



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

2021년 2월  
박사학위논문

하악에 식립된 짧은 임플란트  
주위 수평으로 흡수된 골에서의  
유한요소 응력분석

조선대학교 대학원

치의학과

임경옥

하악에 식립된 짧은 임플란트  
주위 수평으로 흡수된 골에서의  
유한요소 응력분석

Finite element analysis of stress distribution around a  
short implant according to horizontally reduced bone  
in mandible

2021년 2월 25일

조 선 대 학 교 대 학 원

치 의 학 과

임 경 옥

하악에 식립된 짧은 임플란트  
주위 수평으로 흡수된 골에서의  
유한요소 응력분석

지도교수 김 병 옥

이 논문을 치의학 박사학위신청 논문으로 제출함

2020년 10월

조 선 대 학 교 대 학 원

치 의 학 과

임 경 옥

## 임경옥의 박사학위논문을 인준함

위원장 조선대학교 교수 황 호 길 (인)

위 원 전남대학교 교수 김 옥 수 (인)

위 원 조선대학교 교수 김 희 중 (인)

위 원 조선대학교 교수 이 원 표 (인)

위 원 조선대학교 교수 김 병 옥 (인)

2020년 12월

조선대학교 대학원

## 목 차

### ABSTRACT

I. 서 론 .....	1
II. 실험 재료 및 방법 .....	3
1. 유한요소모형 형성 .....	3
2. 물성치 .....	5
3. 접촉 조건 및 하중 .....	6
4. 응력 분석 및 비교 .....	8
III. 연구 결과 .....	9
IV. 총괄 및 고찰 .....	13
참고문헌 .....	16

## 도 목 차

Figure 1. Analysis model. ....	4
Figure 2. Loading condition for finite element model. ....	7
Figure 3 Maximum principal stress in cortical bone according to horizontal bone loss. ....	10
Figure 4. Maximum principal stress in cancellous bone according to horizontal bone loss. ....	10
Figure 5. Maximum value of equivalent principal stress on cortical bone according horizontal bone loss. ....	11
Figure 6. Maximum value of equivalent principal stress on cancellous bone according horizontal bone loss. ....	12

## 표 목 차

Table 1. Implant components .....	3
Table 2. Elastic properties .....	5
Table 3. Processing of contact .....	6
Table 4. Maximum equivalent stress by horizontal bone loss .....	11



## ABSTRACT

Finite element analysis of stress distribution around a short implant according to horizontally reduced bone in mandible

Lim Kyeong-Ok

Advisor: Prof. Kim Byung-Ock, D.D.S., Ph.D.

Department of Dentistry

Graduate School of Chosun University

**Objectives:** In the mandibular molar region, it is often difficult to place a standard implant due to the inferior alveolar nerve, so it is necessary to consider placing a short implant. Horizontal bone loss occurs even in a stable standard implant, which changes the stress distribution in the supporting bone around the implant. This study was performed to confirm the effect of the stress distribution on short implant supporting bone according to horizontal bone loss using a three-dimensional finite element stress analysis.

**Materials and methods:** A three-dimensional finite element model was designed by placing a short implant in a jaw model with a 2 mm - thickness cortical bone. Horizontal bone loss was applied at 1 mm intervals from 0 to 3 mm, and a load of 400N was applied to the center of the occlusal surface parallel to the long axis to calculate the maximum principal stress generated in the short implant supporting bone.

**Results:** As a result of finite element analysis, the maximum principal stresses according to horizontal bone loss from 1 mm to 3 mm in cortical bone were 45.13, 79.44 and 75.53 (MPa), respectively. The maximum principal stresses according to horizontal bone loss from 1 mm to 3 mm in the cancellous bone were 7.63, 9.28

and 9.60 (MPa), respectively.

Conclusions: Within the limitations of this study, it is possible to conclude that horizontal bone loss of 2 mm or more may lead to an increase in the stress distribution in short implant supporting bone, especially in the cortical bone.

## I. 서 론

상실된 치아를 수복하기 위해서 임플란트를 식립하는 것은 흔히 선택되는 치료법이다. 그러나 오랫동안 치아가 결손 되어 있거나 심하게 위축된 치조제에서는 임플란트를 식립하는 것이 쉽지 않다. 특히 하치조신경관이 존재하는 하악 구치부에서는 식립 깊이를 결정하는데 제한이 있다. 임플란트를 올바른 방향과 위치에 식립하고, 심미적인 결과를 얻기 위해서는 치조제의 폭과 높이의 재건이 필요하다. 그러나 이러한 방법들은 치료기간과 비용의 증가, 술 후 합병증 등의 위험이 따른다. 또한 전신적 요인이나 해부학적 요인들로 인하여 복잡한 수술이 불가능한 경우에는 이를 피하고 보다 간단하고 합병증이 적은 수술 방법을 선택하여야 한다[1,2]. 이러한 문제점들을 해결하기 위해 길이가 짧은 임플란트를 식립하는 것은 길이가 제한된 하악 구치부에서 한 가지 대안이 될 수 있다.

기존 연구에 따르면 짧은 임플란트는 감소된 임플란트의 초기안정성, 감소된 골 대 임플란트 접촉, 불리한 치관 대 임플란트 비율 등의 이유로 표준 임플란트 보다 높은 실패율을 보인다고 하였다[3]. 그러나 최근 임플란트 표면처리 기술과 디자인의 발전으로 다양한 연구들에서 짧은 임플란트의 생존율이 긴 임플란트의 생존율과 비슷하다는 결과가 보고되고 있다[4,5]. 따라서 하치조신경 등으로 인해 길이가 제한된 하악 구치부에서 최소 침습적인 치료를 위해 짧은 임플란트를 고려할 수 있다.

임플란트가 부하를 받은 첫 해에 일어나는 변연골 흡수는 정상적인 골 리모델링 과정으로 간주된다[6]. 그러나 과도한 외력이나 임플란트 주위염으로 인해 임플란트 주위의 골은 흡수될 수 있다. 임플란트 식립 초기, 골 개조 과정 중에 기능이나 부하가 시작되면 골에 응력이 집중되는 임플란트 경부 주위에서부터 변연골 흡수가 발생하게 된다. 이러한 변연골 흡수가 지속될 경우, 지지골 내의 응력분포가 불리해지며 특히 해면골에 응력이 증가하여 측방력 등에 의한 임플란트 실패가 일어날 수 있다[7,8]. 또한 임플란트 주위염으로 인해 임플란트 주위의 지지골이 지속적으로 흡수되는 경우에도 지지골에 부정적인 영향을 끼친다. 따라서 변연골 흡수를 예방하고 치료하는 것은 임플란트 성공과 밀접한 연관이 있다.

소수의 문헌에서 변연골 흡수에 따른 임플란트 지지골에서의 응력분포에 관한 연구가 시행되었으나 짧은 임플란트에 관해서는 이러한 연구가 거의 이루어져 있지 않다 [9,10]. 이에 이번 연구에서는 하악 구치부에서 수평골 흡수에 따른 짧은 임플란트 주위의 치조골 내에서 발생하는 하중에 대해 확인하고자 삼차원적 유한요소응력분석법을 이용하여 연구를 시행하였다.

## II. 실험 재료 및 방법

### 1. 유한요소모형 형성

직경 14.5 mm, 높이 23.4 mm의 원주형 악골 모형을 제작하였다. 악골 모형의 상방에 2 mm 두께의 치밀골을 적용하였고, 나머지 부위는 해면골로 이루어지도록 설정하였다. 짧은 내측연결 임플란트 매식체(SuperLine fixture, Dentium Co. Ltd., Seoul, Korea) 에 티타늄 임플란트 지대주(Dentium Dual abutment, Dentium Co. Ltd., Seoul, Korea) 를 지대주 나사로 연결하고 상부에 구치부 크기의 금합금관을 장착하는 삼차원 유한요소 모형을 설계하였다(Table 1). 임플란트 모형은 직경 4.5 mm에 길이 7 mm의 짧은 임플란트를 사용하였다. 악골 모형의 정중앙에 임플란트 매식체를 위치시켰으며, 골 흡수를 1 mm 간격으로 0 에서 3 mm 까지 적용하였다(Figure 1).

Table 1. Implant components

Components	Material
Fixture	CP Ti Grade 4
Abutment	CP Ti Grade 4
Abutment screw	Ti alloy (Ti-6Al-4V)
Crown	ADA type III Gold Alloy

CP : Commercially pure, Ti : Titanium

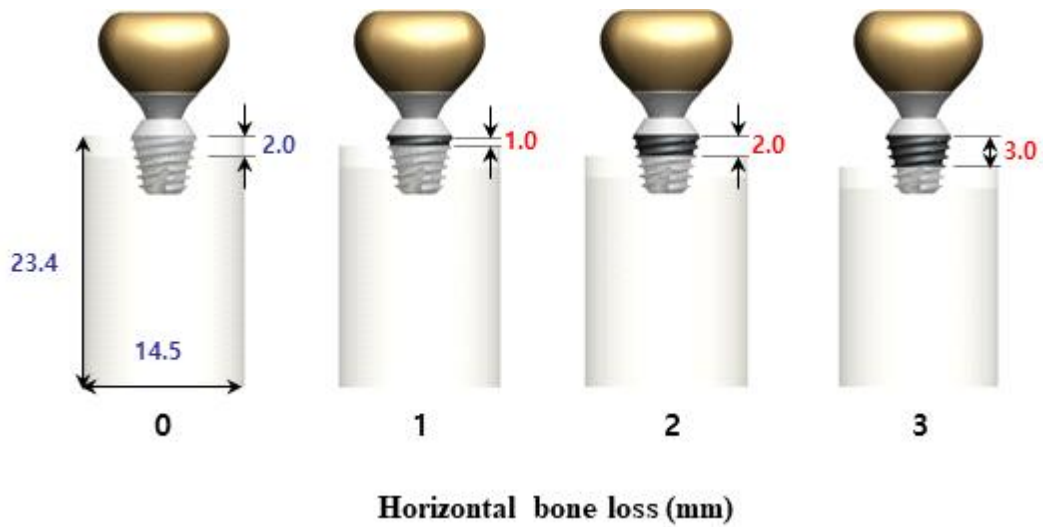


Figure 1. Analysis model.

유한요소모델은 ANSYS (Workbench 13.0, ANSYS Inc., Canonsburg, USA)에서 제공하는 mesh process를 통하여 격자를 생성하였다. 요소의 형태는 ANSYS의 solid 187의 10-nodes tetrahedral element를 사용하였다. 또한, 각 형상의 상대적 크기를 고려하여 기본 격자 크기를 0.3 mm로 적용하였다. 각 접촉 부분, 적용된 하중에 대하여 응력이 클 것으로 예상되는 부분 그리고 세밀한 관찰을 요하는 부분의 요소는 가중치를 부여하여 세분화하였다

## 2. 물성치

유한요소를 이용한 응력 분석 시에 모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해서 전체 모형의 물리적 특성은 균질성(homogeneity), 등방성(isotropy), 선형 탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다. 각 구성 부품의 물성치는 기존 연구에 따라 Table 2와 같이 부여하였다[11-14].

Table 2. Elastic properties

Components	Young's modulus (Gpa)	Poisson's ratio
Fixture	105	0.34
Abutment	105	0.34
Abutment Screw	113	0.342
Crown	170	0.3
Cortical Bone	13.7	0.3
Cancellous Bone	1.37	0.3

### 3. 접촉 조건 및 하중

#### 1) 접촉조건

본 실험에 적용된 구성물간의 접촉 조건은 Table 3과 같다. 치조골과 임플란트 매식체는 완전한 골 융합이 일어났다고 가정하였으며, 임플란트 지대주와 금관 사이의 계면도 완전히 결합되어 있다고 가정하였다. 임플란트 매식체, 임플란트 지대주, 지대주 나사 사이의 접촉면에는 저작력에 의해 계면이 떨어질 수 있도록 설정하고, 마찰계수는 0.5 로 가정하였다.

Table 3. Processing of contact

Contact Position	Region	Process
Fixture/Abutment Interface	Conical Contact, NonHex	Frictional ( $\mu=0.5$ )
Screw/Abutment Interface	Screw head bottom & Abutment Access hole Bottom (except Rigid Abutment)	
Screw/Fixture Interface	Thread Upper of Integrated Screw at abutment & Inner-Thread Lower of Fixture	Bonded
Fixture/ Alveolar Bone	All Surface of Fixture for Whole Fixation	
Gold Crown / Abutment	-	
Cortical Bone / Cancellous Bone	-	



## 2) 구속조건

악골의 상단면을 제외한 모든 면은 모든 방향에 대해 구속하고, 그 외의 지지골 내부 및 임플란트의 변형은 허용하였다.

## 3) 하중조건

교합면 중심에 장축과 평행한 400N의 수직 하중을 적용하였다(Figure 2) [9,15,16].

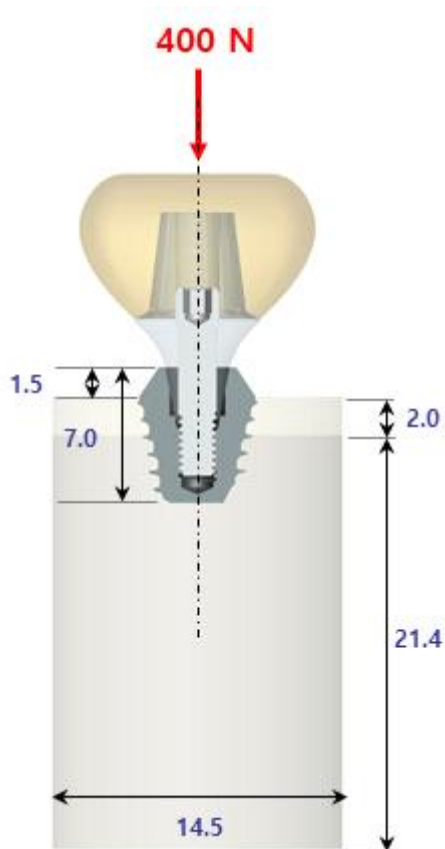


Figure 2. Loading condition for finite element model.

#### 4. 응력 분석 및 비교

삼차원 유한요소분석 프로그램인 ANSYS(Workbench 13.0, ANSYS Inc., USA)를 이용, 해석 작업을 수행하였다. 각 치조골의 등가응력(equivalent stress)분석을 통해 하중에 의해 발생하는 응력을 표시하였다.

### III. 연구 결과

#### 치조골 내 안정성 비교

수평골 흡수에 따른 Von Mises stress의 양이 모든 유한요소 모델의 피질골 및 해면골에서 계산되었다.

#### 1. 피질골에서 최대 응력 값의 비교

피질골에서 최대등가응력은 임플란트와 피질골이 만나는 가장 치관측 부위에서 가장 큰 값이 관찰되었다(Figure 3). 짧은 임플란트에서 수평골 소실이 없는 경우, 임플란트 교합면 중심에 장축과 평행한 방향으로 400N의 하중을 가하였을 때 피질골에서는 최대 응력값(MPa)이 38.30로 나타났다. 수평골 소실량이 1 mm인 경우에 피질골에서 발생한 최대 응력값(MPa)은 45.13이었고, 수평골 소실량이 2 mm인 경우에 79.44로 가장 높은 응력 값이 관찰되었다. 수평골 소실량이 3 mm인 경우에는 최대 응력값(MPa)이 75.53로 2 mm인 경우보다 약간 낮게 나타났다. (Table 4, Figure 5).

#### 2. 해면골에서 최대 응력 값의 비교

해면골에서 최대등가응력은 임플란트와 해면골이 만나는 가장 근단측 부위에서 가장 큰 값이 관찰되었다(Figure 5). 짧은 임플란트에서 수평골 소실이 없는 경우, 임플란트 교합면 중심에 장축과 평행한 방향으로 400N의 하중을 가하였을 때 해면골에서는 최대 응력값(MPa)이 6.55로 나타났다. 수평골 소실량이 1 mm, 2 mm와 3 mm인 경우에 최대 응력값(MPa)은 각각 7.63, 9.28 및 9.60로 점점 증가하는 경향이 관찰되었다. (Table 4, Figure 6).

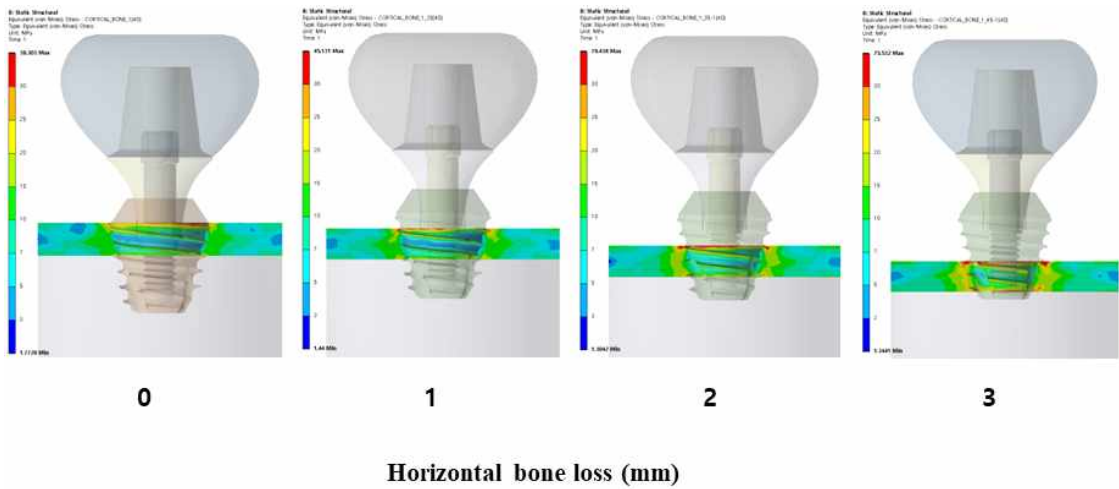


Figure 3. Maximum principal stress in cortical bone according to horizontal bone loss.

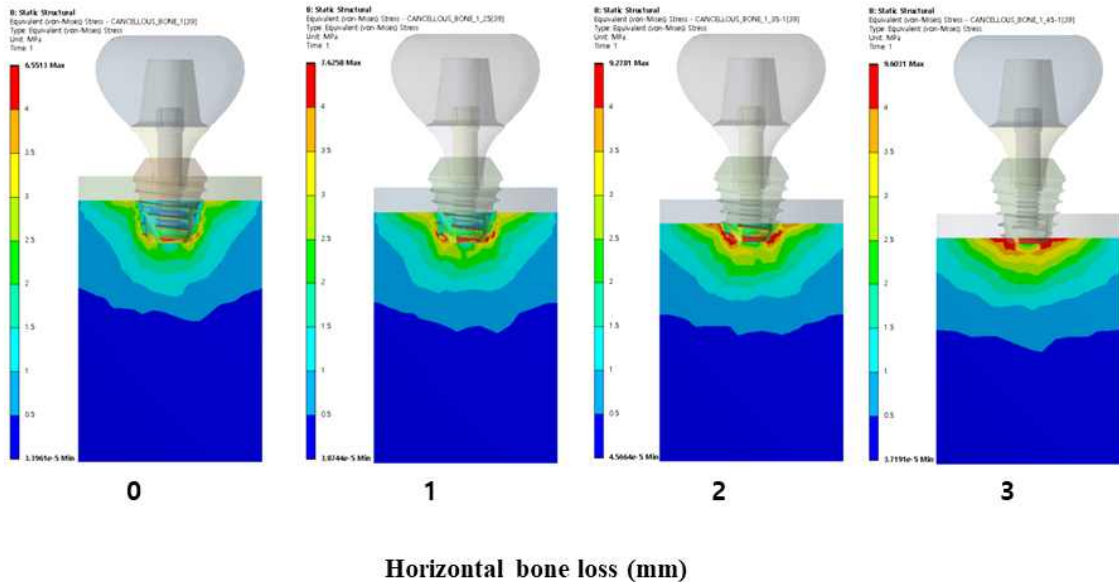


Figure 4. Maximum principal stress in cancellous bone according to horizontal bone loss.

Table 4. Maximum equivalent stress by horizontal bone loss.

Bone loss(mm)	Cortical bone(MPa)	Cancellous bone(MPa)
0	38.30	6.55
1	45.13	7.63
2	79.44	9.28
3	75.53	9.60

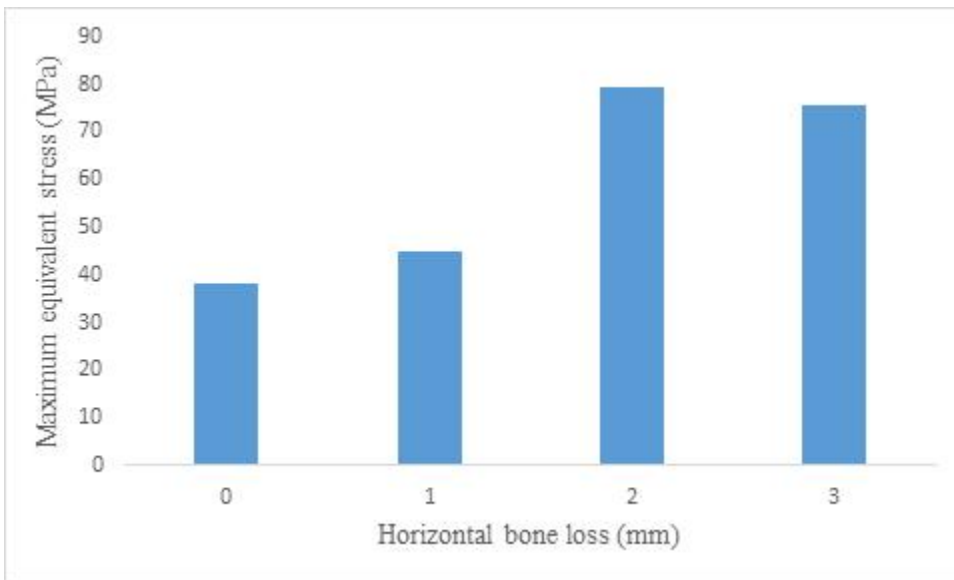


Figure 5. Maximum value of equivalent principal stress on cortical bone according horizontal bone loss.

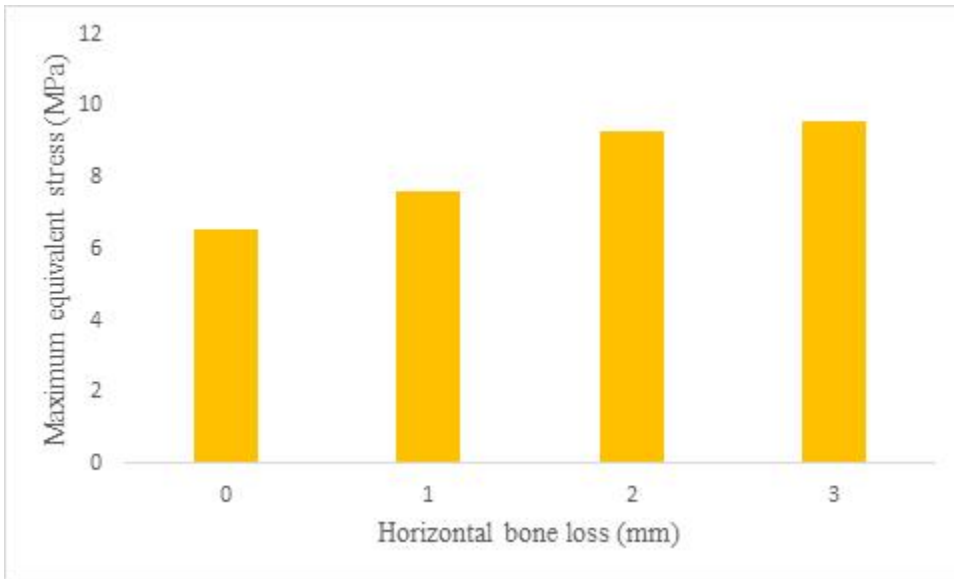


Figure 6. Maximum value of equivalent principal stress on cancellous bone according horizontal bone loss.

## IV. 총괄 및 고찰

치아가 상실된 치조골은 점점 흡수되어 표준형 임플란트를 식립하기에 불충분한 경우들이 많다. 이러한 딜레마를 해결하기 위하여 골유도재생술, 하치조신경관 전위술, 경사진 임플란트의 식립 그리고 짧은 임플란트의 사용 등의 다양한 방법들이 제안되어 왔다[17]. 그러나 앞선 세 가지 방법들은 치료기간과 비용의 증가 및 술 후 합병증 발생 가능성 등의 새로운 문제들을 대두시켰다. 특히 하악 구치부에서는 하치조신경관과 연관한 합병증이 술중, 술 후에 발생할 수 있다. 더불어 몇몇의 환자들은 이러한 복잡한 수술이 전신적이거나 해부학적 요인들로 인하여 불가능한 경우들이 있을 수 있다. 이러한 경우 짧은 임플란트의 식립은 수술 과정을 단순화시키며, 치료기간과 비용을 줄이고 술 후 합병증 발생 가능성을 낮출 수 있는 치료방법으로 선택될 수 있다.

일반적으로 5 ~ 8 mm 길이의 임플란트는 짧은 임플란트로 정의되어 왔다[18]. 기존 연구에 따르면, 짧은 임플란트는 감소된 임플란트의 일차 안정성, 감소된 골과 임플란트 접촉, 불리한 치관 대 임플란트 비율 등의 문제로 실패율이 증가한다고 알려져 왔다[1]. 그러나 최근 임플란트 표면 처리 기술의 발전과 티타늄 표면의 구조적 변화를 통해 골 융합을 가속화 시키고 골과 임플란트 접촉을 증가시켜 이러한 문제들을 해결하였다[19]. 또한 적절한 외과적 수술방법과 임플란트 디자인의 개선을 통하여 짧은 임플란트에서도 적절한 초기 안정성을 확보할 수 있게 되었다[20]. 다수의 systematic review와 meta-analysis에서 짧은 임플란트가 표준형 임플란트와 비슷한 생존율을 갖는다고 보고되었다[21-23]. 특히, 하악 구치부에서는 짧은 임플란트와 긴 임플란트의 생존율 간에 유의할만한 차이가 없다고 보고되었다. 이러한 문헌들은 임플란트의 치료 계획 수립 시 짧은 임플란트를 선택하는 근거를 제시하였다.

몇몇의 문헌에서는 짧은 임플란트를 식립 한 경우와 수직적 골유도재생술을 시행한 후 표준형 임플란트를 식립한 경우를 비교하였는데, 이때 두 경우의 임플란트의 생존율은 비슷하다고 보고하였다[2,24]. 심지어 짧은 임플란트를 식립한 경우의 변연골 소실량이 골유도재생술을 시행 한 경우보다 더 적게 관찰된다고 하였다[25]. 따라서 짧은 임플란트는 해부학적 구조물의 손상을 피하고, 외과적 외상 및 관련된 위험성을 줄이고, 골유도 재생술과 관련된 불편감을 줄여줄 수 있을 것이다.

일반적으로 임플란트 기능 후 첫 해에 나타나는 변연골 흡수는 정상적인 골 리모델링 과정으로 간주된다. 최근 문헌에 따르면 내측연결 임플란트에서는 약 0.2 ~ 0.3 mm의 변연골 흡수가 임플란트 기능 첫해에 발생한다고 하였다[6]. 이러한 제한적인 양의 변연골 흡수는 7 mm의 짧은 임플란트에서 지지골 흡수에 따른 응력변화량을 최소한으로 유지시켜줄 수 있을 것이다. 이 연구에 따르면 지지골 흡수가 없을 때 응력값(MPa)은 피질골과 해면골에서 각각 38.30과 6.55이었지만, 흡수량이 1 mm에서는 응력값(MPa)이 각각 45.13과 7.63으로 특히 피질골에서 더 큰 응력값의 증가가 관찰되었다(Table 4).

임플란트 변연골 소실을 일으키는 다양한 원인 중에서 임플란트에 가해지는 과도한 응력은 주요한 원인으로 알려져 왔다[26]. 이러한 과도한 응력은 치조골 내에서 응력분포를 불리하게 만들며 특히 임플란트 경부에 집중된 힘은 결과적으로 수평골 흡수를 야기 시킨다. 수평골 흡수가 표준형 임플란트 주위골에 미치는 응력변화를 관찰한 연구에 따르면, 수평골 흡수량이 증가함에 따라 임플란트 주위골에서 나타나는 응력의 크기는 증가한다고 보고하였다[9]. 이 연구에서도 수평골 흡수량이 증가함에 따라 피질골과 해면골에 작용하는 응력은 점점 증가하는 추세로 나타났고, 특히 지지골이 2 mm 흡수 되었을 때 79.44 (MPa)로 피질골에 가장 높은 응력이 집중되었다(Table 4). 이는 테이퍼 형태의 짧은 임플란트가 수평골 흡수가 심화될수록 지지골과 접촉하는 면적이 감소되어서 나타나는 결과라고 생각된다.

Akca와 Cehreli[27]에 따르면 임플란트 주위의 치조골이 흡수되더라도, 임플란트가 피질골과 접하고 있으면 해면골만 접하고 있는 경우보다 임플란트의 생체 역학적 기능이 향상된다고 하였다. 만약 피질골의 두께가 일정하게 유지되고 있는 상황이라면, 이는 임플란트 주위 지지골에 진행성 흡수가 발생되고 있지 않는 안정된 상태라고 여길 수 있을 것이다. 그러나 이 연구의 결과는 실험모델이 2 mm 두께의 피질골을 일정하게 유지되고 있는데도, 지지골이 2 mm 흡수되었을 때 피질골에서 가장 높은 응력이 발생하였다. 만약 임플란트 지지골이 점진적으로 소실되고 있는 경우라면 치조정의 피질골 두께는 감소할 것이고 임플란트 주위 지지골에 발생하는 응력은 더 크게 나타날 것이라고 예측할 수 있을 것이다. 치조정의 피질골 두께가 감소할수록 피질골과 해면골에 작용하는 응력이 증가한다고 보고한 Okumura 등[28]의 연구가 이 같은 생각을 뒷받침해 줄 수 있을 것이다.

결론적으로 짧은 임플란트의 식립은 표준형 임플란트와 비교하였을 때 장기 생존율에서 큰 차이가 없었기 때문에 하치조신경관으로 인해 수직적 치조골 높이가 제한된



하악 구치부에서 유용하게 선택할 수 있는 치료방법이다. 그러나 짧은 임플란트에서 2 mm이상의 수평골 흡수가 발생할 경우에는 치조정에 피질골이 유지되고 있는 안정된 상태라도 큰 응력이 집중될 수 있기 때문에 표준형 임플란트보다 임플란트 주위골의 흡수에 더 관심을 가져야 할 것이다. 또한 임플란트 주위골 흡수에 따른 짧은 임플란트 자체에 가해지는 응력에 대한 평가도 후속연구를 통해 이뤄져야 할 것이다.

## 참고문헌

- [1] Nisand D, Renouard F. Short implant in limited bone volume. *Periodontol* 2000, 2014;66:72-96.
- [2] Nisand D, Picard N, Rocchietta I. Short implants compared to implants in vertically augmented bone: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*, 2015;26:170-179.
- [3] 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;14:108-116.
- [4] Romeo E, Bivio A, Mosca D, Scanferla M, Ghisolfi M, Storelli S. The use of short dental implants in clinical practice: Literature review. *Minerva Stomatol*, 2010;59:23.
- [5] Srinivasan M, Vazquez L, Rieder P, Moraguez O, Bernard J-P, Melser UC. Efficacy and predictability of short dental implants (< 8 mm): a critical appraisal of the recent literature. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2012;27:1429-1437
- [6] Albrektsson T, Chrcanovic B, Östman PO, Sennerby L. Initial and long term crestal bone responses to modern dental implants. *Periodontol* 2000, 2017;73:41-50.
- [7] 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;15:401-412.

- [8] Wiskott HA, 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;10:429-444.
- [9] Jafarian M, Mirhashemi FS, Emadi N. Finite element analysis of stress distribution around a dental implant with different amounts of bone loss: An in vitro study. *Dent Med Probl*, 2019;56:27-32.
- [10] Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant - a three dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil*, 2005;32:279-286.
- [11] Welsch G, Boyer R, Collings E. *Materials properties handbook: titanium alloys*. ASM international, Materials Park, OH, 1994.
- [12] Holt JM. *Structural alloys handbook: CINDAS/Purdue University*. West Lafayette, IN, 1996.
- [13] O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. Quintessence. 2002.
- [14] Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosth Dent*, 1992;67:361-364.
- [15] Bates J, Stafford G, Harrison A. Masticatory function—a review of the literature: III. Masticatory performance and efficiency. *J Oral Rehabil*, 1976;3:57-67.
- [16] Ciccù M, Cervino G, Bramanti E, Lauritano F, Lo Gudice G, Scappaticci L, Rapparini A, Guglielmino E, Risitano G. FEM analysis of mandibular prosthetic overdenture supported by dental implants: evaluation of different retention methods. *Comput Math Methods Med*, vol.2015. doi: 10.1155/2015/943839

- [17] Chen L, Yang T, Yang G, Zhou N, Dong H, Mou Y. Retrospective clinical analysis of risk factors associated with failed short implants. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2020;22:112-118.
- [18] Le Guéhenec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater*, 2007;23:844-854.
- [19] Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res*, 2006;17(supp2):35-51.
- [20] O'Sullivan D, Sennerby L, Jagger D, Meredith N. A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2004;6:48-57.
- [21] Xu X, Huang J, Fu X, Kuang Y, Yue H, Song J, Xu L. Short implants versus longer implants in the posterior alveolar region after an observation period of at least five years: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*, 2020;103386.
- [22] Tolentino da Rosa de Souza P, Binhame Albini Martini M, Reis Azevedo Alanis L. Do short implants have similar survival rates compared to standard implants in posterior single crown?: A systematic review and meta analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2018;20:890-901.
- [23] Ravidà A, Wang IC, Barootchi S, Askar H, Tavelli L, Gargallo-Albiol J, Wang HL. Meta analysis of randomized clinical trials comparing clinical and patient reported outcomes between extra short ( $\leq 6$  mm) and longer ( $\geq 10$  mm) implants. *J Clin Periodontol*, 2019;46:118-142.
- [24] Felice P, Pistilli R, Barausse C, Piattelli M, Buti J, Esposito M. Posterior atrophic jaws rehabilitated with prostheses supported by 6-mm-long 4-mm-wide

implants or by longer implants in augmented bone. Five-year post-loading results from a within-person randomised controlled trial. *Int J Oral Implantol* (New Malden), 2019;12:57-72.

[25] Chen S, Ou Q, Wang Y, Lin X. Short implants (5~8 mm) vs long implants ( $\geq 10$  mm) with augmentation in atrophic posterior jaws: A meta analysis of randomised controlled trials. *J Oral Rehabil*, 2019;46:1192-1203.

[26] Serino G, Turri A. Extent and location of bone loss at dental implants in patients with peri-implantitis. *J Biomech*, 2011;44:267-271.

[27] Akca K, Cehreli MC. Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stress analysis. *Med Biol Eng Comput*, 2006;44:527-535.

[28] Okumura N, Stegaroiu R, Kitamura E, Kurokawa K, Nomura S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont Res*, 2010;54:133-142.