

수직력하에서 임플란트 나사형태에 따른 응력의 3차원 유한요소법적 분석

김우택 · 차용두 · 오세종 · 박상수 · 김현우 · 박양호 · 박준우 · 이건주
한림대학교 의과대학 치과학교실 구강악안면외과

Abstract

THE THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS OF STRESS ACCORDING TO IMPLANT THREAD DESIGN UNDER THE AXIAL LOAD

Woo-Taek Kim, Yong-Doo Cha, Se-Jong Oh, Sang-Soo Park, Hyun-Woo Kim,
Yang-Ho Park, Jun-Woo Park, gun-Joo Rhee
Department of Oral & Maxillofacial Surgery, College of Medicine, Hallym University

There are three designs of thread form in screw type implants: V-thread, Reverse buttress thread and Square thread. The purpose of this study was to find out how thread form designs have an influence on the equivalent stress, equivalent strain, maximum shear stress and maximum shear strain and which design of thread form generates more maximum equivalent stress and strain. 3-D finite element analysis was used to evaluate the stress and strain patterns of three tread types.

The results of this study were as follow.

1. Under the 200N of axial load, the value of maximum equivalent stress is smallest in square thread and there is no significant difference between that of V thread and reverse buttress thread.
2. Under the 200N of axial load, the value of maximum equivalent strain is largest in V thread and smallest in square thread.
3. Under the 200N of axial load, the value of maximum shear stress is smallest in square thread and there is no significant difference between that of V thread and reverse buttress thread.
4. Under the 200N of axial load, the value of maximum equivalent strain is largest in V thread and there is no significant difference between that of square thread and reverse buttress thread.
5. Above results show that the square thread has special advantages in stress and strain compared with other thread types, especially in shear stress which is most determinant to implant-bone interface. Considering the superior biomechanical properties of square form implant, we presume that square form implant has better clinical results than the other types of implants in the same clinical conditions.

I. 서 론

치근형 임플란트는 자연치근을 대체하는 유용한 술식임에도 불구하고 교합압 및 구강내에서 발생하는 다양한 힘에 적응하는 면에서 자연치근과 분명한 차이점을 보이고 있다. 자연치는 치주인대를 갖고 있어 교합압 등의 응력이 작용될 때 법랑질, 상아질, 뼈아질을 거치며 분산된 응력이 치주인대의 점탄성의 성질로 인해 추가적인 완충작용을 갖게되는 반면, 치근형 임플란트는 자연치근과 같은 응력흡수조직이 없으므로 동일한 저작력 하

에서도 취약한 물리적 성질을 가지며 반복되는 교합력 등으로 인해 국소적 응력집중현상이 나타나 생역학과 관련된 많은 문제들이 발생하게 된다(Skalak, 1983; Reiger et al., 1991; Weinberg, 1993). 따라서 치근형 임플란트의 생역학적인 힘들을 적절히 주위조직에 분산시키는 것이 필요하며 이러한 적절한 힘의 분산은 가해지는 힘의 양상과 그 힘을 분산시킬 수 있는 임플란트와 골과의 접촉면적의 2가지 요소에 따라 결정된다 (Bidez & Misch, 1992). 응력이란 힘을 단위면적으로 나눈 것으로 어떤 하중이 가해졌을 때 하중이 가해지는 부분의 표면적을 넓힐 수 있다면 단위면적당 가해지는 응력을 감소시켜줄 수 있어 자연치와 달리 응력흡수조직이 없는 임플란트가 주위조직과 장기간 조화를 이루어 적응하면서 견딜 수 있게 되리라 생각된다.

임플란트로부터 발생하는 응력이 주위의 골로 전달되는 양과 형태는 임플란트 나사선의 기하학적인 형태의 고안에 따라 달라지는데 그 중 중요한 요소는 나사선의 피치, 형태, 깊이 등이 있다. 나사선의 피치는 그 수가 감소할수록 단위길이당 갯수가 증

김 우 택
134-701, 서울특별시 강동구 길동 445
한림대학교 의과대학 강동성심병원 치과 구강악안면외과
Woo-Taek Kim
Dept. of OMFS, Gangdong Sacred Heat Hospital, College of Medicine, Hallym Univ.
445, Gil-Dong, Gangdong-Gu, Seoul, 134-701, Korea
Tel : 82-2-2224-2332 Fax : 82-2-483-9647

가하기 때문에 표면적이 증가하며, 나사선의 형태에서는 역나사형이 당기는 힘에 저항성이 강하고 정방형이 교합력에 저항성이 강하며 전단응력에도 매우 강하다. 나사선의 깊이는 통상적인 임프란트에서 동일하지만 역 삼각형의 형태일 경우 보다 균일한 응력의 분포를 이룰 수 있다(Misch, 1999). 따라서 임프란트 형태적 고안은 재료학적, 물리적, 화학적, 기계공학적, 생물학적 등의 요소가 고려되어야 한다.

한편 골내의 내부 응력과 변형도에 대해 연구하는 방법은 Strain-Gauge법(Boresi & Schmidt, 1993), Holography 간섭법(Pyputniewicz & Burstone, 1978), 광탄성 응력분석법(김, 1997) 등이 있으나 이러한 방법에 의한 연구는 생체내에서는 실험하기가 어렵고 골내의 여러구조의 변형상태를 연구하는데 적절하지 않고 실험 모형과 실물의 동일한 내부 응력을 형성하기 힘들고 실험조작이 복잡하다는 단점이 지적되고 있다. 이러한 다양한 문제점들은 유한요소법이 개발되면서 해결될 수 있었는데, 유한요소법은 종래의 실험적 응력측정법으로 접근할 수 없는 난제들을 해결할 수 있는 공학적 수치해석법으로서 구조역학 분야에서 널리 사용되고 있다(Reiger, 1990). 이 방법은 하나의 모델이 완성되면 하중조건 및 경계조건이 설정이 자유롭고 구조물의 모든 점에 대한 응력을 분석할 수 있기 때문에 구조적으로 복잡한 생체역학의 연구에 많이 이용된다(Rohlmann et al., 1983; Shirazi et al., 1986). 현재는 컴퓨터의 발달로 인해 3차원 유한요소법이 생체역학 분야에도 소개되어 치의학의 많은 분야에 이용되고 있다. 이러한 유한요소법은 임프란트와 주위골과의 응력 및 변형율의 관계를 규명하는데 많이 이용되는데 Cook et al.,(1981)은 기하학적으로 동일하고 물성이 서로 다른 두 임프란트에 같은 수직력을 가했을 때 치경부에서 서로 다른 응력분포가 나타난다고 하였으며 Canay et al.,(1996)은 하악 제1대구치에 식립한 임프란트에 수직 및 수평부하를 가했을 때 치경부에서 가장 큰 응력을 유발한다고 하였고, Holmgren et al.,(1998)은 임프란트의 직경이 클수록 응력의 양이 감소하지만 식립되는 해부학적인 요인에 따라 조절이 필요하다고 주장하였다. Meijer et al.,(1996)은 하악골 전방부에 식립된 임프란트들에서 bar로 연결된 것과 그렇지 않은 것에서 동일한 하중을 가했을 때 발생하는 응력을 비교함에 있어 bar로 연결되어 있는 것이 하중이 분산되어 유리하다고 보고하였다.

위에서 살펴본 바와 같이 임프란트의 연구에 있어 유한요소법은 매우 유용한 방법의 하나로 본 연구에서는 현재 세계적으로 사용되고 있는 50여종 이상의 치근나사형 임프란트의 나사형태가 대체적으로 역나사형, 정방나사형, 표준나사형(V형)등 3가지 형태로 고안되어있는데 착안하여 이 3가지 나사형태를 유한요소모형으로 구성하여 치근나사형 임프란트에 장축방향으로 수직하중을 주었을 때 나타나는 응력을 3차원 유한요소분석을 통하여 비교 평가해 보고자 하였다.

II. 재료 및 방법

1. 유한요소모형의 설계

골유착된 10mm 높이의 지대치를 갖는 직경 4mm의 치근나사형 임프란트 고정체에 나사두께 : 0.433mm, 나사깊이 : 0.375mm, 피치길이 : 0.600mm, 나사갯수 : 12개를 각각 갖는 역나사형(나사각도 : 49.11°) 정방나사형(나사각도 : 3°), 표준나사형(나사각도 : 60°) 및 임프란트 모형을 만들었다. 본 연구에 사용된 나사각도는 각각의 회사에서 소개하는 나사형태의 기본적인 수치를 참고하여 적용하였고 동일한 조건을 주기위하여 나사두께, 깊이, 피치 및 나사갯수를 같게 고안하여 모형을 만들었다(Fig. 1. a, b, c).

유한요소 Model에 사용된 기준선은 임프란트의 장축에 평행하게 Y축을 설정하였으며 장축에 수직되는 평면에 각각 X 및 Z 축을 설정하였다.

각각의 Model에 사용된 Geometry는 다음과 같다(Fig. 2. a, b, c).

본 연구에 사용된 가상의 악골은 나사가 악골을 구성하는 재질 중 치밀골과 결합이 되어 있는 것으로 가정하였으며 임프란트와 골과의 접촉면은 완전히 골 유착된 것으로 가정하여 질점을 공유하도록 하였다. 치밀골의 물성(탄성계수 및 Poisson's ratio)은 Reilly & Bustin (1975)의 보고를 참조하였고 임프란트 재료인 Titanium의 물성(탄성계수 및 Poisson's ratio)을 적용시켜 유한요소 프로그램을 사용하였고 온도와는 무관한 것으로 가정하였다 (Table 1).

2. 연구방법

제작된 3가지 모형에 각각 200N의 하중을 정중앙에 임프란트의 장축을 따라 수직하중을 가하였다. 하중에 대한 유한요소법적 응력분석에는 압축응력(Maximal compressive stress), 인장응력(Minimal tensile stress) 및 등가응력(유효응력 Von Mises Equivalent stress)등의 다양한 종류가 있으나 본 연구에서는 수직하중에 대한 치근나사형 임프란트의 나사형태에 따른 나사주위에 생기는 응력값의 3차원적 비교연구를 통해 나사형태가 수직하중 시 응력값에 어떤 변화를 보이는지에 초점을 맞추고 있어 등가응력값의 결과만을 정리 비교하였으며 이들 응력 분포의 차이를 가시화하기위하여 응력의 크기에 따라 적색에서 청색까지 9단계의 색상으로 구분하여 그림으로 표시하였으며 응력의 양상은 모형을 X, Y, Z축으로 절단하여 전체적인 응력분포양상을 관찰 비교할 수 있도록 하였다. 또한 최대비틀림응력(Maximum shear stress)값을 비교하여 골에 어느 나사형태가 더 적은 최대비틀림 응력을 발생시키는 지를 알고자 하였다. 등가변형률(Equivalent strain)과 최대비틀림변형률(Maximum shear strain) 값도 비교하여 어느 나사형태가 임상적성공률에 더 유리한지를 파악하고자 하였다. 이러한 유한모형의 설계과정은 DesignSpace CAE 프로그램을 3D CAD와 같이 이용하여 설계하였고 ANSYS사의 DesignSpace automated FEA를 이용하여 해석하였으며 컴퓨터는 Sun-SPARC-Workstation을 사용하였다.

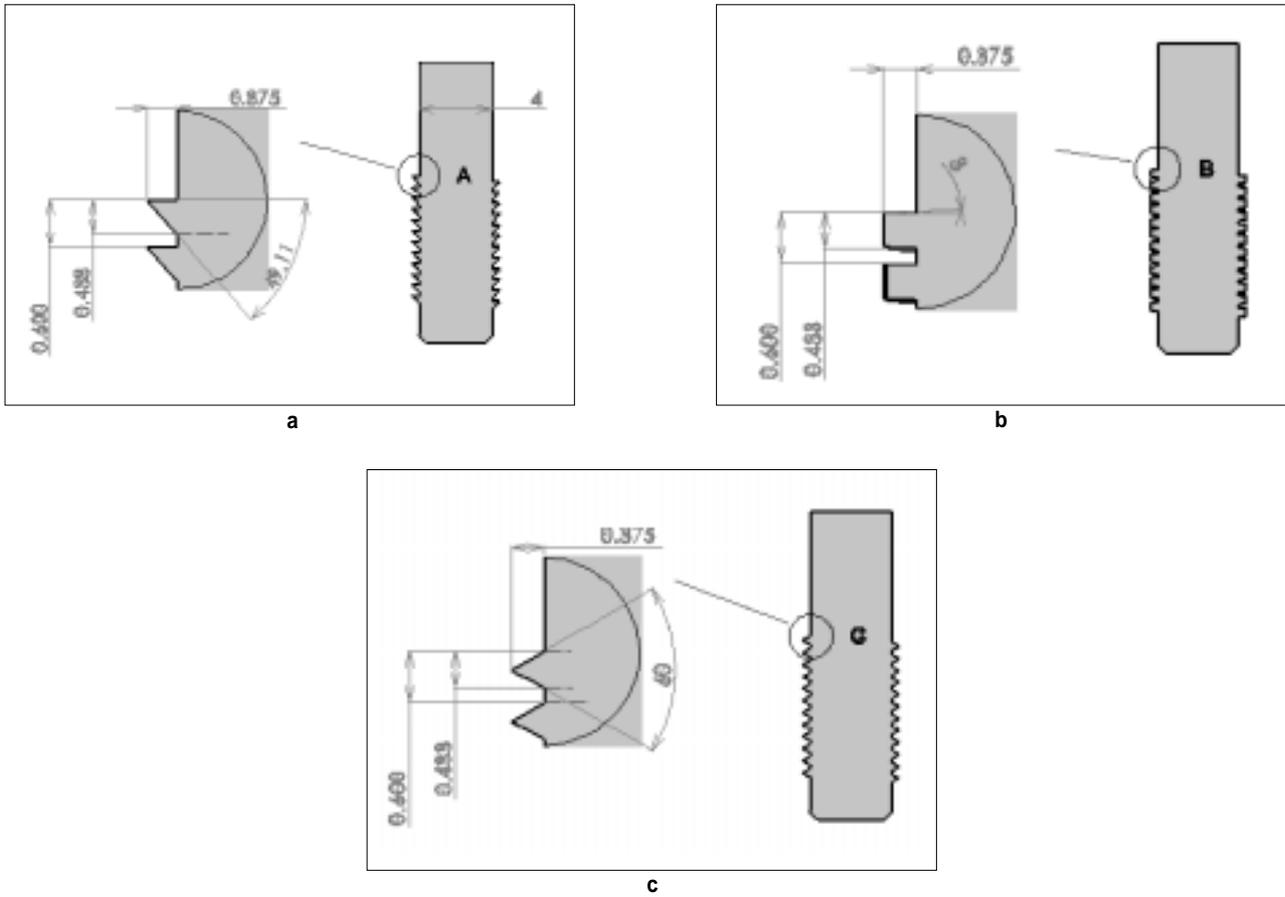


Fig. 1. Schematic drawings of three thread types. a : Reverse-thread(Sterioss, USA), b : Square-thread(Bio-horizone, USA) c : V-thread(Brånemark, Sweden)

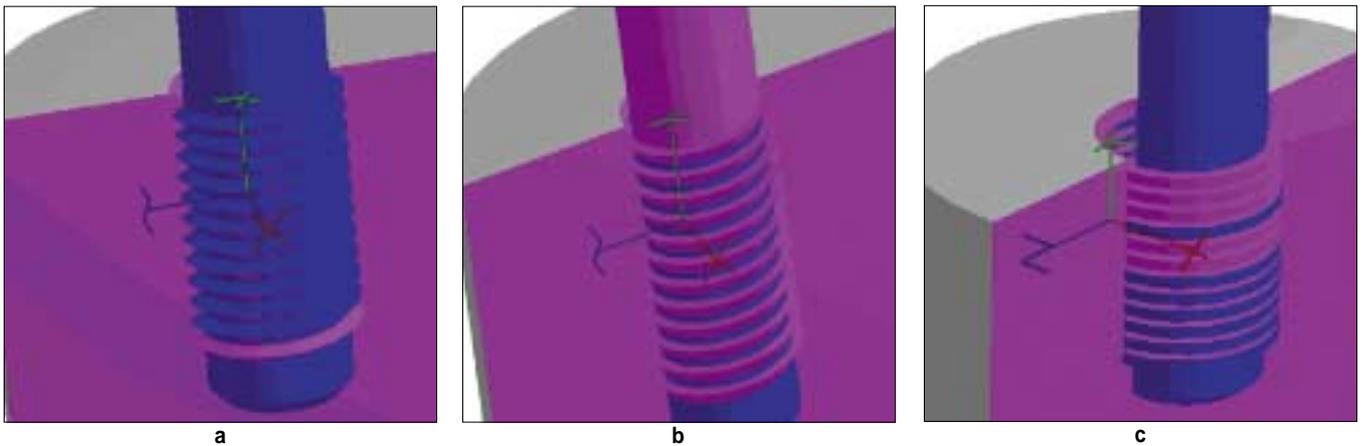


Fig. 2. Geometries three thread types. a : Reverse-thread(Sterioss, USA), b : Square-thread(Bio-horizone, USA) c : V-thread (Brånemark, Sweden)

Table 1. Mechanical Properties of Materials

Materials	Moduli of Elasticity	Form	Poisson's ratio
Condense bone	$1.36 \times 10^{10} \text{Pa}^*$	Temperature-independent	0.30
Titanium	$1.1 \times 10^{11} \text{Pa}^*$		0.35

Pa* : pascal, 1Pa=1N/m²

Ⅲ. 결 과

제작된 모형에 200N의 하중을 정중앙에 가했을 때 각각의 나사선에 대한 응력 및 변형율을 적색에서 청색까지의 9가지 색상으로 표현하였다.

각각의 나사선형태에 따라 등가응력, 등가변형률, 비틀림응력, 비틀림변형률 등을 그림으로 나타내었으며 각 나사선의 형태에 따라 최저의 응력 및 변형률은 파란색으로 최고의 응력 및 변형률은 빨간색으로 나타내었다. 그러나 동일한 색상일지라도 최고 및 최대값의 차이가 나기 때문에 그림으로 일괄비교는 어려우며 응력 및 변형률의 분포가 더 의미가 있는 것으로 평가하였다.

1. 등가응력(Equivalent Stress)

등가응력은 치경부에서 가장 크게 나타났으며 각각의 나사선 중 최대등가응력값은 정방나사형에서 가장 작았다. 가장 낮은 응력분포를 나타내는 색상인 파란색의 경우는 모두 응력값이 0이지만 최대응력을 나타내는 붉은 색의 경우 역나사형이 $2.48 \times 10^7 \text{Pa}$ 이며 정방나사형은 $1.94 \times 10^7 \text{Pa}$, 표준나사형은 $2.49 \times 10^7 \text{Pa}$

이고 정방나사형이 비교적 고른 응력분포를 보이고 있다(Fig 3 a, b, c, Table 2).

2. 등가변형률(Equivalent Strain)

등가변형률은 동일하중을 주었을 때 단위 길이당 변하는 길이의 차이를 말하는 것으로 최저변형은 파란색으로 세 나사선 모두 0m/m 였으며 최대 변형은 역사각형이 $8.12 \times 10^{-4} \text{m/m}$ 이고 정방나사형의 경우는 $7.86 \times 10^{-4} \text{m/m}$ 이며 표준나사형은 $17.2 \times 10^{-4} \text{m/m}$ 였다. 정방나사형의 최대 변형이 제일 적었으며 전체적인 분포도 양호함을 보인다(Fig. 4. a, b, c, Table 2).

3. 비틀림응력(Shear Stress)

비틀림응력은 임프란트와 골사이의 계면에서 일어나는 응력 중 가장 크게 임프란트의 실패에 영향을 주는 것으로 역시 각각의 나사형에 따라 최저응력은 파란색으로 최고응력은 빨간색으로 나타내었다. 최저비틀림응력은 세가지의 나사형 모두 0Pa 이고 최대비틀림응력은 역사각형의 경우 $1.43 \times 10^7 \text{Pa}$, 정방나사형

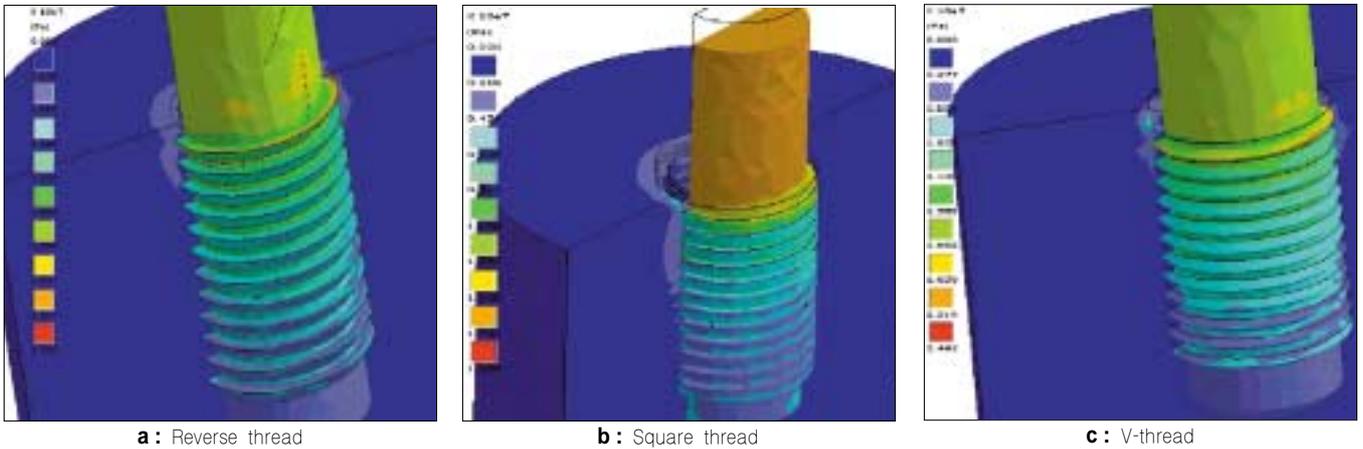


Fig. 3. Equivalent stresses of three thread types.

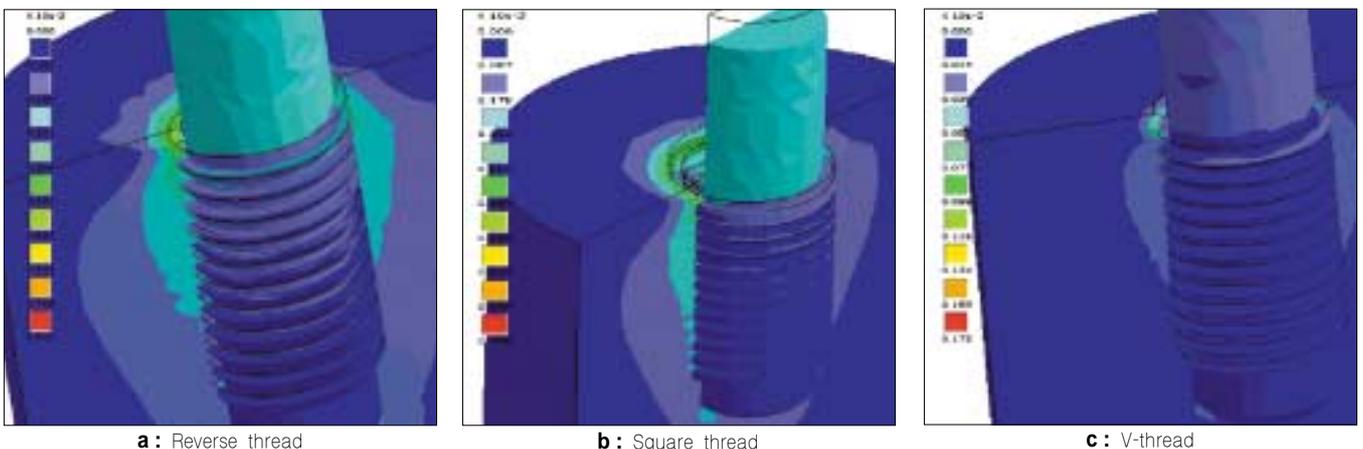


Fig. 4. Equivalent strains of three thread type.

은 $1.03 \times 10^7 \text{Pa}$, 표준나사형은 $1.43 \times 10^7 \text{Pa}$ 이었다(Fig. 5. a, b, c, Table 2).

4. 비틀림변형률(Shear Strain)

비틀림변형률은 비틀림응력에 대한 길이의 변화로 각 나사형태에 따라 최저값은 파란색으로 최고값은 빨간색으로 나타내었다. 각각의 나사형태에서 최저값은 0m/m였으며 최고값의 경우

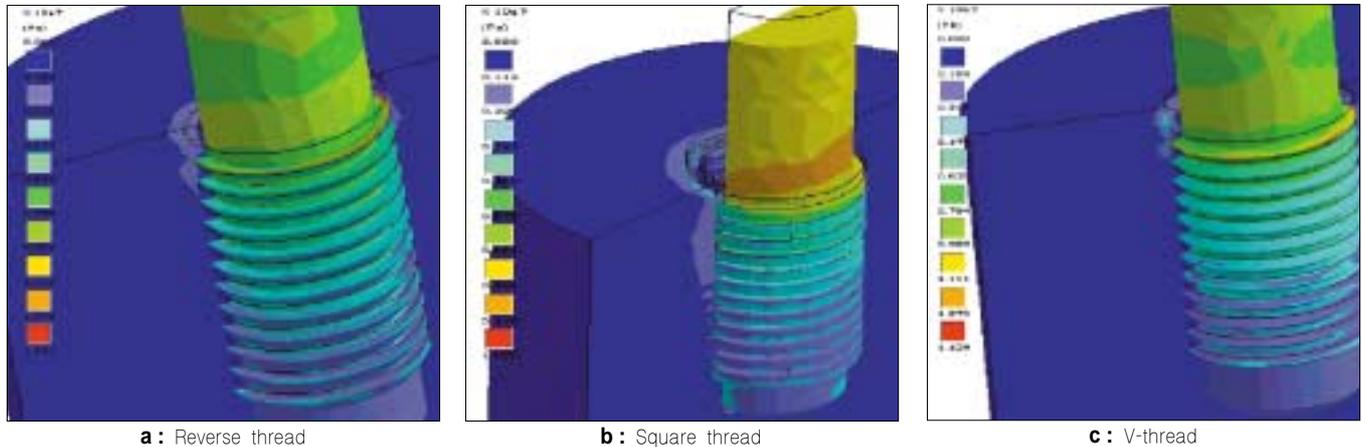


Fig. 5. Shear stresses of three thread type.

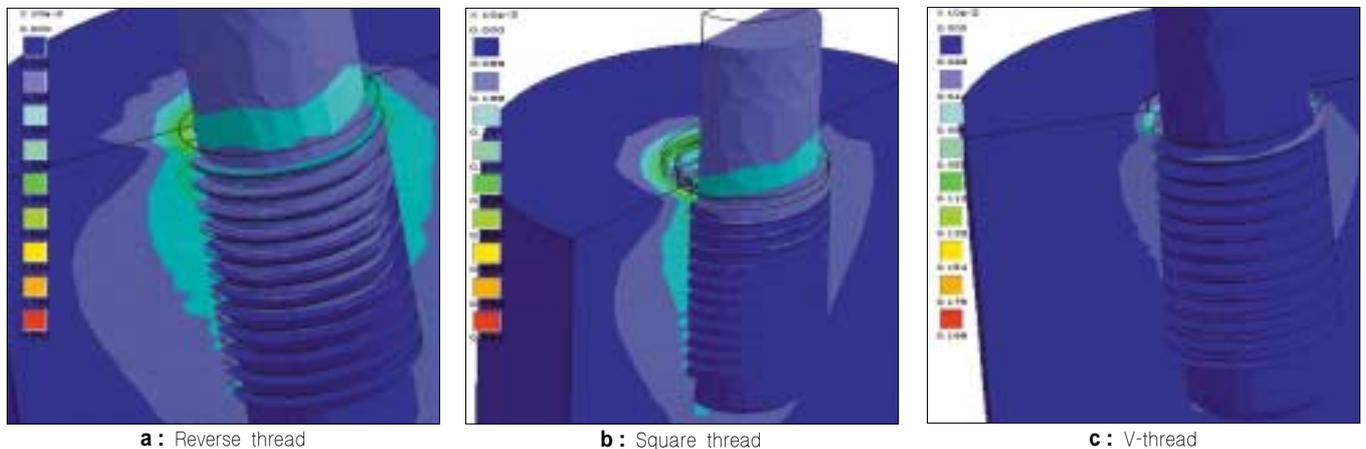


Fig. 6. Shear strains of three thread type.

Table 2. Results of measurements of three thread types

Type	Reverse thread	Square thread	V-thread
Stress&Strain			
Maximum Equivalent stress	$2.48 \times 10^7 \text{Pa}$	$1.94 \times 10^7 \text{Pa}$	$2.49 \times 10^7 \text{Pa}$
X axis stress	$7.4 \times 10^6 \text{Pa}$	$4.42 \times 10^6 \text{Pa}$	$6.43 \times 10^6 \text{Pa}$
Y axis stress	$1.68 \times 10^7 \text{Pa}$	$1.12 \times 10^7 \text{Pa}$	$1.01 \times 10^7 \text{Pa}$
Z axis stress	$8.07 \times 10^6 \text{Pa}$	$4.89 \times 10^6 \text{Pa}$	$9.53 \times 10^6 \text{Pa}$
Maximum Equivalent strain	$8.12 \times 10^{-4} \text{m/m}$	$7.86 \times 10^{-4} \text{m/m}$	$17.2 \times 10^{-4} \text{m/m}$
X axis strain	$8.8 \times 10^{-4} \text{m/m}$	$8.69 \times 10^{-4} \text{m/m}$	$1.06 \times 10^{-3} \text{m/m}$
Y axis strain	$2.13 \times 10^{-4} \text{m/m}$	$5.55 \times 10^{-4} \text{m/m}$	$8.88 \times 10^{-4} \text{m/m}$
Z axis strain	$9.17 \times 10^{-4} \text{m/m}$	$8.14 \times 10^{-4} \text{m/m}$	$9.74 \times 10^{-4} \text{m/m}$
Maximum shear stress	$1.43 \times 10^7 \text{Pa}$	$1.03 \times 10^7 \text{Pa}$	$1.43 \times 10^7 \text{Pa}$
Maximum shear strain	$8.91 \times 10^{-4} \text{m/m}$	$8.91 \times 10^{-4} \text{m/m}$	$19.9 \times 10^{-4} \text{m/m}$

역나사형이 $8.91 \times 10^4 \text{m/m}$ 이고, 정방나사형 역시 $8.91 \times 10^4 \text{m/m}$ 였으며 표준나사형의 경우가 가장 큰 $19.9 \times 10^4 \text{m/m}$ 이었다(Fig. 6 a,b, c, Table 2).

세가지의 나사선의 형태에 따른 항목별로 최고값은 Table 2에 정리하였다.

이 중 최대등가응력 및 최대비틀림응력을 X, Y, Z 각각의 축상에서 발생하는 최대응력 값을 살펴 보면 등가응력의 경우 X축에서 발생하는 응력은 정방나사형이 가장 작고 다음이 표준나사형, 역나사형의 순으로 나타났으며, Y축에서 발생하는 응력은 표준나사형, 정방나사형, 역나사형의 순으로 작게 나타났고, Z축상에서 발생하는 응력은 정방나사형이 다른 두 나사형에 비해 훨씬 적게 나타났고, 다음이 역나사형, 표준나사형의 순이었다.

최대등가 변형률의 경우에는 X축에서 발생하는 변형률은 정방나사형, 역나사형, 표준나사형의 순으로, Y축상에서 나타나는 변형률은 역나사형, 정방나사형, 표준나사형의 순으로 Z축상에서 나타나는 변형률은 X축에서 나타나는 순서와 동일하였다.

IV. 고 찰

임프란트가 Brånemark의 골 유착 개념에 의해 소개되어 무치악 환자에서 임프란트의 장기적인 성공이 보고된 이래(Adell et al., 1988) 임프란트의 적용범위는 점점 넓어지고 있다. 그러나 골질이 느슨한 경우에는 골질이 치밀한 경우보다 실패율이 더 높다(Brånemark et al., 1977). 똑같은 술식으로 임프란트 시술 및 보철물을 했을 때 상악전치부가 하악전치부보다 10%정도 성공률이 떨어지며(Adell et al., 1981) 하악 후반부가 전방부보다 실패율이 더 높으며(Schnitman et al., 1988), 가장 높은 실패율을 보이는 곳은 상악 구치부인데(Minsk et al., 1996) 이는 골질의 좋고 나쁨이 영향을 미치기 때문이며 대체적으로 하악 전방부가 후방부보다 골질이 더 좋으며 상악 후방부가 골질이 제일 떨어진다고(Misch, 1988; Misch, 1990).

이러한 골질은 골의 강도와 직접적으로 관계가 있으며(Carter & Hayes, 1976; Rice et al., 1988) 초기에 임프란트가 골과 유착되기 위한 기계적인 고정을 해 줄 뿐만 아니라 골과 유착된 후에도 보철물을 통해 전달되는 교합력 등을 임프란트와 골과의 접촉면을 통해 적절히 분산시키게 된다. 응력은 단위면적당 작용되는 힘으로 골과 임프란트의 접촉면을 통해 주로 분산되게 된다. 따라서 임프란트가 골과의 접촉면이 넓으면 넓을수록 생기는 응력도 작아지며 주위조직으로 잘 분산될 수 있게 된다.

따라서 골과의 접촉면적을 넓히기 위해 여러가지 방법들이 고안되었고 이 중의 하나가 치근나사형 임프란트의 나사형태를 변형시켜 표면적의 증대를 목적으로 개발된 임프란트들이 현재 환자들에게 시술되고 있다.

현재 치근나사형 임프란트의 나사형태는 크게 3가지 형태, 즉 역나사형, 정방나사형, 표준나사형으로 나뉘는데 Brånemark 임프란트(Sweden) 등의 나사형태는 표준나사형이고 Steriost(USA) 등은 역나사형의 형태를 가지고 있으며 BioHorizons(USA)은 정방형의 나사형태를 가지고 있다. 정방나사형의 형태는 원래 항

공우주공학에서 우주선이 대기권에 들어올때 받는 엄청난 기압 차에 의한 압력에 의해 나사가 풀리는 것을 방지하기 위해 고안된 것으로서 이를 Bidez & Misch(1992) 등이 치근나사형 임프란트의 나사형태로 응용하였다. 일반적으로 기계공학에서 표준나사형은 힘을 전달하는 데 쓰이는 것이 아니고 서로 다른 부분을 조일때 사용하였고 역나사형은 대공포와 같은 무기의 고정에 쓰여 바깥으로 빠져나오는 힘에 저항하기 위해 고안되었다(Singley & Mischke, 1989). 정방나사형은 나사형태가 사각으로 되어있어 골과의 결합력이 좋고 비틀림력을 제일 적게 발생시키는 것으로 알려져 있으며 어떤 보고에서는 표준나사보다 10배이상 비틀림력을 적게 발생시킨다(Strong et al., 1998). Branemark et al.(1998)은 임프란트의 외형자체가 임프란트로부터 주위조직으로 힘을 분산시키는데 주된요인이 된다고 하였으며 Rubin et al.(1984)은 임프란트 접촉면의 초기 결합각도는 임프란트와 골이 밀접하게 붙어있음에도 불구하고 비교적 낮으며 이 후 저작력 등에 의해 골이 압축력에 의해 놓일 때 골개조가 잘 일어난다는 것이 조직학 및 생체역학적으로 밝혀졌음을 언급하였다. 임프란트 나사형태는 특히 식립 후 즉시 힘을 가할때 아주 중요하게 되는데 압축력을 받는 표면이 넓을수록 힘의 분산이 잘되어 정방형나사형태가 두개체를 연결하는 것이 주된 목적인 표준나사형태보다 더 힘을 잘 분산시킨다(Singley & Mischke, 1989).

치근형 임프란트 나사의 기하학적인 형태를 구성하는 요소 중 나사의 피치, 나사의 깊이도 역시 형태만큼이나 중요하다. 나사의 피치는 나사선과 다음 나사선 사이의 거리를 나타내는 것으로 동일한 길이에서 나사의 피치가 작다는 것은 그만큼 더 나사선의 수가 많다는 것을 의미한다. 이는 또한 동일한 길이에서 골과 접촉하는 면적이 늘어나서 이 후 발생하는 응력을 감소시킬 수 있는 요인이 된다. 나사의 깊이란 임프란트의 중심축에서 나사선까지의 거리를 나타내는 것으로 통상의 임프란트는 치경부에서 치근부까지 나사선의 깊이가 일정하다. 그러나 저작시에 임프란트에 부하되는 응력이 치경부에 집중되는 것을 고려한다면 치경부와 치근부의 깊이를 달리하는 것이 유리하다. 즉, 치경부의 깊이를 더 깊게 하면 그만큼 골과 임프란트가 접촉하는 면적이 넓어져서 이 부위에 집중되는 응력이 감소된다.

본 연구에서도 정방형나사에서 최대비틀림응력이 제일 적게 나타나 Misch(1999)의 연구와 일치됨을 보여주고 있다. 또한 역나사형 정방나사형 및 표준나사형과 같은 나사형 임프란트에 똑같은 나사깊이, 두께, 피치, 갯수 등을 갖도록 같은 조건을 부여하여 유한요소모형을 만들어 임프란트 나사형태의 변화만으로도 발생하는 응력의 실질적인 변화가 있는지 규명하고자 하였다. 수직하중시 발생하는 응력의 크기를 3차원분석으로 살펴보면 X축에서는 역나사형, 표준형, 정방나사형의 순으로 높으며 Y축은 역나사형, 정방나사형, 표준나사형, Z축은 표준나사형, 역나사형, 정방나사형의 순으로 나타났으며 최대등가응력의 크기를 보면 표준나사형, 역나사형, 정방나사형순으로 나타났으나 표준나사형과 역나사형간에는 거의 차이를 보이지 않았으며 정방나사형만이 현저히 응력발생이 감소함을 보여주고 있다. 따라서 본 유한요소법에 의한 3차원적인 분석에서는 정방나사형이 표준형이

나 역사나형보다 수직하중에 최대등가응력이 더 적게 발생하는 것으로 나타나 응력발생면에서 다른 나사형태보다 유리하며, 비틀림응력도 제일 적게 나타나 임플란트 주위 골조직에 다른 나사형태보다 훨씬 유리한 임상적 결과를 나타낼수 있을 것이라고 사료된다.

V. 결 론

치근나사형 임플란트의 3가지 나사 형태를 유한 요소 모형으로 만들어 수직하중을 임플란트 장축을 따라 주었을때 3차원 유한 요소 분석을 한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 수직하중시 발생하는 최대등가응력은 정방나사형이 제일 적은 응력을 발생시켰으며 표준나사형과 역사나형과는 거의 차이가 없었다.
2. 수직하중시 발생하는 최대등가변형률은 표준나사형이 제일 변형률이 크게 나타났으며 역사나형, 정방나사형순으로 변형률이 적게 나타났다.
3. 수직하중시 발생하는 최대비틀림응력은 정방나사형에서 제일 적게 나타났으며 표준나사형 및 역사나형은 별다른 차이를 보이지 않았다.
4. 수직하중시 발생하는 최대비틀림변형률은 표준나사에서 제일 크게 나타났으며 정방나사형 및 역사나형은 별다른 차이를 보이지 않았다.
5. 수직하중시 발생하는 응력과 변형률을 살펴볼 때 정방나사형의 경우가 다른 나사형태보다 양호한 결과를 보이고 있다. 특히 임플란트와 골 사이에 가장 유해한 요소로 알려진 비틀림응력도 동일한 결과를 보이고 있어 동일한 조건하에서라면 정방나사형이 생체역학적인 측면에서 양호한 결과를 보일 것으로 추정된다.

참고문헌

1. 김광남, 치학연구 방법론, pp335-338, 서울대학교 출판부, 1997.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B et al: A15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaws, Int J Oral Surg 6:387-416, 1981.
3. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark P-I, Jemt T: A long term follow up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws, Int J Oral Maxillofac Implants 4:347-359, 1988.
4. Bidez MW, Misch CE: Force transfer concepts in implant dentistry: basic concepts and principles, J Oral Implant 18(3):264-274, 1992.
5. Boresi P, Schmidt R J, Advanced mechanics of materials(5th), pp584-587, Sigma Press Co., 1993.
6. Brånemark P-I, Hansson BO, Adell R : Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw - experience from a 10 year period, Stockholm Sweden ,1977 Almqvist and Wiksell Internat.
7. Brånemark R, Ohmell L-O, Skalak R : Biomechanical characteriza-

- tion of osseointegration: an experimental in vivo investigation in the beagle dog, J Orthop Res 16:61-69, 1998.
8. Canay S, Hersek N, Akpınar I & Asik Z, Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis, Quintessence Int, Vol. 27, pp.591,598, 1996.
9. Carter DR, Hayes WC: Bone compressive strength: the influence of density and strain rate, Science 194:1174, 1976.
10. Cook SD, Klawitter JJ & Weinstein AM, The influence of implant elastic modulus on the stress distribution around LTI carbon and aluminum oxide dental implants, J. of Biomed. Mat. Res., Vol. 15, pp 879-887, 1981.
11. 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 of Oral Impl., Vol. 14, No. 2, pp.80-88, 1998.
12. Meijer HJA, Starmans FJM, Steen WHA & Bosman F, Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional, finite-element study, J. of Oral Rehab., Vol. 23, 1996.
13. Minsk L, Polson A, Weisgold A et al: Outcome failures of endosseous implants from a clinical training center, Compendium 17(9):848-859, 1996.
14. Misch CE: Bone character: second vital implant criterion, Dent Today 39-40, June/July 1988.
15. Misch CE: Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive loading, Int J Oral Implant 6:23-31, 1990.
16. Misch CE, Contemporary Implant Dentistry, Mosby pp329-343, 1999.
17. Pryputniewicz R J, Burstone C J, The effect of time and force magnitude on orthodontic tooth movement, J Dent Res 58 : 1754-1764, 1979.
18. Reiger MR, Adams WK, Kinzel GL, A finite element survey of eleven endosseous implants, J Prosthet Dent, 63 : 457-465, 1990.
19. Reiger MR: Loading considerations for implants, Oral Maxillofac Surg Clin North Am 3(4):795-804, 1991.
20. Reilly DT, Burstein AH: The elastic and ultimate properties of compact bone tissue, J Biomech 8:393, 1975.
21. Rice JC, Cowin SC, Bowman JA: On the dependance of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density, J Biomech 21:155, 1988.
22. Rohlmann A, Mossner U, Bergmann G, Kolbel R, Finite -Element-Analysis and Experimental Investigation in a Femur with Endoprosthesis, J Biomechanis, 16(9) : 727-742, 1983.
23. Rubin CT, Lanyon LE: Regulation of bone formation by applied dynamic loads, J Bone Joint Surg Am 66A:397-402, 1984.
24. Schnitman PA et al: Implants for partial edentulism, J Dent educ 52:725-736, 1988.
25. Shiraji-Adl, AM Ahmed, SC Shrivastava, A finite element study of lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments, J Biomechanics, 19 : 331-350,1986.
26. Singley JE, Mischke CR:P mechanical engineering design, ed5, pp325-370, New york, 1989, McGraw-Hill.
27. Skalak R: Biomechanical consideration in osseointegrated prosthesis, J prosth Dent 49:843-848, 1983.
28. Strong JT, Misch CE, Bidez MW: Functional surface area: thread-form parameter optimization for implant body design, Compendium 19(3):4-9, 1998.
29. Weinberg LA: The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses, Int Oral Maxillofac Implants 8:19-31, 1993.