

재생된 골에 식립한 넓은 직경의 나선형 임플란트에 대한 유한요소법적 분석

김수관^{*,#}, 김재덕^{**}, 김종관^{***,\$}, 김병옥^{**,#}

조선대학교 치과대학 구강악안면외과학교실^{*}, 치주과학교실^{**},

조선대학교 치과대학 구강생물학연구소[#],

연세대학교 치과대학 치주과학교실^{***}, 연세대학교 치과대학 치주조직재생연구소^{\$}

Finite element analysis of wide diameter screw implant
placed into regenerated bone

Su-Gwan Kim^{*,#}, Jae-Duk Kim^{**}, Chong-Kwan Kim^{***,\$}, Byung-Ock Kim^{**,#}

Dept. of Oral & Maxillofacial Surgery^{}, Dept. of Periodontology^{**},*

College of Dentistry, Chosun University, Oral Biology Research Institute[#],

*Dept. of Periodontology, College of Dentistry, Yonsei University^{***},*

Research Institute for Periodontal Regeneration^{\$}

The purpose of this study was to investigate the distribution of stress within the regenerated bone surrounding the implant using three dimensional finite element stress analysis method.

Using ANSYS software revision 6.0 (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 5.0 X 11.5-mm screw implant (3i, USA) was used for this study, and was assumed to be 100% osseointegrated. 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 4 mm in width and 7 mm apical to the platform of implant in length. And the regenerated bone was surrounded by type I, type II, and type III bone, respectively. The present study used a fine grid model incorporating elements between 250,820 and 352,494 and nodal points between 47,978 and 67,471. A load of 200N was applied at the 3 points on occlusal surfaces of the restoration, the central fossa, outside point of the central fossa with resin filling into screw hole, and the functional cusp, at a 0 degree angle to the vertical axis of the implant, respectively.

The results were as follows:

1. The stress distribution in the regenerated bone-implant interface was highly dependent on both the density of the native bone surrounding the regenerated bone and the loading point.
2. A load of 200N at the buccal cusp produced 5-fold increase in the stress concentration at the neck of the implant and apex of regenerated bone irrespective of surrounding bone density compared to a load of 200N at the central fossa.
3. It was found that stress was more homogeneously distributed along the side of implant when the implant was surrounded by both regenerated bone and native type III bone.

In summary, these data indicate that concentration of stress on the implant - regenerated bone interface depends on both the native bone quality surrounding the regenerated bone adjacent to implant and the load direction applied on the prosthesis.

교신저자: 김병옥
우편번호 501-759
광주광역시 동구 서석동 375번지
조선대학교 치과대학 치주과학교실

Byung-Ock Kim
Dept. of Periodontology, College of Dentistry,
Oral Biology Research Institute, Chosun University
375, Seosuk-dong, Dong-gu, Gwangju, 501-759, Korea
Tel. 82-62-220-3856 Fax. 82-62-224-4664
E-mail: bobkim@chosun.ac.kr

이 논문은 한국보건복지부지원(03-PJ1-PG1-CH08-0001)으로 연구되었음

I. 서론

치과용 임플란트는 외상이나 치주질환 등 다양한 원인들에 의해 치아가 상실된 경우 그 치료법으로서 널리 이용되고 있는데, 장기간의 연구를 통해서 이 치료방법은 성공률과 신뢰성이 상당히 높다고 보고되고 있다¹⁾. 임플란트가 이렇게 장기간 동안 성공적으로 기능을 하기 위해서는 임플란트에서 골로의 하중전달 형태, 골과 임플란트의 표면구조, 임플란트와 길이와 직경, 임플란트 주위골의 양과 질 등 다양한 인자들이 관여하고 있다고 알려졌다²⁾.

임플란트에 대한 성공률이 보고되었을 뿐만아니라 임플란트 실패율에 관해서도 보고되고 있다. Jaffin과 Berman³⁾과 Bahat⁴⁾는 골조건에 따라 실패율이 매우 다양하다고 보고하였는데, Davarpanah 등¹⁾은 부적절한 골높이와 골질이 임플란트 실패의 주요원인으로 보고하였다.

직경이 넓은 임플란트는 Langer 등⁵⁾에 의해 개발되었는데 표준형의 임플란트와 비교했을 때 골조건이 불량할 경우 외과적인 장점이 있다고 보고되었다. 이러한 임플란트는 일반적으로 골질이 불량한 후방부위, 골높이가 부적절한 부위, 임플란트의 골융합이 되지 않았거나 파절된 임플란트를 대체할 부위, 발치후 즉시 임플란트를 식립할 부위, 그리고 수복물에 심미적인 치경부 외형을 형성해야 할 경우 등에 사용될 수 있다⁶⁾.

이 연구에서는 직경 5 mm 나선형 임플란트 주위에 재생된 골주위에 발생된 응력을 분석하기 위하여 3차원적인 유한요소법을 이용하였는데, 이 분석법은 우주항공산업에서 최초로 이용된 이래로 임플란트와 관련되어서는 가해진 하중에 따라 임플란트 고정체와 골질, 수복물 그리고 나사 등에 나타나는 응력분포에 관련되어 연구되고 있다⁷⁻¹⁰⁾.

골질과 응력분포에 관한 연구를 살펴보면 Holmes와 Loftus¹¹⁾는 임플란트에 가해지는 응력은 골질에 좌우된다고 보고하였으며, Meyer 등¹²⁾은 골이 위축된 상악에서 골높이와 골질에 관한 연구에서 응력은 골높이 보다는 골질에 더 영향을 받는다고 보고하였고, Tada 등¹³⁾은 저밀도의 망상골을 가진 악골에서는 긴 나선형의 임플란트를 선택하는 것이 좋을 수 있다고 제안하면서, 하중의 방향과는 무관하게 골내의 von Mises stress는 망상골 밀도의 감소와 함께 증가한다고 보고하였다. 반면, Fanuscu 등¹⁴⁾은 상악동내 이식술과 함께 식립된 임플란트를 둘러싸고 있는 이식된 골, 망상골 그리고 피질골내에서의 유한요소법적 분석에서 하중분포에 영향을 끼치는 것은 골 변화보다는 하중의 형태라고 상반된 보고를 하였는데, 최근 지 등¹⁰⁾은 재생된 골을 둘러싸고 있는 자연골의 골질과 하중방향에 따라 응력분포가 달라진다고 보고한 바 있다.

이와 같이 선학들의 연구에 의하면 임플란트를 식립시 골질이나 하중방향에 따라 그 응력분포가 다르다고 보고되었으나 재생된 골에 식립된 임플란트주위에서의 응력분포에 관한 연구가 미미한 실정이다. 따라서 이 연구에서는 제4형의 골질로 재생된 골내에 식립된 직경 5 mm 나선형 임플란트 고정체의 보철물에 3 종류의 수직하중이 가해졌을 때 재생된 골과 임플란트 계면에서의 응력분포를 3차원적 유한요소법으로 분석하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

1) 실험모형

이 연구에서는 임플란트가 제4형 골질로 재생된 골내에 식립되어 있으며 제1형이나 제2형, 또는 제3형의 자연골질로 둘러싸여 있는 나사형 임플란트 보철물에 200N의 수직하중을 가할 때 임플란트 고정체와 인접한 재생된 골 계면에서 발생된 응력을 분석하기 위하여 직경 5 mm, 길이 11.5 mm의 Osseotite (3i, USA)와 유사한 임플란트 모형을 제작하였다.

임플란트와 골의 모형은 김 등⁷⁾이 연구에 사용했던 3차원 computer aided design (CAD) 프로그램인 Iron CAD Ver 6.0 (IronCAD LLC, USA)를 이용하여 모델링하였다. 모델링시 임플란트 중심에서 폭 10 mm, 그리고 전체 길이 20 mm의 하악골 형태를 재현하였으며 치관은 제1대구치 형태와 유사하게 제작하였다. 임플란트와 골, 치관, 레진 그리고 gold screw의 세부적인 수치는 Fig. 1에서 Fig. 6까지 제시되어 있다.

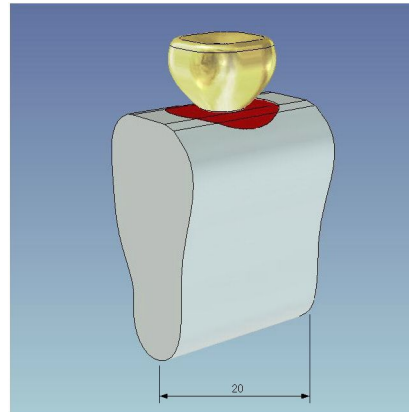
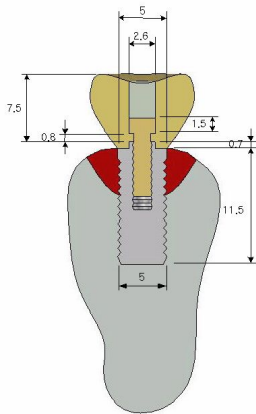


Fig. 1. Two dimensional section geometry of full body

Fig. 2. Three dimensional geometry of full body

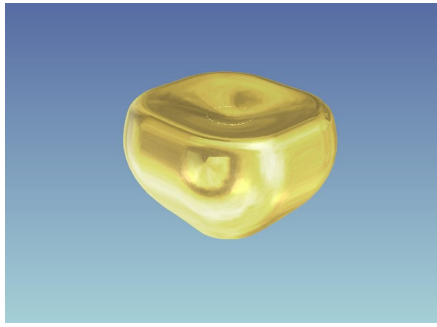


Fig. 3. Three dimensional geometry of resin of first molar

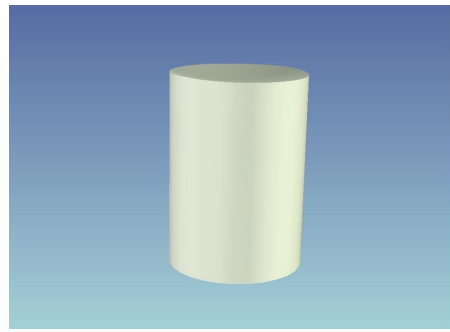


Fig. 4. Three dimensional geometry of first molar

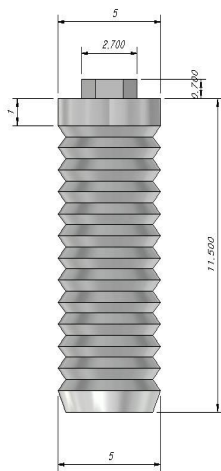


Fig. 5. Dimension of implant

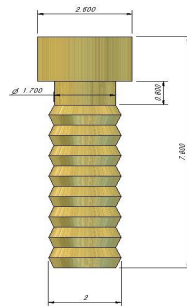


Fig. 6. Dimension of gold screw

2) 골의 형상

임플란트 주위 골은 수평방향으로 임플란트 platform 가장자리에서 4 mm 폭으로, 그리고 임플란트 측면을 따라 하방 7 mm까지 제4형의 골질로 재생된 것으로 가정하였고, 재생된 골은 각각 제1형, 제2형, 그리고 제3형의 골질로 각각 둘러싸여 있다고 가정하고 모델링 하였다(Fig. 7).

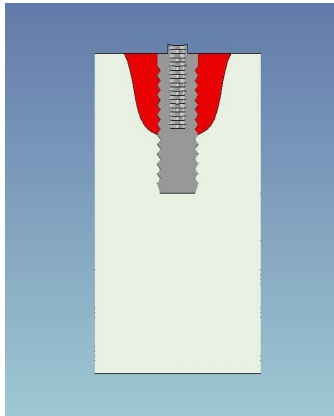


Fig. 7. Junction between the regenerated bone (red color) adjacent to screw type implant and the native bone (light sky blue color).

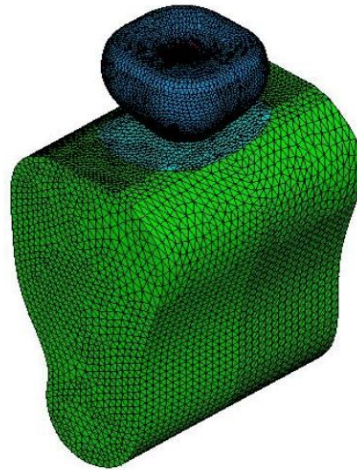


Fig. 8. Three dimensional finite element model.

2. 연구방법

1) 유한요소 모델의 형성

Iron CAD에서 모델링한 3D Geometry를 ANSYS Program Ver 7.0 (Ansys, Inc, USA)로 받아들여 격자를 생성하였다. 격자 형성시 각각의 모델에 대하여 요소와 절점의 수는 일렬성을 갖게 하였고, 유한요소는 8절점의 삼각뿔 요소를 사용하였다 (Table 1 and Fig. 8).

Table 1. Numbers of node and element

Below MB	node	element
0 mm	50,552	264,186
1 mm	48,453	251,688
2 mm	47,978	250,820
3 mm	67,471	352,494
4 mm	60,691	320,670
5 mm	59,996	316,102
6 mm	52,639	274,312
7 mm	52,745	276,470

MB : marginal bone

2) 물성치

유한요소분석을 수행하는데 필요한 재료의 물성치인 탄성계수 (Young's modulus: E)와 포와송의 비 (Poisson's ratio: ν)는 선학들⁷⁻⁹⁾의 자료를 참고하여 이용하였다. 그리

고, 골질은 나무 재질에 따른 4가지 분류법¹⁵⁾ 즉, 제1형 (type I)은 참나무 또는 단풍나무 재질, 제2형 (type II)은 침엽수, 제3형 (type III)은 열대성 방사목 그리고, 제4형 (type IV)은 스티로폼 또는 부드러운 열대성 방사목과 같은 재질로 가정하여 각각의 물성 및 탄성을 컴퓨터에 입력하여 응력분포를 평가하였다 (Table 2).

Table 2. Material Properties

Materials	Young's Modulus *	Possion's Ratio
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

*: Unit : MPa

3) 하중조건

하중은 치관 중심좌에 해당하는 부위 (A점)에, 나사산 입구는 컴포지트 레진으로 충전하였는데 나사산 입구를 채운 레진을 벗어난 바로 바깥 부위의 금 교합면에 해당하는 부위 (B점)에, 그리고 협측교두에 해당하는 부위 (C점)에 각각 200N의 수직하중을 가하였다 (Fig. 9).

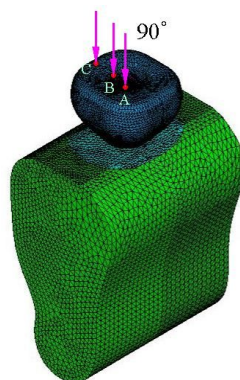


Fig. 9. Loading condition. Axial force applied each loading point A, B, C. A; Central fossa, B; Outside point of the cental fossa with resin filling into screw hole C; Buccal cusp.

III. 연구결과

임플란트 주위에 제1형 또는 제2형의 자연골이 존재할 경우의 응력은 치조정과 재생골의 기저부에서 각각 비슷한 분포양상을 나타냈다. 하중이 임플란트 보철물의 중심와 (A점)에서 교두부위 (C점)로 향할수록 응력값이 커졌는데 치조정부위에 집중되는 양상을 나타냈다.

반면 임플란트 주위에 제3형의 자연골이 존재할 경우의 응력은 하중점이 A점에서 C점으로 갈수록 커졌는데, 하중점이 임플란트 보철물의 중심와와 이에 근접한 경우 (A점과 B점) 응력은 임플란트 장축을 따라 골고루 분포되는 양상을 나타냈으나 협측교두 (C점)에 가해졌을 경우 치조정에 집중되는 양상을 나타냈다(Table 3).

임플란트 주위에 제4형의 재생골이 제1형 또는 제2형의 자연골로 둘러싸여 있을 경우 응력은 치조정과 재생골의 기저부에서 각각 비슷한 분포양상을 나타냈다. 하중이 임플란트 보철물의 중심와 (A점)에서 교두부위 (C점)로 향할수록 응력값이 커졌는데 치조정부위에 집중되는 양상을 나타냈다.

반면 임플란트 주위에 제4형의 재생골이 제3형의 자연골로 둘러싸여 있을 경우의 응력은 하중점이 A점에서 C점으로 향할수록 커졌는데 모든 하중점에서 임플란트의 장축 방향을 따라 골고루 분포되는 것으로 양상을 나타냈다(Table 4).

그리고 중심와에 200N의 하중이 가해질때에 비해서 협측교두에 200N의 하중이 가해질 경우 둘러싸고 있는 골밀도에 상관없이 임플란트의 경부와 재생골의 기저부에 5배의 하중이 집중되었다.

Table 3. Maximum value of the Von-Mises stress according to loading points and both regenerated bone and surrounding bone quality under the vertical load (Unit: MPa)

Regenerated type IV bone	Surrounding bone quality								
	Type I bone			Type II bone			Type III bone		
	A	B	C	A	B	C	A	B	C
1 mm below MB	5.357	11.776	26.875	5.313	11.666	26.619	2.737	5.486	12.202
2 mm below MB	3.707	6.919	13.935	3.683	6.866	13.806	2.829	5.298	11.759
3 mm below MB	2.55	5.704	12.937	2.533	5.65	12.805	2.836	5.507	12.157
4 mm below MB	2.749	5.387	12.088	2.722	5.331	12.095	2.824	5.779	12.751
5 mm below MB	2.161	4.663	11.106	2.148	4.667	11.109	2.81	5.394	11.537
6 mm below MB	2.614	4.912	11.663	2.599	4.916	11.665	2.808	5.415	11.947
7 mm below MB	2.97	4.806	11.346	2.954	4.809	11.348	2.971	5.304	11.649

MB: marginal bone. A: at the central fossa. B: at the outside point of the central fossa with resin filling into screw hole C: at the buccal cusp.

IV. 총괄 및 고안

응력이나 변형력에 의해 야기되는 골개조 현상은 1870년 Julius Wolff 에 의해 제안된 개념으로서 변형력이 변화되면 수산화인회석 결정내에 칼슘이온이 발생되는데 골세포는 이러한 변화에 반응하여 골흡수나 침착이 야기될 수 있다는 이론, 그리고 극성을 가진 응력의 크기에 비례하여 전류가 발생할 수 있다는 이론들이 제기되었다. 여러 연구가들은 응력이 골개조의 피드백기전에 중요한 역할을 한다는 것에는 동의하고 있지만 골 침착이나 흡수를 자극하는 응력의 크기나 방향에 대해서는 연구자들 사이에 여전히 논쟁이 되고 있다¹⁶⁾.

이 연구는 재생된 골에 식립된 직경 5 mm 나사형 임플란트와 그 주위 골 계면에서 임플란트 장축에 따른 응력분포를 평가하고자 유한요소법 분석을 시행하였다. 응력분석에 이용되는 유한요소법은 임플란트 표면처리방법은 고려하지 않으며, 골과 임플란트 접촉률이 100%라는 전제하에서 이루어지고 있다. 그리고 분석방법의 정확성은 수학적인 모델내에서 요소와 절의 수에 비례한다고 보고⁸⁾되었는데, 이 연구에서 요소는 200,271개에서 213,587개까지, 그리고 절은 37,874개에서 40,129개 까지 매우 미세하게 격자를 만들었다. 또한 Wang 등¹⁷⁾은 임플란트 보철물을 제작하기 위하여 사용된 금이나 합성수지와 같은 재료들은 임플란트 주위 응력에 유의한 영향을 끼치지 못한다고 보고하여 이 연구에서도 합성수지, 금 나사를 이용하여 모델링한 후에 응력을 분석하였다.

직경이 넓은 임플란트는 표준형의 임플란트와 비교해 보았을 때 임플란트-골 접촉을 증가시키고 안정성을 증가시키며 지대주나사에 가해지는 응력을 감소시킬 수 있으며, 골조건이 불량할 때 외과적인 이점이 있다고 보고되었지만, Balshi¹⁸⁾와 Rangert 등¹⁹⁾은 표준형의 임플란트를 사용시에 나타나는 나사풀림현상이나 superstructure의 파절과 같은 보철적인 문제점은 동일하다고 보고하였다.

이 연구에 사용된 3i 임플란트 (Innovation, USA)의 경우 임플란트 길이가 일정하면서 직경이 3.75 mm에서 4.0mm로 넓어질 때 표면적은 8%까지 증가하며 직경 5 mm와 6mm로 넓어질 때 35%와 61%로 각각 증가한다⁶⁾. 그리고 직경 5 mm 임플란트의 보철물의 retaining screw에 가해지는 힘은 직경 4 mm 임플란트에 비해서 20% 만큼 감소되며, 파절에 대한 저항성이 3배 증가되고 shoulder의 top 부위의 지지표면은 122% 만큼 증가한다.

하악 후방부위에 직경이 넓은 임플란트를 식립할 경우 양호한 임플란트 수복물을 제작하기 위해서는 골조건과 치아형태를 토대로 한 주의깊은 치료계획이 필요하다. 즉, 협측 골의 흡수가 없으며 치조제의 폭이 최소 7 mm 이상의 치조정이 존재할 때 외과적인 면이나 보철적인 면 그리고 유지관리 측면에서 양호한 수복물을 제작할 수 있으며, 특히 하악구치는 설측으로 20 ~ 25도 정도 경사져 있으며 두꺼운 설측 피질골은 보통 흡수되지 않으므로 종종 설측에 치우쳐 식립할 수 있으므로 유의해야 한다²⁰⁾. 따라서 임플란

트 가장자리는 백악법랑경계부 수준에서 제2소구치의 설측면과 제2대구치 설측면을 연결한 가상선과 접촉하거나 약간 협측에 위치하도록 식립하여야 한다²¹⁾.

최근 박²²⁾은 이 연구와 동일한 모델을 제작한 후 직경 4 mm 나선형 임플란트를 이용하여 응력을 분석하였는데 두 연구를 비교해 보면, 하중이 중심와 근처에 가해질 경우 치조정부위에 응력이 집중된 양상, 그리고 재생된 골을 둘러싸고 있는 골질이 제3형일 경우 하중 위치에 무관하게 임플란트 장축을 따라 골고루 분포되는 양상 등은 유사하게 나타났다. 그러나, 직경 4 mm 임플란트에 비해서 직경 5 mm 임플란트를 사용한 경우의 응력은 전반적으로 감소된 양상을 나타냈는데 특히 중심와에서 벗어난 하중이 가해질 경우 1/2 정도 감소된 양상을 보였으며 치조정 3 mm 하방에서 하중이 또다시 집중되는 양상은 나타나지 않았는데, 이러한 양상은 직경이 넓어짐에 따라 임플란트 표면적이 약 35% 증가되어 응력이 감소되었기 때문으로 생각된다.

임플란트 주위골이 각각 자연골과 재생골로 둘러싸여 있을 경우를 서로 비교해 보면, 치조정부위에서 응력이 집중되는 양상은 모두 비슷하였다. 그러나, 임플란트가 재생된 골과 2형 골로 혼합되어 둘러싸여 있을 때 하중이 교두에 가해졌을 경우 재생된 골의 기저부에서 2배 이상 증가된 양상과, 재생된 골과 제3형 골로 혼합되어 둘러싸여 있을 때 B점 (레진부위)과 C점 (교두부위)에서 각각 2배 이상 증가된 양상을 나타냈다. 이러한 결과로 볼 때 임플란트 주위의 재생된 골 뿐만 아니라 이 골을 둘러싸고 있는 자연골의 골질도 응력분포에 영향을 주는 것으로 생각된다.

이 연구에서 재생된 골이 제1형과 제2형 골질에 둘러싸인 경우 임플란트와 골 계면에 나타난 응력은 하중의 위치에 무관하게 비슷하게 변하였는데 이것은 두 골질의 탄성계수가 유사하기 때문으로 사료된다. 반면, 재생된 골이 제3형의 골질로 둘러싸인 경우에서 응력은 제1형과 제2형 골로 둘러싸인 경우와 비교해 볼 때 현저하게 감소된 양상을 나타냈으며, 교두부위에서 하중이 가해진 경우 응력은 임플란트 측면을 따라 전체적으로 골고루 분포되는 양상을 나타냈다. 즉, 재생된 골이 많을수록 하중치는 큰 변화없이 분포되고 있는데 스폰지 골이 많을수록 응력이 보다 더 동질적으로 분포된다고 한 Meyer 등¹²⁾의 연구결과와 유사하였다.

저작력이 임플란트에 대해 경사하중으로 가해진다면 굽힘모멘트가 발생되어 임플란트 플랫폼의 일부와 임플란트 첩부에 하중을 받게 되며 임플란트와 골조직 양쪽에 높은 응력이 발생하게 되는데²³⁾, 이 연구에서 중심와에 가해진 하중치에 비해 교두부위에서 수직하중이 가해지는 경우 경부와 재생된 골의 기저부에서 5배 이상의 높은 하중이 발생되었다. Fanuscu 등¹⁴⁾은 하중분포에 영향을 끼치는 것은 골 변화보다는 하중의 형태라고 보고하였으며 측방하중으로부터 발생된 응력은 수직하중의 응력보다 약 11배 정도 크다고 보고하였다. 이 연구 결과는 Fanuscu 등¹⁴⁾이 보고한 것처럼 하중치가 측방하중에서 크게 나타났으나, 재생된 골에 인접한 자연골의 골질과 하중의 형태에 좌우되어 하중의 분포 경향이 다르게 나타났다.

Clelland 등²⁴⁾, Clift 등²⁵⁾ 그리고 Gregory 등²⁶⁾은 Branemark 형태의 임플란트에서는 임플란트 경부근처에 응력이 분포된다는 연구결과를 보고하였는데 이 연구에서도 중심과 근처에 가해진 하중에 대해서는 임플란트 주위골질과는 무관하게 임플란트 경부에 집중되는 양상을 나타냈다.

임플란트 경부에서의 골흡수에 관한 연구를 살펴보면, Clift 등²⁵⁾은 Branemark 임플란트(직경 4.5 mm, 길이 6.5 mm)를 모델로 하여 임플란트 주위 골질의 변화 효과를 유한요소법적으로 분석하였는데 임플란트 경부 주위의 골은 9 ~ 18 MPa의 응력에 저항할 수 있는 좋은 골질을 가지고 있는 것이 중요하다고 보고하면서 만약 골질이 좋지 않을 경우에는 국소적인 피로실패(fatigue failure)와 흡수를 초래할 수 있다고 보고하였으며, 골은 250 psi에서 적절하게 유지되며 700 psi 이상에서는 골의 병적인 흡수가 일어나며, 200 psi 이하에서는 골위축이 나타난다고 보고하였다¹⁶⁾. 또한 Meijer 등²⁷⁾은 응력이 너무 크면 골이 흡수되어 결국에는 임플란트의 동요가 초래될 수 있다고 보고하였으나, Reiger 등¹⁶⁾은 낮은 응력도 높은 응력 만큼이나 문제가 될 수 있으며, 직경이 좁은 임플란트가 골에 전달되는 응력을 증가시키지만 넓은 임플란트도 좋은 임플란트는 아니라고 보고하였다. 문헌을 고찰해 보면 임플란트 경부에서 골흡수를 예방할 수 있는 하중치에 대해서 기술되어 있기는 하지만 임상에서 사용되고 있는 임플란트들 마다 가해진 하중에 대해 발생된 응력은 다르므로 현 시점에서는 치료계획을 설정할 때 임플란트 경부 주위에 좋은 골질이 존재할 수 있는 적절한 수술방법과 교합관계가 고려되어야 할 것이다.

한편, 직경이 넓은 임플란트가 개발됨에 따라 상실된 후방치아를 수복하기 위하여 1개의 직경이 넓은 임플란트를 식립할 것인지 또는 2개의 표준형의 임플란트를 식립할 것인지 대한 연구가 진행되어 왔는데 역학적인 면에서 볼 때 하중조건에 따라 그 결과가 상이하게 나타났다. 즉 Sato 등²⁸⁾은 2개의 표준형의 임플란트에 의해 유지되는 치관모델에서는 하중조건에 따라 임플란트로 향하는 수직력이 더 커지므로 이런 모델은 하중조건과 관련되어 생역학적인 면에서 장점은 거의 없는 것 같다고 보고하였다. 반면, Geramy와 Morgano²⁹⁾는 하악 제1대구치를 모델로 하여 3가지 형태의 치관모형을 제작한 후 변위정도를 유한요소법적으로 분석하였다. 즉 1개의 직경 3.75 mm 임플란트, 2개의 직경 3.75 mm 임플란트, 그리고 1개의 직경 5 mm 임플란트에 의해 각각 유지되는 치관의 원심협축교두와 원심변연능에 하중이 가해졌을 때 직경 3.75 mm 임플란트에서 직경 5 mm 임플란트로 직경이 넓어질수록 협설축 및 근원심 치관변위는 약 50%까지 감소되었으며, 표준형의 임플란트 2개를 이용한 모델과 직경이 넓은 임플란트를 이용한 모델에서 미세동요가 현저히 감소됨을 보고하였다. 그러나, 실질적으로 임상에서 직경이 넓은 임플란트는 실패율이 높은 것으로 보고³⁰⁾되었는데, 이것은 임플란트 생존에 있어서 역학적인 면 이외에 구강위생관리와 같은 생물학적인 요소를 배제했다는 점을 간과

해서는 안 된다.

이 연구는 직경 5 mm의 나선형 임플란트가 제4형 골질로 재생된 골에 식립된 경우에 임플란트와 재생된 골 계면에서 나타나는 응력분포를 평가하고자 유한요소법 분석을 시행한 결과, 재생된 골에 인접한 자연골의 골질과 하중의 방향이 응력분포에 영향을 끼치는 것으로 나타났다. 향후에는 현재 널리 이용되고 있는 여러 다른 형태의 임플란트에서의 응력분석, 교합관계 그리고 임플란트와 골접촉률 등 보다 더 임상적인 상황을 고려한 연구가 필요하리라 생각된다.

V. 결론

이 연구의 목적은 제4형의 골질로 재생된 골내에 식립된 직경 5 mm 길이 11.5 mm의 나선형 임플란트 고정체의 보철물에 3 종류의 수직하중이 가해졌을 때 재생된 골과 임플란트 계면에서의 응력분포를 3차원적 유한요소법으로 분석하는 것이다.

이 연구는 임플란트가 4 mm 폭으로 그리고 임플란트의 플랫폼에서 장축을 따라 하방으로 7 mm까지 제4형의 골질로 재생된 골에 식립되어 있으며 인접한 자연골은 제1형, 제2형, 제3형 골질로 둘러싸여 있는 모형을 제작한 후, 골과 임플란트 계면에서 나타나는 응력의 분포양상을 조사하였다. 임플란트와 골의 모형은 3차원 프로그램인 Iron CAD Ver 6.0, (IronCAD LLC, USA)를 이용하여 모델링하였고, 모델링시 폭 10 mm, 그리고 전체 길이 20 mm의 하악골 형태를, 그리고 치관은 제1대구치 형태와 유사하게 제작하였다. 그리고 하중의 위치는 임플란트 보철물의 치관부위에서 (1) 중심와, (2) 지대주나사의 입구를 채운 레진부위의 바로 바깥 부위, 그리고 (3) 협측교두부위에 각각 200N의 수직하중을 가한 후 계면에서 발생된 응력을 3차원적인 유한요소방법 (ANSYS Program Ver 7.0, Ansys, Inc, USA)으로 분석하여 다음과 같은 결과들을 얻었다.

1. 재생골과 임플란트 계면에서의 응력분포는 재생된 골을 둘러싸고 있는 자연골의 질과 하중의 위치에 의해 영향을 받았다.
2. 협측교두에 200N의 하중이 가해질 경우 중심와에 200N의 하중이 가해졌을 때와 비교해서 둘러싸고 있는 골밀도에 상관없이 임플란트의 경부와 재생골의 기저부에 5배의 하중이 집중되었다.
3. 임플란트가 재생골과 제3형의 자연골에 의해 둘러싸여 있을 때 하중위치에 상관없이 응력은 임플란트의 측면을 따라 골고루 분포되었다.

이상의 연구결과를 살펴볼 때, 임플란트와 재생된 골 계면에 발생하는 하중은 재생된 골을 둘러싸고 있는 자연골과 보철물에 가해지는 하중 위치에 영향을 받았다.

참고문헌

1. 김수관, 전창길, 황갑운, 김병욱: Fin type 임플란트 고정체의 유한요소법적 분석. 대한구강악안면외과학회지 2003;29:14-25.
2. 김영수, 조인호, 정성민, 임성빈: Esthetic Implant Dentistry: Soft and Hard Tissue Manangement. 정원사 2001;48-67.
3. 김병욱, 홍국선, 김수관: IV형의 골질로 재생된 골내에 식립된 원통형 임플란트의 유한요소법적 연구. 대한구강악안면외과학회지 2004;30:331-338.
4. 김성호, 김수관, 심형순, 김병욱: 나사형 임플란트에 인접한 재생된 골과 자연골 사이의 경계부에 대한 유한요소법적 분석. 대한악안면성형재건회과학회지 2004;26:427-434.
5. 김수관, 박병기, 심형순, 김종관, 김병욱: 제4형 골질로 재생된 골에 식립한 나사형 임플란트에 대한 유한요소법적 분석. 대한악안면성형재건외과학회지 2004;26:542-550.
6. 지숙, 이상화, 김수관, 김병욱: 재생된 골과 자연골 사이의 계면에 대한 유한요소법적 분석. 대한악안면성형재건회과학회지 2004;26:24-33.
7. Bahat O: Osseointegrated implants in the maxillary tuberosity: Report in 45 consecutive patients. Int J Oral Maxillofac Implants 1992;7:459-467.
8. Balshi T: An analysis and management of fractured implants: A clinical report. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11:372-378.
9. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D: Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent Implant. Int J Oral Maxillofac Implants 1991;6:391-398.
10. Clift SE, Fisher J, Watson CJ: Finite element stress and strain analysis of the bone surrounding a dental implant: effect of variations in bone modulus. Proc Instn Mech Engrs 1992;206:233-241.
11. Davarpanah M, Martinez H, Kebir M, Etienne D, Tecucianu J: Wide-Diameter Implants: New Concepts. Int J Periodontics Restorative Dent 2001;21:149-159.
12. Duyck J, Naert IE, Van Oosterwyck H, Van der Sloten J, De Cooman M, Lievens S, et al: Biomechanics of oral implants: a review of the literature. Technol Health Care, 1997;5:253-273.
13. Eckert SE, Meraw SJ, Weaver AL, Lohse CM: Early experience with Wide-Platform MK II implants. Part I: Implant survival. Part II: Evaluation of

risk factors involving implant survival. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:208-216.

14. Fanuscu MI, Vu HV, Poncelet B: Implant biomechanics in grafted sinus: a finite element analysis. *J Oral Implantol* 2004;30:59-68.

15. Geramy A, Morgano SM: Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *J Prosthet Dent* 2004;92:434-440.

17. Gregory M, Murphy W, Scot J, Watson CJ, Reeve PE: A clinical study of the Branemark dental implant system. *Br Dent J* 1990;168:18-23.

18. Handelsman M: Treatment planning and surgical considerations for placement of wide-body implants. *Compendium* 1998;19:507-514.

19. Holmes DC, Loftus JT: Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 1997;23:104-111.

20. Jaffin RA, Berman CL: The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone. A 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62:2-4.

21. Langer B, Langer L, Herrmann I, Erug M: The wide fixture: A solution for special bone situations and rescue for the compromised implant. Part 1. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:400-408.

22. Lazzara RJ: Criteria For Implant Selection: Surgical and prosthetic considerations. *Prac Periodontics Aesthetic Dent* 1994;6:55-62.

23. Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F: Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent* 1992;68:96-102.

24. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U: Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. *J Maxillofac Surg* 2001;29:100-105.

25. Misch CE: *Contemporary implant dentistry* 2nd ed. Mosby, St Louis, London, Philadelphia, Sydney, Toronto, 1999;109-118.

26. Oschenbein C: A primer for osseous surgery. *Int Periodontics Restorative Dent* 1986;6:9-47.

27. Rangert B, Krough P, Langer B: Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:326-334.

28. Reiger MR, Adams WK, Kinzel GL: A finite element survey of eleven endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:457-465.

29. Sato Y, Shindoi N, Hosokawa R, Tsuga K, Akagawa Y: Biomechanical effects of double or wide implants for single molar replacement in the posterior mandibular region. *J Oral Rehabil* 2002;27:842-845.
30. 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;18:357-368.
31. Wang TM, Leu LJ, Wang HS, Li LD: 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* 2002;17:231-237.