

다양한 마이크로쓰레드(Micro thread)의 개수를 가지는 임플란트의 상부구조물 형상과 하중조건에 따른 3 차원 유한요소해석을 이용한 하악골의 응력분포에 관한 연구

신하식*, 전흥재#, 한종현**, 이수홍***

Three-dimensional Stress Analysis of Implant Systems with Micro Threads in the Maxillary Bone

Ha-Shik Shin*, Heoung-Jae Chun#, Chong Hyun Han**, Soo Hong Lee***

ABSTRACT

A comparative study of stress distributions in the maxillary bone with three different types of abutment was conducted. Finite element analysis was adopted to determine stress generated in the bone with the different implant systems with micro threads (Onebody type implant, Internal type implant, and External type implant). It was found that the types of abutments and the number of micro threads have significant influence on the stress distribution in the maxillary bone. They were due to the difference in the load transfer mechanism and the size of contact area between abutment and fixture. Also the maximum effective stress in the maxillary bone was increased with increasing inclination angle of load. It was concluded that the maximum effective stress in the bone was the lowest by the internal implant among the maximum effective stresses by other two types of implants and by appropriate number of micro threads, and that the specific number of micro thread was existed to decrease the maximum effective stress in the maxillary bone due to different implant systems and loading conditions.

Key Words: Oneplant (원플란트), Implant (인플란트), Hexplant (헥스플란트), Micro thread (마이크로 쓰레드), Finite element analysis (유한요소해석), Stress distribution (응력분산)

1. 서론

치과용 임플란트(Implant)란 상실된 자연치아를 대신하여 골 내에 매식하는 인공치근을 말하며, 인접 자연치아의 보호, 심미적 안정 등의 장점으

로 인해 그 수요가 늘어나고 있다.¹

자연치아에서는 치주인대의 완충작용으로 골에서 적절한 응력분산이 생길 수 있으나 임플란트는 직접 골에 매식되어, 자연치아와 달리 적절한 응력분산이 되지 않을 수 있다.² 따라서 임플란트

*** 접수일: 2004년 8월 6일; 게재승인일: 2005년 1월 21일

* 연세대학교 대학원 기계공학과

교신저자: 연세대학교 기계공학부

E-mail hjchun@yonsei.ac.kr Tel. (02) 2123-4827

** 연세대학교 치과대학 보철학교실

*** 연세대학교 기계공학부

의 형상과 다양한 하중조건에 따라 하악골에 발생하는 응력분산에 관한 역학적 분석은 임플란트의 설계개선을 가져올 수 있다.

Rieger^{3,4} 등은 골유착성 임플란트의 성공을 위해서는 기능 시 발생하는 파괴응력이 턱뼈에 전달되지 않도록 보철물에 가해진 응력을 넓게 분산시킬 수 있는 디자인이 고려된 임플란트가 필수적이라 하였다. Clelland⁵ 등은 고정체 하단에 트임이 있는 임플란트와 임플란트를 둘러싼 하악골에 대한 3차원 유한요소 해석을 수행하였다. Siegele⁶ 등은 다양한 고정체(Fixture)의 형상에 대해 고정체를 둘러싸고 있는 골에서 발생하는 응력분포에 관해서 연구하였다. Pierrisnard⁷ 등은 핀(Pin)형과 원통형 고정체를 비교하였고, 핀형 고정체는 초기안정성에서, 원통형 고정체는 골에 발생하는 응력분포에 더 우수함을 밝혔다. Chun⁸ 등은 고정체의 형상 변수에 따른 하악골의 응력분포에 관해 연구하였고, 고정체의 길이와 직경이 증가하고 나사산 피치(Pitch)가 감소할수록 골에 발생하는 응력이 효과적으로 분산된다고 결론지었다. Holmgren⁹ 등은 나선형과 원통형 고정체에 대한 응력분포를 연구하였고, 나선형 고정체에 응력이 더 고르게 분포됨을 밝혔다. 나선형 임플란트의 기능적인 표면 면적은 나사의 형태에 따라 최소 30%에서 최고 500%만큼이나 원통형 임플란트보다 더 크며, 표면에서의 이런 증가는 임플란트-골 계면에 가해지는 응력을 감소시키고 또한 나사 형태에 의존하게 된다.¹ 마찬가지로, 고정체 상단에 위치한 마이크로쓰레드(Micro thread)의 기능은 임플란트의 기능적 표면을 증가시켜 마이크로쓰레드가 매식되는 치밀골에 가해지는 응력을 감소시킬 수 있다. 그러나 위의 연구들은 고정체의 형상에서 고정체의 상단에 위치하여 효과적인 응력분산을 위한 마이크로쓰레드에 대한 고려가 포함되지 않았으며, 지대주의 형상에 대한 고려가 포함되지 않았다. 임플란트 시스템의 종류별로 마이크로쓰레드의 개수에 따라, 지대주의 형상에 따라 임플란트 내부의 하중전달 메커니즘(Mechanism)은 변하게 되고, 하악골에 발생하는 응력분포 역시 변하게 된다. 따라서 임플란트의 종류별로 마이크로쓰레드의 개수에 따라, 지대주의 형상에 따라 하악골에 발생하는 응력분포의 차이를 연구하는 것은 필수적이라 하겠다. 이에 본 연구에서는 수직 및 경사하중을 가했을 경우, 고정체의 상단에 위치한 마이크로쓰

레드의 개수와 지대주의 형상이 하악골에 미치는 영향에 관하여 연구함으로써, 추후 하악골에 미치는 응력의 적절한 분산을 이루는 임플란트의 설계에 그 목적이 있다.

2. 본론

2.1 해석대상 및 재질특성

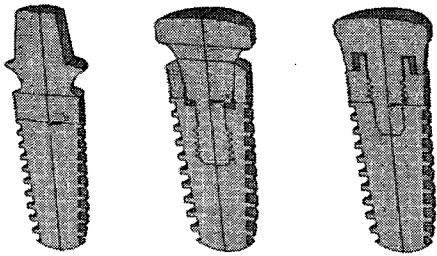
유한요소법¹⁰은 1956년 이후 항공기 구조의 디자인을 분석하기 위해서 항공우주산업 및 공학 분야에 다양하게 사용되었다. 또한 치의학 분야¹¹에서도 생체역학을 해석하기 위하여 일반적으로 인정되는 이론으로 채택되어 가고 있다. 또한 불규칙하고 복잡한 기하학적 형태와 다양한 물성치로 이루어지는 구조물에 대해 그 특성들을 모두 응력분석 과정 내에 내포시킬 수 있고, 정확한 응력의 크기와 방향까지 분석할 수 있으며, 변형 전과 변형 후 구조물의 형태를 비교할 수 있는 장점이 있다.

해석에 사용된 임플란트는 ㈜워랜텍 (Warantec, Seoul, Korea) 제품이며 지대주와 고정체가 내부적 결합 없이 하나의 구조물로 연결된 Onebody type (Oneplant, OP-TH-S11.5, Fig 1(a)), 지대주와 고정체가 테이퍼(Taper)진 형태로 결합된 Internal type (Inplant, IO-S11.5, Fig 1 (b)), 그리고 지대주와 고정체가 내부 조인트(Butt joint)로 결합된 External type (Hexplant, EH-S11.5, Fig 1(c))으로 분류된다. 결합방식에 따라 고정체의 내부 형상은 각각 다르지만, 외부 형상은 모두 11.5 mm의 길이와 4.3 mm의 직경을 갖는다. 또한 최적의 응력분산을 갖는 마이크로쓰레드의 개수를 평가하기 위하여, 마이크로쓰레드의 개수가 6, 7, 8, 그리고 9가 되는 4가지 경우로 달리하였다. 하악골은 치밀골(Cortical bone)과 해면골(Trabecular bone)로 분류되며, 지대주, 고정체, 치밀골, 그리고 해면골은 동질성(Homogeneity)과 등방성(Isotropic)을, 또한 물체는 모두 선형탄성(Linear elasticity)변형을 하는 것으로 가정하였다. 본 연구에 이용된 재료들의 기계적 물성치는 Table 1과 같다.^{12, 13, 14}

2.2 모델링

Fig. 2(a)는 유한요소해석에 사용된 Inplant의 지대주, 고정체, 치밀골, 그리고 해면골의 모델을 나타낸 것이다. Fig. 2(b)는 메쉬(Mesh)된 전체 모델

을 나타내며, 8 절점 요소(8-node iso-parametric element)를 사용하였다. Fig. 2(c)는 본 연구의 모델 중 Implant 를 나타내며, 지대주와 고정체의 결합부를 확대한 것이다.

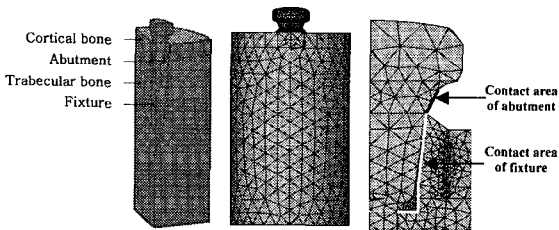


(a) Oneplant (b) Implant (c) Hexplant

Fig. 1 Schematic drawings of different abutment types used in this analysis

Table 1 Properties of materials used in the analysis

Material	Young's modulus [MPa]	Poisson's ratio
Titanium grade ELI (Abutment)	113,800	0.34
Titanium grade IV (Fixture)	114,000	0.37
Cortical bone	14,000	0.30
Trabecular bone	1,500	0.30



(a) Modeling (b) Meshing (c) Contact condition

Fig. 2 Schematic drawings showing osseointegrated implant system, maxillary bone, and finite element model with mesh generation

지대주와 고정체가 테이퍼 된 각의 차이로 인해, 결합의 형상이 지대주의 중간 부에서 고정체와 접촉하지 않는다. 이에 하중을 가할 경우, 지대

주와 접촉하는 고정체의 상부에서 슬라이딩 (Sliding) 효과를 고려할 필요가 있다. 따라서 Implant 의 경우, 결합부의 Contact 조건에 대한 해석을 수행하였다. 검정 실선은 지대주에, 흰 실선은 고정체에 Contact 요소를 적용한 것을 표현한다. Contact 요소는 Surface-to-surface contact element 를 사용하였다. Contact 요소 사용 시 마찰계수는 0.5 로 가정하였다.¹³

Fig. 3 은 마이크로쓰레드의 영향을 평가하기 위하여 쓰레드의 개수를 달리하여 나타낸 것이다. 마이크로쓰레드가 위치한 고정체 상단의 길이와 직경은 모두 같으며, 쓰레드의 피치 간격을 조절하여 쓰레드의 개수를 달리하였다.

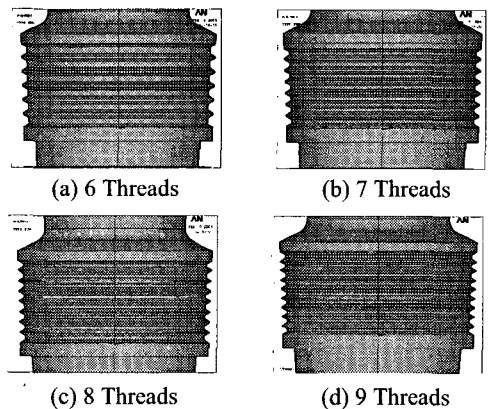


Fig. 3 Schematic drawing of different numbers of micro threads

2.3 경계 및 하중조건

Fig. 4 는 해석에 사용된 유한요소모델의 경계 조건과 하중조건을 나타낸 것으로, 경계조건으로는 임플란트가 매식된 골이 어떠한 방향으로든 변위가 발생하지 않도록 골의 바깥표면의 x, y, z 세 방향을 구속하였다. 골은 무한체에 삽입된 것과 같은 효과를 갖도록 설정하기 위하여 실린더 모형으로 모델링 하였다. 고정체와 골 사이의 계면은 골 유착 되었으며, 골 소실이 없는 것으로 가정하였다.

하중조건으로는, 수평하중 성분에 의해 발생하는 모우멘트 (Moment)에 대한 영향을 수직하중에 의한 영향과의 비교를 위해 경사하중을 고려하였으며, θ 가 0° 인 100 N 의 수직하중과 30° , 90° 인 100 N 의 경사하중을 가하였다.

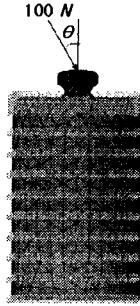


Fig. 4 Schematic drawing showing applied loading direction and boundary condition

3. 해석결과

본 연구에서의 모든 결과는 등가응력(Effective stress)으로 표현되었으며, 상대적 비교의 편리성을 도모하기 위하여 계산된 등가응력을 특정한 값으로 선정하여 8 단계 색상으로 표시하였다.

Fig. 5, 6, 7 은 하악골에 나타난 수직/경사하중과 마이크로쓰레드의 개수에 따른 최대등가응력(Maximum effective stress)을 표현한 것이다. 최대 등가응력은 하중조건에 따라 임플란트의 종류에 관계없이 모두 같은 위치에서 나타났다. 수직하중의 경우, 치밀골의 최상단, 고정체가 식립된 경계에서 대칭적으로 최대등가응력이 나타났으며, Oneplant 와 Hexplant 는 마이크로쓰레드가 7 개일 때, Inplant 는 9 개일 때, 하악골에 발생하는 최대 등가응력이 가장 낮게 나타났다. 30° 경사하중이 가해진 경우, 치밀골의 최상단, 하중이 작용하는 작용면의 우측경계에서 압축응력이 발생하며, 최대등가응력이 나타났다. Oneplant 는 마이크로쓰레드가 8 개일 때, Inplant 는 9 개일 때, Hexplant 는 7 개일 때, 하악골에 발생하는 최대등가응력(Maximum effective stress)이 가장 낮게 나타났다. 90° 경사하중, 즉, 순수수평하중이 가해진 경우, 마찬가지로 치밀골의 최상단, 고정체가 식립된 경계에서 최대등가응력이 나타났으며, 하중을 가한 방향에 따라 하중이 작용하는 작용면을 기준으로 매식된 고정체 주위의 우측에는 인장응력이 발생하고, 좌측에는 압축응력이 발생하였다. Oneplant 와 Hexplant 는 마이크로쓰레드가 7 개일 때, Inplant 는 9 개일 때, 하악골에 발생하는 최대등가응력이 가장 낮게 나타났다. 최대등가응력은 모두 같은 위치에서 발생하였으며, 수직하중의 경우, 고정체

의 식립부, 치밀골 상단에서 응력분포는 대칭적으로 나타났으며, 경사하중의 경우, 수직하중의 경우와 마찬가지로, 최대등가응력은 치밀골 상단에서 발생하였다. Table 2 는 마이크로쓰레드가 없는 경우, 수직하중 시 발생하는 하악골의 최대등가응력을 표현한 것이다. 마이크로쓰레드가 있는 경우에 비해 상대적으로 큰 수치를 나타내고 있다. 마이크로쓰레드가 있는 경우에 비해 상대적으로 큰 수치를 보이는 것은, 마이크로쓰레드에 의해 치밀골과 맞닿게 되는 임플란트의 계면의 기능적인 면적이 증가하며, 같은 하중을 받아도 임플란트의 기능적인 면적이 커지므로, 하악골의 최대등가응력을 낮아지게 된다. Inplant 의 경우, 임플란트가 식립된 치밀골의 계면 최상단에서 기하학적 형상의 차이로 인해, 응력집중의 효과가 Oneplant 나 Hexplant 에 비해 적어, 마이크로쓰레드의 개수가 증가함에 따라 최대등가응력이 낮아지는 경향을 보인다. 그러나, Oneplant 나 Hexplant 의 경우, Inplant 에 비해 기하학적 형상이 임플란트가 매식된 치밀골의 최상단 계면에서 응력집중이 발생하여, 하중조건에 따라 임플란트가 특정한 마이크로쓰레드의 개수를 가질 때, 치밀골에 발생하는 최대등가응력이 감소하는 경향을 나타냈다.

Table 2 Maximum effective stresses on maxillary bone generated by vertical load without micro thread [MPa]

	Oneplant	Inplant	Hexplant
Maximum Effective Stress	9.85	10.74	43.41

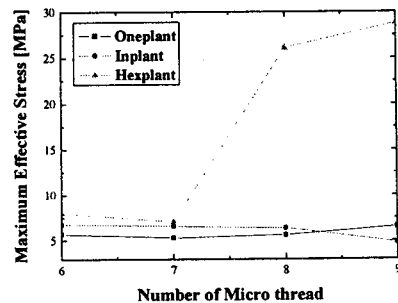


Fig. 5 Maximum effective stresses on maxillary bone generated by vertical load as function of number of micro threads

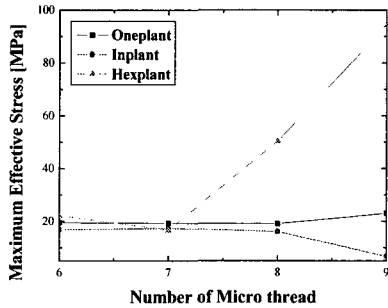


Fig. 6 Maximum effective stresses on maxillary bone generated by 30° inclined load as function of number of micro threads

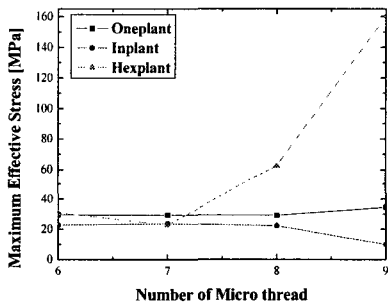


Fig. 7 Maximum effective stresses on maxillary bone generated by 90° inclined load as function of number of micro threads

Fig. 8 은 수직하중이 가해진 경우, 9 개의 같은 마이크로쓰레드 개수를 갖는 서로 다른 임플란트가 매식된 하악골의 단면을 결합부를 중심으로 확대하여 표현한 것으로서, 결합방식에 따른 임플란트 내부와 하악골에 발생하는 응력분포를 나타내고 있다.

각각의 임플란트는 기하학적 형상의 차이를 보이며, 이러한 기하학적 형상의 차이는, Oneplant 나 Hexplant 의 경우처럼, 치밀골의 응력집중현상을 나타내게 된다. Oneplant 의 경우, 지대주와 고정체가 일체로 결합되어 있어 고정체 내부에서나 골에서의 응력분포가 적절한 분산을 이루고 있다. 그러나 Inplant 와 달리 지대주와 고정체가 결합되는 끝 단이 치밀골에도 접촉되어 있어 결합부의 응력집중이 치밀골에 높은 영향을 주는 것으로 볼 수 있다. 또한 지대주와 고정체의 접촉면적이 Hexplant 의 경우에 비해 넓어, 임플란트 내부에

서 적절히 응력의 분산이 이루어져 치밀골에 발생하는 최대등가응력이 감소하였다.

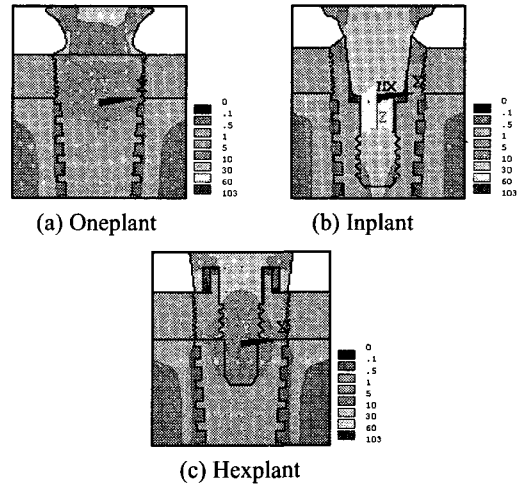


Fig. 8 Effective stress distributions with different abutment shapes [MPa]

Inplant 의 경우, 지대주가 고정체와 접촉하는 곳이 고정체가 치밀골에 매식되어 접촉된 곳과 거리를 두고 있어 매식체에서 전달되는 응력이 치밀골에 전달되기까지 고정체에 분산되어 타 종류에 비해 최대등가응력이 감소하게 된다. 또한 결합부의 슬라이딩의 효과로 인하여 고정체의 상단보다 지대주의 하단과 고정체 내의 지대주 접촉부에서 응력집중이 발생하게 되고, 임플란트 내부에서 응력분산이 발생한다. 따라서 치밀골에 발생하는 최대등가응력이 감소하게 된다. Hexplant 는 고정체와 지대주의 결합 시 고정체의 상단과 지대주 내부의 일정부분에서는 서로 접촉하고 있지 않으므로 서로 협소한 면적을 공유하며 임플란트 내부에서 적절히 응력을 분산시키지 못한다. 또한 Oneplant 와 마찬가지로 지대주와 고정체가 결합되는 끝 단이 치밀골에도 접촉되어 있다. 이에 협소한 접촉면적과 결합부의 공유에 의해 임플란트 내의 결합부의 응력집중이 치밀골에도 높은 영향을 미치게 된다. 위와 같은 이유로, 마이크로 쓰레드로 인해 임플란트의 기능적인 면적이 증가함에 따라, Inplant 의 경우에는, 치밀골에 발생하는 최대등가응력이 점차 감소하지만, Oneplant 나 Hexplant 의 경우에는 특정한 마이크로 쓰레드의 개수를 가질 때, 치밀골에 발생하는 응력이 최소가 되는 경향을 보인다.

Fig. 9, 10, 11 은 수직 및 경사하중 시, 임플란트 종류별로 최적의 응력분포를 갖는 마이크로쓰레드 개수를 선정하여, 하악골에 발생하는 응력분포를 나타내었다.

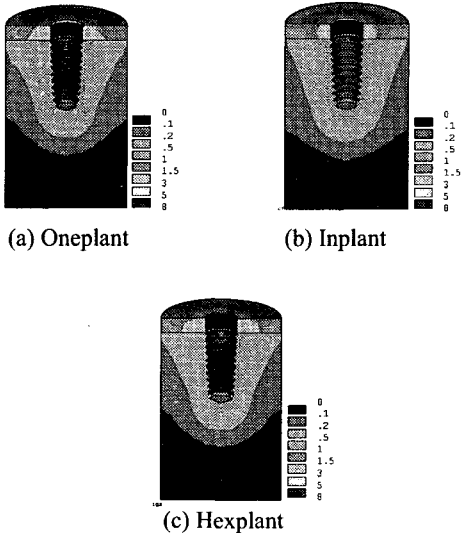


Fig. 9 Effective stress distributions on maxillary bone due to vertical load of 100 N [MPa]

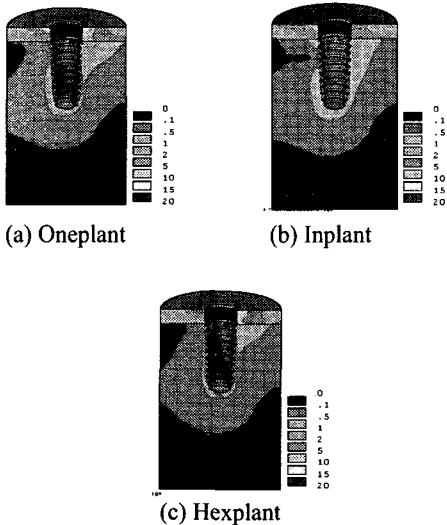


Fig. 10 Effective stress distributions on maxillary bone due to 30° inclined load of 100 N [MPa]

Oneplant 의 경우 수직 및 90°경사하중의 경우,

마이크로쓰레드가 7 개일 때 최적의 응력분포를 나타냈으며, 30°경사하중의 경우에는 8 개일 때 최적의 응력분포를 나타냈다. Inplant 와 Hexplant 의 경우, 하중조건에 관계없이 마이크로 쓰레드가 각각 9 개와 7 개일 때, 최적의 응력분포를 나타냈다. 이는 Oneplant 와 Hexplant 의 경우, 지대주와 고정체가 결합되는 끝 단이 치밀골에도 접촉되는 기하학적 형상에 기인하는 것으로 볼 수 있다. 마이크로쓰레드의 개수가 증가하면서, 임플란트의 표면적은 증가하여, 치밀골에 발생하는 응력은 감소해야 하나, 지대주와 고정체가 결합되는 끝 단이 치밀골에도 접촉되어 있어 결합부의 응력집중이 치밀골에 높은 영향을 주는 것으로 볼 수 있다. Inplant 의 경우에는, 이러한 경향을 나타내지 않고, 임플란트의 표면적이 증가함에 따라 같은 하중조건이 경우에도, 치밀골에 발생하는 응력이 감소함을 나타내게 된다.

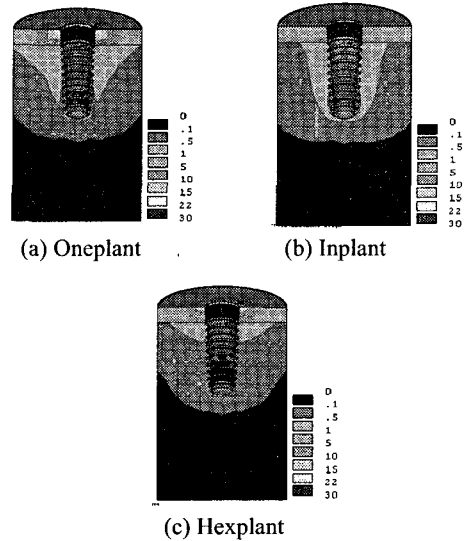


Fig. 11 Effective stress distributions on maxillary bone due to 90° inclined load of 100 N [MPa]

4. 결론

결론적으로 지대주의 종류에 따라 수직하중을 가하였을 경우, 하악골이 임플란트를 통해 받는 응력분포는 비슷한 경향을 갖지만, 경사하중을 가하였을 경우, 하악골에 발생하는 응력분포는 수직하중에 비해 차이를 보였다. 또한, 지대주와 고정

체가 결합되는 방식에 따라 최대등가응력은 차이를 보이며, 임플란트 종류별로 특정한 마이크로쓰레드의 개수에 따라 하악골의 응력이 적절하게 분산되었다. 또한 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 지대주의 형상에 따라 지대주와 고정체의 결합부에서 지대주와 고정체가 결합 시 접촉하는 면적이 넓어질수록 임플란트 내에서 적절한 응력분산을 이룰 수 있었다.
2. 수직하중보다 경사하중을 가한 경우, 경사하중의 수평하중성분에 의해 발생하는 모우멘트의 영향으로 하악골에 발생하는 최대등가응력의 크기가 증가했다.
3. 마이크로 쓰레드의 개수가 증가함에 따라, 임플란트의 기능적인 면적의 증가로 인하여 하악골에 발생하는 응력은 감소하는 경향을 보여야 하나, Oneplant 나 Hexplant 의 경우, 치밀골의 응력집중 현상으로 인하여, 특정한 마이크로 쓰레드의 개수를 가질 때, 하악골에 발생하는 응력이 최소가 되는 경향을 보였다.
4. Inplant 와 같이, 지대주와 고정체의 결합부가 치밀골에 접촉하지 않고, 고정체 내에서 응력분산이 발생하여, 상대적으로 치밀골에서 응력집중의 효과가 적은 경우, 마이크로 쓰레드의 개수, 즉, 임플란트의 표면적이 증가함에 따라 하악골에 전달되는 응력의 크기가 감소하는 경향을 보였다.

후 기

본 연구는 한국과학재단 기초과학연구사업 특정기초연구의 지원에 의하여 이루어진 것임.

참고문헌

1. Misch, C. E., "Contemporary Implant Dentistry," ed. 2 Missouri, Mosby, 1999.
2. Holmes, D. C., William, R. G., Vijay, K. G., John, C. K., "Comparison of Stress Transmission in the IMZ Implant System with Polyoxymethylene or Titanium Intranmobile Element : A Finite Element Stress Analysis," Int. J. Oral Maxillofac Implants, Vol. 7, pp. 450-458, 1992.
3. Rieger, M.R., Adams, W. K., Kinzel, G. L. and Brose, M.D., "Alternative Materials for Three Endosseous Implants," J. Prosth. Dent., p. 317, 1989.
4. Rieger, M. R., Adams, W. K., Kinzel, G. L., "A Finite Element Survey of Seven Endosseous Implants," J. Prosth. Dent., Vol. 63, pp. 457-465, 1990.
5. Clelland, N. L., Ismail, Y. H., Zaki, H. S., Pipko, D., "Three-dimensional Finite Element Stress Analysis in and around the Screw-Vent Implant," Int. J. Oral Maxillofac. Implants, Vol. 6, pp. 391-398, 1991.
6. Siegele, D., "Numerical Investigations of the Influence of Implant Shape on Stress Distributon in the Jaw Bone," Int. J. Oral Maxillofac. Implants, Vol. 4, pp. 333-340, 1989.
7. Pierrisnard, L., Hure, G., Barquins, M., Chappard, D., "Two Dental Implants Designed for Immediate Loading: A Finite Element Analysis," Int. J. Oral Maxillofac. Implants, Vol. 17, pp. 353 - 362, 2002.
8. Chun, H. -J., Cheong, S. -Y., Han, J.-H., Heo, S.-J., Chung, J.-P., Rhyu, I.-C., Choi, Y -C., Paik, H.-K., Ku, Y., Kim, M., "Evaluation of Design Parameters of Osseointegrated Dental Implants Using Finite Element Analysis," J. of Oral Rehabilitation , Vol. 29, pp. 565-574, 2002.
9. Holmgren, E. P., Seckinger, R. J., Kilgren, L. M., "Evaluating Parameters of Osseo-integrated Dental Implant Using Finite Element Analysis a Two-dimensional Comparative Study Examining the Effects of Implant Diameter, Implant Shape, and Load Direction," J. of Oral Implantology, Vol. 24, 1998.
10. Ziennkiewics, O. C., "The Finite Element Method in Engineering Science," ed. 4 New York, McGrawHill, 1989.
11. Tanne, K., Burstone, C. J., Sakuda, M., "Bio-mechanical Responses of Tooth Associated with Different Root Lengths and Alveolar Bone Height: Changes of Stress Distributions in the PDL," J. Osaka Univ. DentSchool 29:17-24, 1989.
12. Boyer, R., Welsch, G. and Collings, E. W., "Materials Properties Handbook: Titanium Alloys," eds. ASM International, Materials Park, OH, 1994.
13. Merz, B. R., Hunenbart, S., "Mechanics of the Implant-Abutment Connection: An 8-Degree Taper Compared to a Butt Joint Connection," Int. J. Oral

Maxillofac. Implants, Vol. 15, pp. 519-526, 2000.

14. Park, D. N., Chun, H.-J., Han, C. H., Heo, S. J., Choi, S. H., Koak, J. Y., "Stress Distributions in Jaw Bone Surrounding Implants with Different Implant Overdenture Attachment," Proc. of the KSPE Spring Annual Meeting, Vol. 1, pp. 147-150, 2003.