 1) 접촉조건(Define Contact)

본 실험에 적용된 구성물간의 접촉 조건은 Table 3, Fig. 2와 같다. 치조골/임플란트 매식체의 경계는 완전한 골 융합이 일어났다고 가정하였으며, 임플란트 지대주와 금관 사이의 시멘트는 인가된 교합력 한도 내에서는 그 결합이 유지된다고 가정하여 생략하고 임플란트 지대주와 금합금관을 완전 접촉 상태로 구현하였다. 임플란트 매식체, 임플란트 지대주, 지대주 나사 사이의 접촉면에는 오직 압축과 tangential friction만을 전달하는 nonlinear contact 조건을 부여하였으며, 마찰계수는 0.5를 가정하였다(Fig. 2).<sup>30</sup>

#### 2) 구속 조건

원통형의 악골 주변을 고정하고, 그 외의 지지골 내부 및 임플란트의 변형은 허용하였다.

#### 3) 하중 조건

나사 신장부에 200 N을<sup>31</sup> 직접 적용하여 임플란트 매식체와 임플란트 지대주 사이에 전하중을 구현하였다.

교합면 중심에서부터 3 mm 편측에 300 N의 수직 하중을 가하였다(Fig. 3).

**Table 2.** Material properties

Components	Material	Young's modulus (GPa)	Poisson's ratio
Fixture	CP Ti Grade 4	105	0.34
Abutment	CP Ti Grade 3	104	0.34
Screw	Ti Alloy Grade 5 (Ti-6Al-4Va)	113	0.342
Gold Crown	Gold Alloy (ADA type III)	170	0.3
Bone	D1 (Cortical bone)	13.7	0.3

CP: commercially pure, Ti: titanium

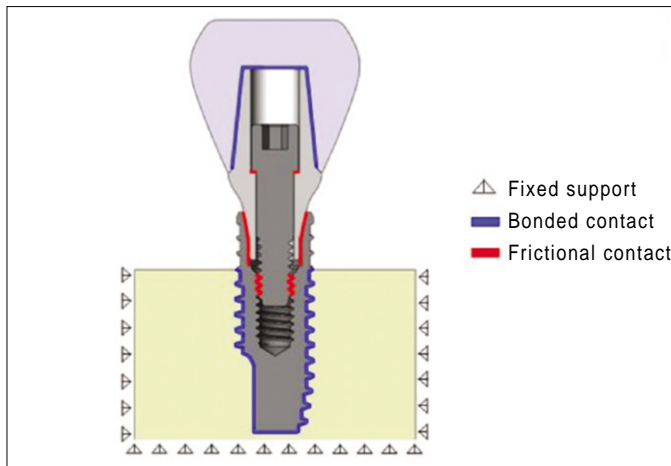


Fig. 2. Contact Conditions.

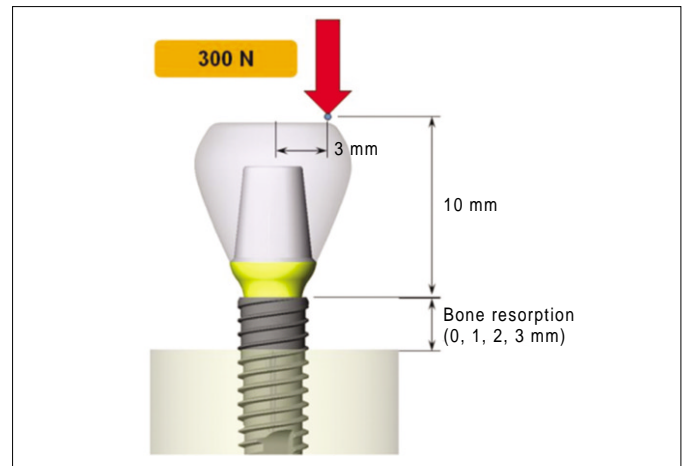


Fig. 3. Loading condition for finite element model.

Table 3. Processing of contact

Contact position	Region (contact/target)	Process
Fixture/Abutment interface: Conical joint	Morse taper of fixture/taper of abutment	Frictional
Screw/Abutment interface	Bottom of screw head/bottom of inner screw hole of abutment	Frictional
Screw/Fixture interface	Thread of Screw/inner-thread of fixture	Frictional
Crown/Abutment interface	Inner surface of crown/external surface of abutment	Bonded
Fixture/Bone interface	All lateral surface of fixture	Bonded

#### 4. 응력 분석 및 비교

삼차원 유한요소분석 프로그램인 ANSYS (Workbench 11.0 sp. 1, ANSYS Inc., USA)를 이용하여 해석 작업을 수행하였으며, 매식체에 나타난 응력 값들 중 최대 주응력을 택하여 응력 비교에 이용하였다.

#### 결과

각 유한요소모형에서 임플란트 매식체에 나타난 최대 주응력의 분포를 Fig. 4에 나타내었고 최대값은 Table 4, Fig. 5와 같다. 변연골 흡수에 따른 임플란트 매식체의 최대 주응력 분포는 유사하였다. 임플란트 매식체 상단에서 가장 높은 응력 집중이 나타났으며, 변연골 흡수가 증가할수록 임플란트 매식체의 최대 주응력이 증가하였다. 최대 주응력은 처음 1 mm 변연골 흡수를 가정하였을 때 가장 크게 증가하였고, 이후 변연골 흡수가 증가할수록 응력은 증가하였지만 응력 증가의 폭은 감소하는 경향을 보였다.

#### 고찰

치과용 임플란트 식립 후 변연골은 임플란트 치료의 예후와 심미성에 중요한 영향을 미치므로, 그 보존이 매우 중요하다.

Table 4. Maximum value of maximum principle stress of fixture for bone resorption

Bone resorption	Stress value (MPa)
0 mm	208.9
1 mm	508.5
2 mm	572.4
3 mm	582.8

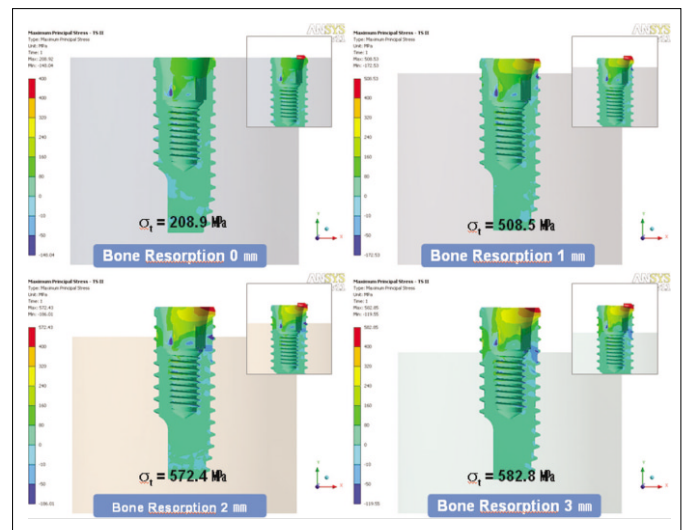


Fig. 4. Maximum principle stress of fixture for bone resorption.

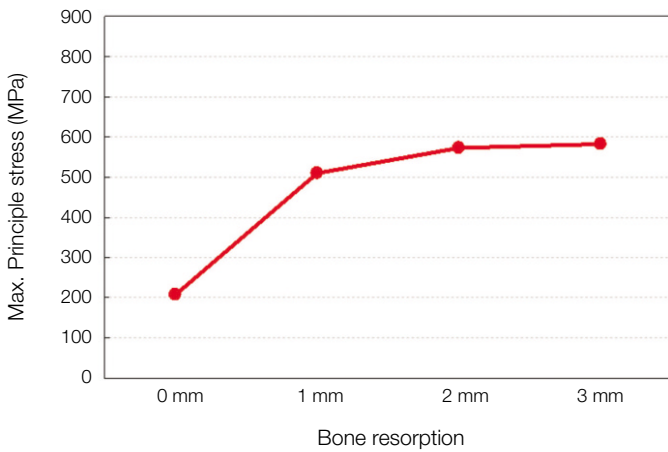


Fig. 5. Maximum value of maximum principle stress of fixture for bone resorption.

그러나 임플란트가 구강 내에서 저작압 등 기능력을 받음에 따라 치근막 같은 응력완화조직이 결여된 임플란트 인접골에는 국소적인 응력집중이 발생할 위험이 크다. 과도한 응력은 임플란트 인접골의 골개조를 저해하여 골소실이나 골융합의 훼손을 일으키는 원인이 될 수 있으므로, 응력을 분산시켜 적정 수준 이하로 관리하는 것이 필요하다. 변연골은 인접골 중 가장 높은 응력이 발생하는 부위이기 때문에 응력집중에 따른 변연골 소실에 의해 임플란트의 치관/치근 비율이 악화되면 응력이 더 커지게 되고 또한 임플란트 주위에 치주낭을 형성하여 임플란트 주위염의 위험성이 높아질 수 있다.<sup>32</sup>

본 연구에서는 변연골 흡수가 내측연결 임플란트 매식체의 기계적 안정성에 미치는 영향을 간접적으로 알아보고자, 삼차원 유한요소분석법을 이용하여 동일한 임플란트 매식체와 지대주 모형에 변연골 높이만 다르게 적용하여 최대 주응력 분포를 비교하였다.

본 실험의 분석에서는 골 흡수 진행 정도에 따라 모형에서 임플란트 매식체에서 관찰된 응력분포 양상에는 큰 차이가 없었다. 변연골 흡수 깊이가 증가하더라도 하중방향의 임플란트 매식체와 임플란트 지대주 연결부 상단에서 가장 높은 응력집중이 나타났다. Rangert 등<sup>33</sup>이 임플란트지지 보철물에 작용하는 교합력이 비수직 하중으로 작용하면 굽힘 모멘트를 야기하여 임플란트에 높은 응력을 발생시킨다고 하였는데, 본 응력 분석 결과에서 알 수 있듯이 임플란트 변연골 흡수는 임플란트 매식체로의 하중 전달에 영향을 미치며, 특히 하중이 가해진 편측 임플란트 매식체의 상단에 집중되는 응력의 크기에 변화가 크게 일어나는 것을 알 수 있다.

일반적으로 임플란트 시스템의 기계적 강도는 부품의 강도, 두께, 형상, 연결 방식, 전하중, 적합도 등에 영향을 받는다. 최대 인장 응력 분석을 통해 인장에 의한 취약지점과 응력의 크기를 확인하여 결함 및 파손이 예상되는 임플란트 매식체 부

위의 인장 강도와 비교할 수 있다.<sup>34,35</sup> 본 응력 실험 결과 변연골 흡수가 증가할수록 임플란트 매식체의 최대 주응력이 증가하였으나 변연골 흡수에 따라 내측연결 임플란트 매식체에 발생한 응력은 티타늄 매식체의 보고된 인장항복강도 보다 낮았다.<sup>26</sup> 따라서 본 실험 조건에서는 변연골 흡수에 따라 internal conical joint type 임플란트 매식체에 발생한 응력 집중으로 인해 임플란트 매식체 변형, 균열 및 파절이 발생하지 않을 것으로 예상된다. 그러나 임플란트 식립 각도와 교합면 형태에 따라 임플란트 매식체에 발생한 응력 크기는 달라질 수 있으므로 주의가 요구된다.

변연골 흡수가 증가할수록 임플란트 매식체의 최대 주응력이 증가하였으나 변연골 흡수가 2mm 발생한 임플란트 매식체와 3 mm 발생한 임플란트 매식체의 주응력의 최대값은 큰 차이를 보이지 않았다. 즉, 변연골 흡수가 증가할수록 임플란트 매식체에 가해지는 응력은 증가하지만 일정 범위에서 응력 증가가 감소하는 경향을 보였다. 변연골 흡수가 1 mm 발생한 임플란트 매식체에서 응력 증가가 큰 이유는 내측연결 임플란트에서 얇은 경부의 bevel 부위로 인해 두께가 감소하며 편측 하중에 대한 굽힘 변위가 크게 일어나서라고 생각된다. 따라서 내측연결 임플란트의 얇은 경부의 bevel 부위가 골에 묻혀 있어야 응력 집중이 감소하지만 그 아래 내부 육각 부위는 임플란트 매식체 두께가 보장 되어 변연골 흡수에 대한 반응이 적은 것을 예상할 수 있다.

비록 본 실험에서는 변연골 흡수가 진행되더라도 피질골의 두께는 일정하게 유지되도록 모형설계를 하였으나, 만약 과도한 하중에 의해 피질골의 병적 흡수가 빠르게 진행된다면 상대적으로 하중은 주로 피질골보다는 그 하방에 있는 하중지지 능력이 불량한 해면골로의 하중 전달로 인하여 골흡수가 가속화될 것이다. 변연골 흡수가 계속될 경우에는 지지골 면적의 감소와 치관/매식체 비율 증가로 인하여 응력이 증가하고, 결국 임플란트 실패를 초래할 것이다. 따라서 변연골 흡수를 예방하는 외과적 보철적 고려가 필요하다. 임플란트 매식체 식립 시 외상으로 인한 골흡수가 최소한으로 발생하도록 주의하고, 충분히 깊게 식립하여 매식체의 경부가 노출되지 않도록 해야 한다. 기능 후 발생하는 점진적 변연골 흡수를 예방하기 위하여 임플란트 주위염<sup>16-18</sup>이 발생하지 않도록 노력해야 하고, 과도한 외력이<sup>14,15</sup> 임플란트에 가해지지 않도록 주의해야 한다. 과부하는 변연골 소실의 주요한 원인으로 변연골 응력을 감소시키기 위한 제안된 방법으로는 임플란트 식립 개수를 늘리거나, 크기가 큰 임플란트 사용,<sup>36-38</sup> 임플란트 몸체와<sup>39,40</sup> 나사산<sup>41,42</sup> 및 지대주<sup>31,43</sup> 디자인의 최적화, 임플란트 표면개질법<sup>44,45</sup> 등이 있다. 이러한 방법들을 통해 임플란트/골 계면의 접촉면적을 증가시켜 응력을 감소시킬 수 있다. 또한 변연골 흡수가 이미 일어났다면 나사 풀림, 나사 파절<sup>46</sup> 그리고 매식체 파절<sup>33,46</sup> 등이 발생할 가능성이 증가하므로 잦은 주기적 점검이 필요할 것이다.

본 실험에서는 유한요소 모형의 단순화를 위하여 해면골 등의 구조물을 생략하였으며, 가정된 모형의 물리적 특성이나



경계조건 등을 적용하였다. 따라서 본 응력분석 결과 계산된 응력수치는 실제와 차이가 나기 때문에 상대적 비교 시로 간주되어야 할 것이며, 실재적인 기계적인 강도 측정이나 임상 연구를 통해 추가적인 검증이 필요할 것으로 생각된다.

## 결론

본 연구의 결과를 통해 내측연결 임플란트에서 매식체의 두께가 얇은 경우 노출이 변연골 흡수로 인한 응력 증가의 가장 큰 원인임을 알 수 있었으며 임플란트 매식체의 변형, 균열 및 파절 등의 기계적 실패를 감소시키기 위해서는 이에 대한 외과적, 보철적 고려가 필요할 것으로 생각되며, 추후 장기적인 임상 연구를 통한 검증이 요구된다.

## 참고문헌

- 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.
- Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:450-5.
- Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:401-12.
- Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3:104-11.
- Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J, Klinge B. Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. *J Clin Periodontol* 1995;22:255-61.
- Berglundh T, Lindhe J. Dimension of the periimplant mucosa. Biological width revisited. *J Clin Periodontol* 1996;23:971-3.
- Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 2001;72:1372-83.
- Schwartz-Arad D, Herzberg R, Levin L. Evaluation of long-term implant success. *J Periodontol* 2005;76:1623-8.
- Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1:11-25.
- Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989;62:567-72.
- Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999;81:537-52.
- Barbier L, Schepers E. Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:215-23.
- Wyatt CC, Zarb GA. Bone level changes proximal to oral implants supporting fixed partial prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:162-8.
- Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FM, Bidez MW. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Implant Dent* 2005;14:108-16.
- Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:8-18.
- Saadoun AP, Le Gall M, Kricheck M. Microbial infections and occlusal overload: causes of failure in osseointegrated implants. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1993;5:11-20.
- Lindhe J, Berglundh T, Ericsson I, Liljenberg B, Marinello C. Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog. *Clin Oral Implants Res* 1992;3:9-16.
- Lang NP, Bragger U, Walther D, Beamer B, Kornman KS. Ligature-induced peri-implant infection in cynomolgus monkeys. I. Clinical and radiographic findings. *Clin Oral Implants Res* 1993;4:2-11.
- Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont* 1998;11:391-401.
- Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:429-44.
- Levine RA, Clem DS 3rd, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Solnit G. Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: results of loading for 2 or more years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:516-20.
- Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil* 2006;33:75-8.
- Pieri F, Aldini NN, Marchetti C, Corinaldesi G. Influence of implant-abutment interface design on bone and soft tissue levels around immediately placed and restored single-tooth implants: a randomized controlled clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:169-78.
- 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.
- Ash MM Jr. Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion. 7th ed; WB Saunders Co.; 1993. p. 218-31.
- Welsch G, Boyer R, Collings EW. Materials properties handbook: titanium alloys. Materials Park, OH; ASM International; 1994.
- Holt JM, Mindlin H, Ho CY, Purdue University. Center for information and numerical data analysis and synthesis. Structural alloys handbook. West Lafayette, IN; CINDAS/Purdue University; 1994.
- O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2nd ed. Chicago; Quintessence pub. Co.; 1997. p. 259-72.
- Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent* 1992;67:361-4.
- Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various load-

- ing conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:195-202.
31. Choi JU, Jeong CM, Jeon YC, Lim JS, Jeong HC, Eom TG. Influence of tungsten carbide/carbon coating on the preload of implant abutment screws. *J Korean Acad Prosthodont* 2006;44:229-42.
  32. Lim JY, Cho JH, Jo KW. Influence of crestal module design on marginal bone stress around dental implant. *J Korean Acad Prosthodont* 2010;48:224-31.
  33. 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.
  34. Norton RL. Machine design: and integrated approach. 1<sup>st</sup> ed. Pearson education; 1995. p. 43-5.
  35. Dowling NE. Mechanical behavior of materials : engineering for deformation, fracture, and fatigue. Englewood Cliffs; Prentice-Hall International Inc; 1993. p. 252.
  36. 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.
  37. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:486-94.
  38. Hägggi MP, Hägggi DC, Schoolfield JD, Meyer J, Cochran DL, Hermann JS. Crestal bone changes around titanium implants. Part I: A retrospective radiographic evaluation in humans comparing two non-submerged implant designs with different machined collar lengths. *J Periodontol* 2005;76:791-802.
  39. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis-a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol* 1998;24:80-8.
  40. Matsushita Y, Kitoh M, Mizuta K, Ikeda H, Suetsugu T. Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. *J Oral Implantol* 1990;16:6-11.
  41. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2002;29:565-74.
  42. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *J Biomech* 2003;36:1247-58.
  43. Clelland NL, Gilat A. The effect of abutment angulation on stress transfer for an implant. *J Prosthodont* 1992;1:24-8.
  44. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants with different surface characteristics subjected to static load. A study in the dog (II). *Clin Oral Implants Res* 2001;12:196-201.
  45. O'Brien GR, Gonshor A, Balfour A. A 6-year prospective study of 620 stress-diversion surface (SDS) dental implants. *J Oral Implantol* 2004;30:350-7.
  46. 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.

## Three-dimensional finite element analysis for influence of marginal bone resorption on stress distribution in internal conical joint type implant fixture

Mi-Jung Yun<sup>1</sup>, DDS, MSD, Min-Chul Yoon<sup>1</sup>, DDS, MSD,

Tae-Gwan Eom<sup>2</sup>, PhD, Jung-Bo Huh<sup>1</sup>, DDS, MSD, PhD, Chang-Mo Jeong<sup>1\*</sup>, DDS, MSD, PhD

<sup>1</sup>Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Pusan National University, Yangsan, Korea,

<sup>2</sup>Osstem Implant Research Center, Busan, Korea

**Purpose:** The change of the marginal bone around dental implants have significance not only for the functional maintenance but also for the esthetic success of the implant. The purpose of this study was to investigate the load transfer of internal conical joint type implant according to marginal bone resorption by using the three-dimensional finite element analysis model. **Materials and methods:** The internal conical joint type system was selected as an experimental model. Finite element models of bone/implant/prosthesis complex were constructed. A load of 300 N was applied vertically beside 3 mm of implant axis. **Results:** The pattern of stress distribution according to marginal bone resorption was similar. The maximum equivalent stress of implant was increase according to marginal bone resorption and the largest maximum equivalent stress was shown at model of 1 mm marginal bone resorption. Although marginal bone loss more than 1mm was occurred increasing of stress, the width of the stress increase was decreasing. **Conclusion:** According to these results, the exposure of thin neck portion of internal conical joint type implant is most important factor in stress increasing. (*J Korean Acad Prosthodont* 2012;50:99-105)

**Key words:** Internal conical joint type implant; Marginal bone resorption; Three-dimensional finite element analysis

\*Corresponding Author: Chang-Mo Jeong

Department of Prosthodontics, School of dentistry, Pusan National University, Beom-eo li, Mul-geum eup, Yangsan, 626-770, Korea

+82 55 360 5130; e-mail, cmjeong@pusan.ac.kr

Article history

Received March 13, 2012 / Last Revision April 2, 2012 / Accepted April 4, 2012