내측 연결형 임플란트 지대주의 체결부 길이 변화에 따른 비선형 유한요소법적 응력분석

연세대학교 대학원

치 의 학 과

이 용 상

내측 연결형 임플란트 지대주의 체결부 길이 변화에 따른 비선형 유한요소법적 응력분석

지도 한 동 후 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2014년 12월 일

연세대학교 대학원

치 의 학 과

이 용 상

이용상의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 한 동훈 인

심사위원 김 선재 인

심사위원 박 영범 인

연세대학교 대학원

2014 년 12 월

감사의 글

석사과정 동안 보람 있게 생활할 수 있도록 배려해주시고, 논문 작성에 아낌없는 지도와 격려를 주신 한동후 지도 교수님과 논문 심사에서 통찰력 깊은 조언을 주신 김선재 교수님과 박영범 교수님께 진심으로 감사 드립니다.

항상 도움을 주시는 인하대학교병원 치과진료센터 오남식교수님과 어려운 실험을 끝까지 할 수 있도록 도움을 주신 강경탁 박사님께도 감사를 드립니다.

많은 조언과 지도를 주시는 중앙보훈치과병원 박필규 원장님과 중앙보훈치과병원 모든 선생님들께도 감사의 말씀을 전합니다.

늦게 시작한 막내아들의 공부에 기쁜 마음으로 아침을 차려주시며 돌봐주시는 아버지, 어머니께 사랑과 존경을 드립니다. 마흔 살이 다된 사위를 안타까운 마음으로 걱정해주시고, 응원해주시는 장인어른과 장모님께 사랑과 존경을 드립니다.

언제나 곁에 있으면서 변치 않는 힘이 되어준 사랑하는 아내 임아미와 바쁘다는 핑계로 같이 놀아 주지 못해도 아빠를 너무 좋아해주는 나의 소중한 네 딸, 주영이, 민영이, 준영이 그리고 윤영이에게도 감사와 사랑을 전하고 싶습니다.

마지막으로, 나의 근원 되시는 하나님께 사랑과 감사의 경배를 올려드립니다.

2014 년 12 월

이용상 드림

차 례

그림 차례 ····· ii
표 차례 ····· iii
국문요약 ····· iv

Ⅰ. 서론 ····· 1

II. 재료 및 방법 ····· 4
1. 실험 모형 ····· 4
2. 유한요소 모델의 설계 및 해석 ····· 6
3. 하중조건 및 경계조건 ····· 6
4. 골과 재료의 물성치 및 실험 설정 ····· 7

III. 연구결과 ····· 9
1. 고정체의 응력분산 ····· 9
2. 지대주의 응력분산 ····· 10
3. 나사의 응력분산 ····· 11
4. 골의 응력분산 ····· 12
5. 전체의 최대 응력 값 ····· 13

IV. 고찰 ····· 16

V. 결론 ····· 21

참고문헌 ····· 22
영문요약 ····· 28

그림 차례

Figure 1. Two placements of fixture top relative to crest level of residual ridge ···· 5
Figure 2. Geometry of CAD model of bone ····· 5
Figure 3. Mesh models of fixture and abutment and screw and bone ····· 6
Figure 4. Direction and magnitude of oblique loading ····· 7
Figure 5. von Mises stress distribution in the fixtures of all models ····· 10
Figure 6. von Mises stress distribution in the abutments of all models ····· 11
Figure 7. von Mises stress distribution in the screws of all models ····· 12
Figure 8. von Mises stress distribution in the bones of all models ····· 13
Figure 9. Bar graph of maximum von Mises stress of model No. 1 and No. 2 and No. 3. ····· 14
Figure 10. Bar graph of maximum von Mises stress of model No. 4 and No. 5 and No. 6. ····· 14
Figure 11. Line graph of sums of maximum von Mises stresses of all components depending on connection length and placement of fixture top ····· 15

표 차례

Table 1. Classification of models ····· 4
Table 2. Mechanical properties of materials ····· 8

국문요약

내측 연결형 임플란트 지대주의 체결부 길이 변화에 따른 비선형 유한요소법적 응력분석

임플란트 치료에서 나사 풀림과 고정체, 지대주, 나사의 변형 또는 파절 및 임플란트 주위 골의 흡수 등의 합병증들은 여전히 발생하고 있다. 고정체-지대주-나사 간의 연결 방식과 이에 따른 응력분산은 다양한 임플란트 합병증과 연관되어 있을 것으로 생각된다. 하중이 주어질 때 고정체-지대주-나사에서 효율적으로 응력이 분산된다면, 임플란트 각 부분에서와 골로 전달되는 최대 응력 값이 줄어들 것으로 유추할 수 있다. 그리고, 각 부위에서 발생되는 최대 응력 값이 줄어든다면 임플란트 합병증 예방에 도움이 될 것이다.

본 연구에서는, 원추형 사면과 육각 기둥 형태의 회전저항구조를 갖는 내측 연결형 임플란트에서 지대주의 체결부 길이가 2.5mm, 3.5mm, 4.5mm 인 경우와 각 경우에서 고정체 상단이 골정과 같거나 골정 보다 2mm 상방에 위치할 때를 상정하여, 유한요소분석을 위한 모델을 총 6 개 형성하였다. 각 경우에서 170N 의 30 도 경사하중을 적용하였을 때 고정체, 지대주, 나사 및 골에서의 응력분포에 어떤 변화가 나타나는지 평가해 보고자 하였다. 연구의 결과는 다음과 같다.

1. 모든 경우, 임플란트는 고정체와 지대주의 체결 상단 부위에서, 주위 골에서는 골정 부근에서 최대 응력 값을 나타냈다.
2. 지대주의 체결부 길이가 길어질수록, 주어진 하중에서 발생되는 고정체, 지대주, 나사 및 골에서의 최대 응력 값은 줄어들었다.
3. 고정체 상단이 골정과 동일한 높이에 있는 경우 보다 골정 2mm 상방에 위치하는 경우에서 지대주의 체결부 길이가 길어질수록 모든 부위에서 더 큰 비율로 최대 응력 값의 감소를 나타내었다.

이상의 결과로, 지대주의 체결부 길이가 길어질수록 모든 부위에서 주어진 하중에 따른 최대 응력 값이 줄어드는 것을 알 수 있었고, 임플란트의 기계적 및 생물학적 합병증 예방에 도움이 될 수 있을 것으로 판단된다.

핵심 되는 말: 임플란트, 체결부 길이, 최대 응력 값, 응력분산, 유한요소분석

내측 연결형 임플란트 지대주의 체결부 길이 변화에 따른 비선형 유한요소법적 응력분산

<지도교수 **한 동 후**>

연세대학교 대학원 치의학과

이 용 상

Ⅰ. 서 론

최근 많은 연구에서 임플란트의 높은 성공률이 보고되고 있지만,[1] 나사 풀림, 임플란트 주위 골 소실, 임플란트 고정체와 지대주 그리고 나사의 파절 등의 합병증을 동반하는 임플란트 실패는 여전히 발생되고 있다.[2]

임플란트의 실패를 정의할 때, 현재 모든 임플란트 학자가 동일하게 적용하는 기준은 없는 상태이지만 2008년 PISA consensus에서는 기능 중에 발생하는 통증, 동요도, 방사선 사진상에 임플란트 길이의 절반이상의 골소실, 조절되지 않는 삼출물, 발거된 임플란트 등의 기준을 제시하였다.[3] 또한 임플란트의 실패는 발생하는 시기에 따라서, 골유착 전 실패인 조기 임플란트 실패와 골유착 후 실패인 지연 임플란트 실패로 구분하기도 하며[4], Sakka 등은 고정체의 초기 고정성 부족, 수술 중 외상, 수술 중 오염, 그리고 교합 과부하 등에 의한 임플란트의 조기 실패가 많은 부분을 차지한다고 하였다.[5]

임플란트가 실패할 때, 고가의 재치료 비용이 들고, 외과적인 치료가 추가되어야 하는 힘든 경우가 많기 때문에, 임플란트의 성공에 비해 실패의 비율이 낮다 하더라도, 이에 대한 역학적 원인 분석과 극복 방안에 대한 연구는 활발히 진행되고 있다.[5-7]

임플란트의 여러 가지 합병증들은 임플란트 실패와 밀접한 관계를 갖는 것으로 생각되는데, 합병증들은 생물학적인 것과 기계적인 것으로 나누어 볼 수 있다.[1] 그러나, 각각의 합병증들의 발생 원인을 정확히 규명하기는 어렵고, 여러 원인이 복합적으로 작용하여 문제가 발생하는 것으로 알려져 있다.[8] 그중에서, 기계적인 합병증인 나사 풀림 및 고정체, 지대주, 나사의 변형 또는 파절은 저작력 부하 및 임플란트 내외부로의 응력분산과 관련 있는 것으로 연구되었다.[9, 10] 생물학적 합병증인 임플란트 주위 골 소실의 원인으로는 임플란트 주위 치태에 의한 염증의 존재 유무와 저작력 부하의 크기와 방향에 따른 골의 변형과 미세파절에 의한 상관관계가 연구되고 있다.[11-13]

임플란트에서 응력분산에 관계되는 요소로는, 임플란트 직경, 임플란트 길이, 임플란트 경부 디자인, 고정체와 지대주의 연결 방식, 임플란트 재료의 종류, platform switching의 여부 등을 생각해 볼 수 있다.

Merz등은 유한요소분석으로, 외부 연결형 임플란트에서 응력의 분산은 주로 나사를 통해서 이뤄지며, 나사에 높은 응력이 집중되는 반면에, 내부 연결형 임플란트에서는 고정체와 지대주의 벽면으로 응력이 분산된다고 하였다.[14] Himmlova등은 유한요소분석 실험을 통해 임플란트의 길이 보다는 직경이 주변 골로의 응력분산에 더 유의한 영향을 미치는 것으로 나타내었고,[15] Hudieb등은 유한요소분석 실험으로 미세나사선을 갖는 임플란트에서 최대 압축응력은 더 높지만, 최대전단응력이 더 적고, 4000 μm 스트레인 이상을 나타내는 골의 면적이 더 작기 때문에 임플란트 주위 골의 보존에 더 유리할 것으로 보고하였다.[16] Cehreli등은 일체형 임플란트가 분리형 임플란트 보다 경사하중에서 나타내는 최대응력 값이 더 작은 것을 유한요소분석으로 나타냈다.[17] Asvanund등은 광탄성 실험을 통해서 외부연결 방식 보다 내부연결 방식의 임플란트에서 주변 골에서의 최대응력 값이 줄어드는 것을 나타내었다.[18]

Balik등은 유한요소분석으로 고정체와 지대주의 여러 가지 연결 방식들 중에서 원추형 내측 결합 방식이 다른 결합 방식들 보다 생역학적으로 안정된 보철적 옵션을 제공할 수 있다고 하였다.[19] Schmitt등은 원추형의 내부 연결방식은 지대주 적합도, 안정성, 그리고 봉인 기능(seal performance)에서 다른 고정체-지대주 연결방식 보다 더 우수한 결과를 나타낸다고 하였다.[20]

원추형 내부연결 방식에서도 지대주의 체결부 길이 및 세부적인 설계를 다르게 하여 효율적인 응력분산을 유도하기 위한 연구들이 진행되고 있다. Chu등은 내부 연결

방식의 임플란트에서 지대주의 두께, 길이 그리고 체결부 경사면의 각도를 달리 하여 유한요소분석을 실험하였다. 그 결과, 지대주의 체결부 경사면 각도의 변화는 주변 골에서의 최대응력 값에 거의 영향이 없었고, 지대주의 두께가 줄면서 고정체의 벽면 두께가 증가될수록 그리고 지대주의 체결부 길이가 길수록 주변 골에서의 최대응력 값은 줄어들었다고 보고하였다.[21] 정 등은 유한요소분석을 이용하여 임플란트에 굽힘 모멘트를 유발하는 하중이 발생할 경우 지대주와 식립체 간에 체결 깊이가 깊을 때 지대주와 고정체에 발생하는 최대 응력 값의 크기가 감소했다고 하였다.[22] 반면, 김 등은 내측 연결 임플란트에서 지대주의 체결부 길이에 따른 하중 적용 후 나사의 풀림력에 대한 실험을 하여, 지대주의 체결부 길이와 나사 풀림력 사이에 유의한 연관성이 없다고 보고하였다.[23]

유한요소분석법은 지난 20여년 동안 임플란트 및 주위 골에서의 응력분산을 연구하는데 유용한 방법으로 사용되어 왔는데, 이는 기하학적으로 복잡한 임플란트와 주위 골을 분석하는데 적합한 방법이기 때문이다.[24]

하지만, 유한요소분석법을 이용하여 임플란트의 응력분산을 연구한 기존의 연구들은, 특별한 변수를 두지 않고 기성 임플란트 간의 비교를 하거나 일체형 지대주가 나사모양이 생략된 것으로 디자인하는 등 모형이 단순화된 모델을 사용한 한계가 있었다.

본 연구에서는, 임플란트와 지대주 및 나사로 구성되는 분리형 지대주를 상정하고, 실제적인 설계도면을 반영한 3차원 모델링과 비선형 유한요소분석을 사용하였으며, 지대주의 체결부 길이 및 고정체 상단과 골정 사이의 거리를 변수로 삼았다. 임플란트 고정체 상단의 위치가 골정과 같은 높이인 경우 또는 골정 2mm 상방에 위치하는 경우로 상정하였는데, 고정체 상단이 골정 보다 2mm 상방에 위치하는 경우는 변연골이 2mm 흡수된 경우를 가정한 것이다.

본 연구에서는, 상기한 각각의 조건에서 임플란트에 하중이 적용되었을 때 고정체-지대주-나사 복합체 및 골에서의 응력분포의 변화가 어떻게 나타나는지 평가해 보고자 하였다. 연구의 목적은 지대주의 체결부 길이의 변화를 통해 응력분산과 이에 연관된 임플란트의 합병증을 감소시키기 위한 방안을 모색해 보는 것이었다.

Ⅱ. 재료 및 방법

1. 실험모형

본 연구에서 기본 모델로 사용된 임플란트는 내측 연결형 임플란트 (S-clean, Dentis, Deagu, korea)이다. 고정체는 상단 직경 4.8mm, 총 길이 13mm 이며 경부에는 미세나사선이 설계되어 있으나, 응력분산에 있어서 그 역할이 명확히 규명되지 않았기 때문에 실험모델에서는 미세나사 부위를 편평하게 수정하였다. 고정체 내측에는 1.5mm 의 길이와 11 도의 모오스 테이퍼를 갖는 고정체-지대주 체결부의 원추형 사면이 있다. 이에 맞닿는 지대주는 원추형 사면 하부에 이어지는 육각 기둥형태의 회전방지구조(hexagonal index)가 있고, 지대주와 지대주 나사로 이뤄지는 분리형 지대주가 실험에 사용되었다. 실험과정의 단순화를 위해 고정체의 외부는 대칭형으로 모델링 되었고, 고정체의 내부 나사선 부위와 지대주 나사의 나사선은 설계도면에 따라서 모델링 되었다.

지대주의 육각 기둥형태의 회전방지구조의 길이를 1mm, 2mm, 3mm 로 하여, 임플란트 고정체와 지대주의 체결부 길이가 2.5mm, 3.5mm, 4.5mm 로 다르게 하고, 각각의 체결부 길이에서 고정체 상단의 위치가 골정과 동일하거나 골정 2mm 상방에 있는 경우로, 총 6 개의 모델을 설계하였다(Table 1, Fig 1).

골의 전체적인 외형은 하악골을 상정하였고, 가로 8.8mm, 세로 16mm, 높이 25mm 로 하였다. 외부 2mm 는 치밀골이 둘러싸인 것으로 하였으며, 내부는 모두 해면골로 처리하였다(Fig 2).

Table 1. Classification of Models

Connection length / Placement of fixture top	2.5mm	3.5mm	4.5mm
Level flush with ridge's crest	No. 1	No. 2	No. 3.
Level at 2mm above to ridge's crest	No. 4	No. 5	No. 6

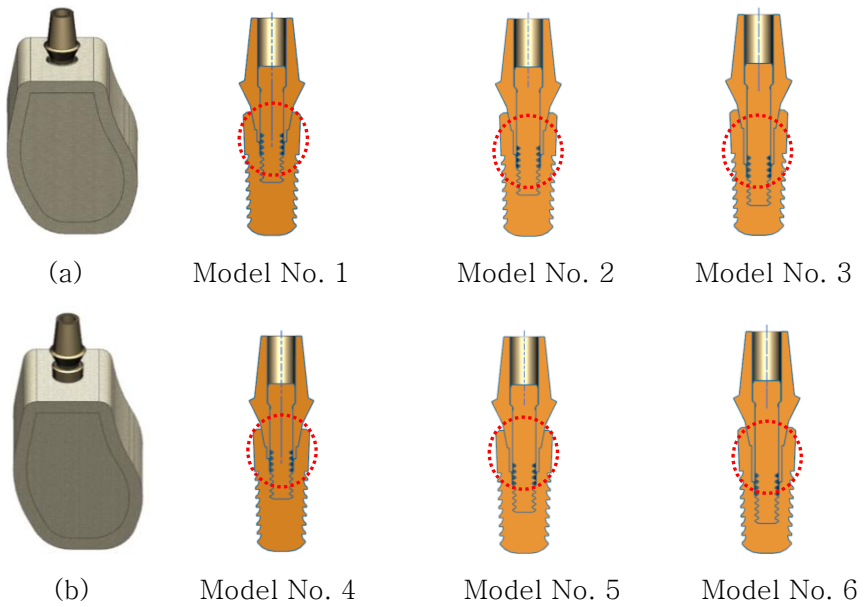


Fig 1. Two placements of fixture top relative to crest level of residual ridge. (a) Placement of fixture top is flush with crest level of residual ridge and Model No. 1 has 1mm of hexagonal index, No. 2 has 2mm of hexagonal index, No. 3 has 3mm of hexagonal index. (b) Placement of fixture top is at 2mm above to crest level of residual ridge and Model No. 4 has 1mm of hexagonal index, No. 5 has 2mm of hexagonal index, No. 6 has 3mm of hexagonal index.

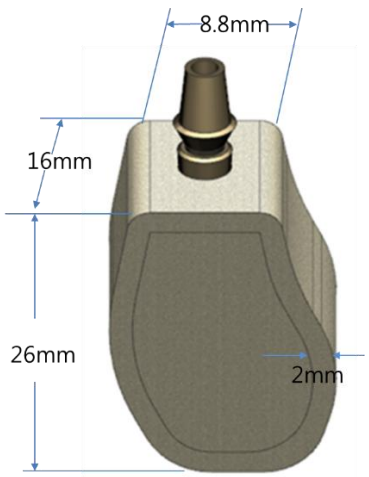


Fig 2. Geometry of bone CAD model

2. 유한요소 모델의 설계 및 해석

실험 모형은 프로그램 NX 6.0 으로 CAD 모델을 만들고(Fig 2), Hyermesh 10.0(Altair Co., USA)를 이용하여 전처리 및 유한요소모델을 제작하였다.

사용된 총 격자는 54544 개 이며, 기본 격자 크기는 0.3mm 이고, 총 절점 수는 120923 개이다(Fig 3). Chu 등은 임플란트 유한요소분석에서 사용되는 격자의 크기가 0.5mm 이하로 조밀해지면 최대 응력 값이 수렴하는 경향을 보인다고 하였다.[21]

삼차원 유한요소분석 프로그램인 ABAQUS 6.10(HKS, Inc., France)을 이용하여 산출되는 여러 가지 응력 값 중에서 등가 응력(von Mises stress)을 기준으로 각 실험 조건에서 응력 분포를 분석하였다. 또한, 응력의 분포 상태와 최대 응력 부위를 나타내기 위해서 등가 응력을 기준으로 색상의 scale 별로 색도에 변화를 주는 응력 등고선식(stress control plot)으로 나타내어, 가장 높은 응력은 회색 또는 적색으로 가장 낮은 응력은 청색으로 표시하여 나타냈다.

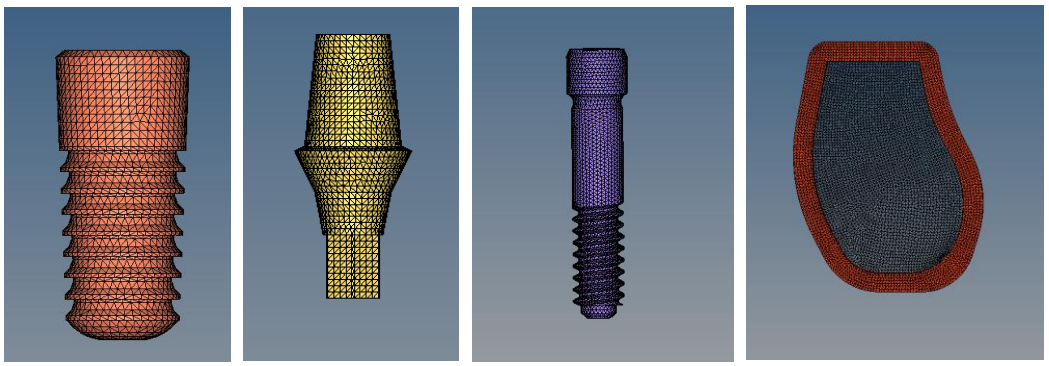


Fig 3. Mesh models of fixture and abutment and screw and bone

3. 하중조건 및 경계조건

연구에서 적용된 하중은 170N 의 30 도 경사하중이었으며, 하중이 적용된 지점은 임플란트 중심에서 2mm 외측, 지대주 상방이며, 임플란트를 기준으로 내측 방향을 향하도록 하였다(Fig 4). 이것은 악구강계가 건강한 20 대 남성이 임의적으로 이를

세게 물었을 때 상악 제 2 대구치에서 측정된 최대 하중 값이 약 170N 정도로 측정되었고 [25], 이전의 임플란트 유한요소연구들에서 적용된 힘이 35N 에서 178N 정도였던 것을 참조하였다.[26] 그리고, 임플란트의 피로한계 실험에 대한 ISO 14801:2007 기준에 따라서 30 도의 경사하중을 적용하였다.[27]

경계조건으로는 고정체와 골 사이에 완전한 골유착이 일어났다고 가정하여, 유한요소분석 프로그램 ABQUS 의 "bonded" 조건으로 설정하였다. 그리고, 고정체와 지대주 사이, 지대주와 나사 사이, 나사와 고정체 사이의 접촉 계면은 마찰로 연결되었다고 가정하였으며 [28], 마찰계수를 μ=0.4 로 부여하였고 [29], 프로그램상 "sliding" 조건으로 설정하였다.

하중 적용 시 골의 외면은 어떤 방향으로도 변위가 발생하지 않도록 구속하였다.

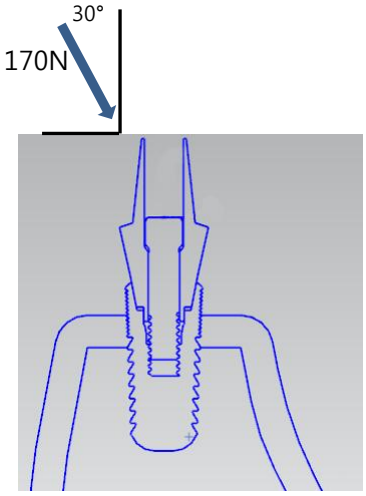


Fig 4. Direction and magnitude of oblique loading

4. 골과 재료의 물성치 및 실험 설정

유한요소해석의 시행을 위한 각 재료마다의 탄성계수(Young's modulus)와 포와송의 비를(Poisson's ratio) 이전 연구들에서 참조하여 적용하였다(Table 2).

골은 실제적으로는 이방성(anisotropy)이지만, 모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해서, 물질 내부 등의 물리적 성질이 어느 방향에서도 한결 같은 것을

나타내는 등방성(isotropy)인 것으로 가정하였다. 또한 물질의 성질이 위치에 관계없이 일정함을 가리키는 균질성(homogeneity)을 가정하고, 주어지는 외력에 크기와 변형 정도가 비례하는 탄성체로 골과 임플란트 재료들을 가정하였다.

임플란트 고정체는 상업적 순수 타이타늄 grade IV 를 재료로 제작된 것으로 하였고, 지대주와 나사는 타이타늄 합금(extra low interstitial; ELI)으로 제작된 것으로 가정하였다.

임플란트 고정체와 지대주 그리고 나사 사이의 접촉면에 대한 유한요소해석을 위해서 비선형 유한요소법(nonlinear finite element method)을 적용하여 실험을 수행하였다.

Table 2. Mechanical properties of materials

Material	Poisson's ration	Young's Modulus(GPa)
Cortical bone	0.3	14.0
Cancellous bone	0.3	1.5
Titanium grade IV(fixture)	0.37	114.0
Titanium ELI alloy(abutment, screw)	0.34	113.8

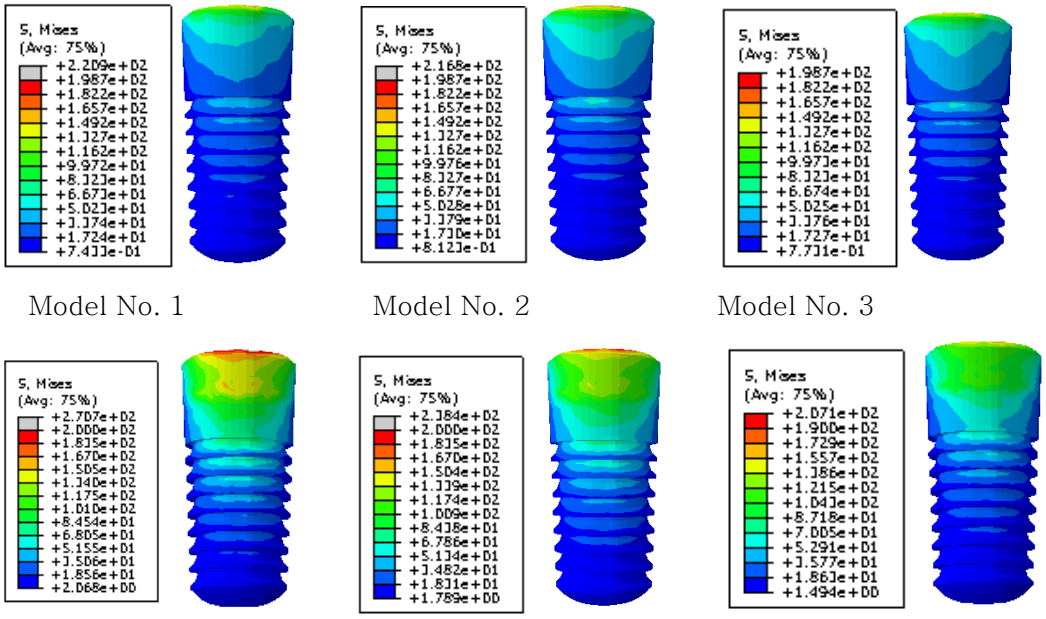
Ⅲ. 연 구 결 과

임플란트 고정체 중심에서 2mm 떨어진 지대주 상방 부위에 170N, 30 도의 경사하중을 가했을 때 유한요소해석 결과, 고정체, 지대주, 나사, 그리고 임플란트 주위 골에서 나타나는 등가응력(von Mises stress)의 크기 및 분포를 확인하였다. 지대주의 체결부 길이와 고정체 상단의 위치에 따른 각각의 경우에서 고정체, 지대주, 나사 그리고 임플란트 주위 골에서 나타난 최대 응력 값을 측정하였고, 각 부위에서 응력의 크기와 분포를 3 차원 이미지로 나타냈다(Fig 5 – 8).

1. 고정체의 응력분산

모든 경우에서 하중이 적용된 반대편 고정체 상단 주위에 응력이 집중되는 것으로 나타났다(Fig 5). 체결부 길이가 길어질수록 하중이 적용될 때 고정체에 나타나는 최대 응력 값(maximum von Mises stress)이 줄어들었다.

고정체 상단이 주위 골정과 높이가 같은 경우, 체결부 길이가 2.5mm, 3.5mm, 4.5mm 로 길어지면서 고정체의 최대 응력 값은 220Mpa, 216Mpa, 198Mpa 로 낮아졌으며, 이는 최대 응력 값이 10% 감소된 것이다. 반면, 고정체 상단이 주위 골정 보다 2mm 상방에 위치하는 경우 체결부 길이가 2.5mm, 3.5mm, 4.5mm 로 길어지면서 최대 응력 값은 270Mpa, 230Mpa, 200Mpa 로 낮아졌으며, 이는 최대 응력 값이 26% 감소된 것이다.



Model No. 1 Model No. 2 Model No. 3

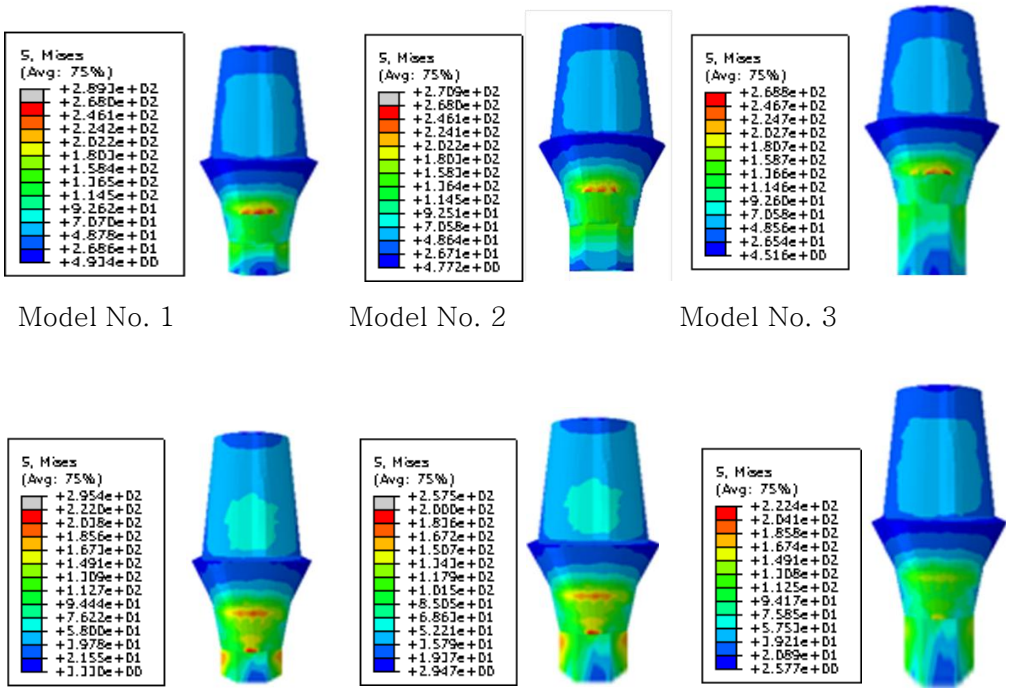
Model No. 4 Model No. 5 Model No. 6

Fig 5. von Mises stress distribution in the fixtures of all models

2. 지대주의 응력분산

지대주는 원추형 사면과 육각 기둥 부위 전면에서 응력이 분포되는 양상이었으며, 최대 응력 값은 고정체와 지대주의 마진 부근에서 관찰되었다. 고정체 상단이 골정 2mm 상방에 위치하는 경우에서는 원추형 사면과 육각 기둥의 접합부위 부근에서도 최대응력 값이 관찰되었다(Fig 6). 체결부 길이가 길어질수록 하중이 적용될 때 지대주에 나타나는 최대 응력 값이 줄어들었다.

고정체 상단이 주위 골정과 높이가 같은 경우, 체결부 길이가 2.5mm, 3.5mm, 4.5mm 로 길어지면서 지대주의 최대 응력 값은 289Mpa, 270Mpa, 268Mpa 로 낮아졌으며, 이는 최대 응력 값이 7% 감소된 것이다. 반면, 고정체 상단이 주위 골정보다 2mm 상방에 위치하는 경우 체결부 길이가 2.5mm, 3.5mm, 4.5mm 로 길어지면서 최대응력 값은 295Mpa, 268Mpa, 222Mpa 로 낮아졌으며, 이는 최대 응력 값이 25% 감소된 것이다.



Model No. 1 Model No. 2 Model No. 3

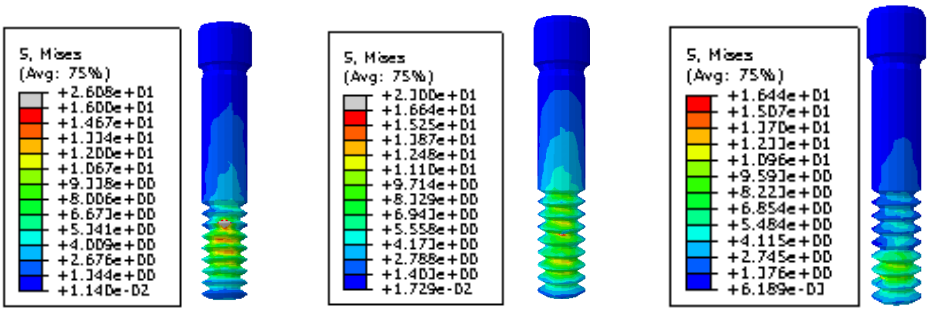
Model No. 4 Model No. 5 Model No. 6

Fig 6. von Mises stress distribution in the abutments of all models

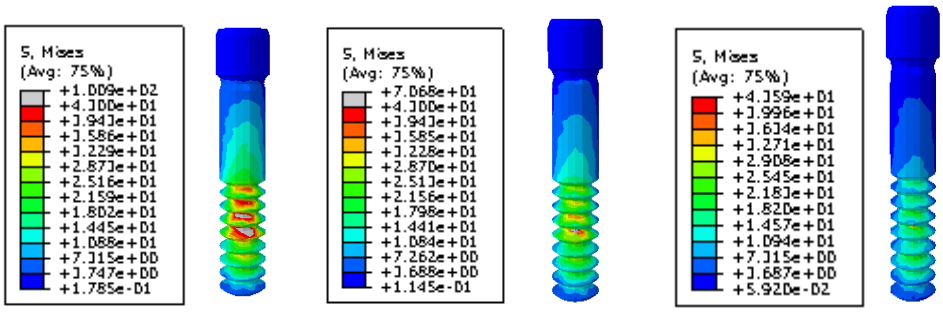
3. 나사의 응력분산

나사는 나사선 부위에 주로 응력이 분포되는 양상이었고, 나사선 부위 중앙 부근에서 최대 응력 값이 나타나는 것으로 보였다(Fig 7). 체결부 길이가 길어질수록 하중이 적용될 때 나사에서 나타나는 최대 응력 값이 줄어들었다.

고정체 상단이 주위 골정과 높이가 같은 경우, 체결부 길이가 2.5mm, 3.5mm, 4.5mm 로 길어지면서 나사의 최대응력 값은 26Mpa, 23Mpa, 16.4Mpa 로 낮아졌으며, 이는 최대 응력 값이 37% 감소된 것이다. 반면, 고정체 상단이 주위 골정 보다 2mm 상방에 위치하는 경우 체결부 길이가 2.5mm, 3.5mm, 4.5mm 로 길어지면서 최대 응력 값은 100Mpa, 70Mpa, 43Mpa 로 낮아졌으며, 이는 최대 응력 값이 57% 감소된 것이다.



Model No. 1 Model No. 2 Model No. 3



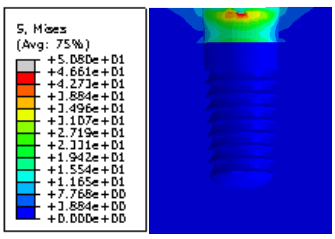
Model No. 4 Model No. 5 Model No. 6

Fig 7. von Mises stress distribution in the screws of all models

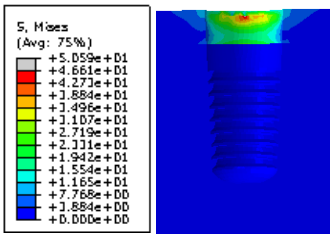
4. 골에서의 응력분산

임플란트 주위 골에서는 골정 부근에서 주로 응력이 집중되는 양상을 보였다(Fig 8). 체결부 길이가 길어질수록 하중이 적용될 때 골에서 나타나는 최대 응력 값이 줄어들었다.

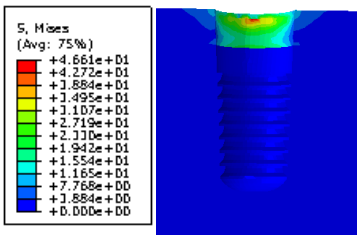
고정체 상단이 주위 골정과 높이가 같은 경우, 체결부 길이가 2.5mm, 3.5mm, 4.5mm 로 길어지면서 골의 최대 응력 값은 50.80Mpa, 50.59Mpa, 46.61Mpa 로 낮아졌으며, 이는 최대 응력 값이 8% 감소된 것이다. 반면, 고정체 상단이 주위 골정보다 2mm 상방에 위치하는 경우 체결부 길이가 2.5mm, 3.5mm, 4.5mm 로 길어지면서 최대 응력 값은 77Mpa, 66Mpa, 60Mpa 로 낮아졌으며, 이는 최대 응력 값이 22% 감소된 것이다.



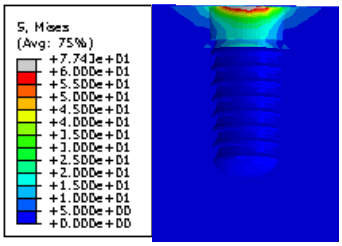
Model No. 1



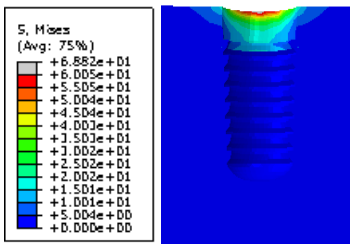
Model No. 2



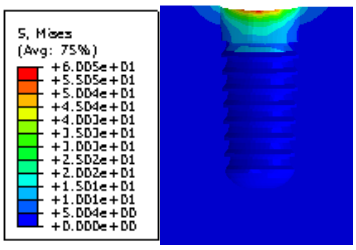
Model No. 3



Model No. 4



Model No. 5



Model No. 6

Fig 8. von Mises stress distribution in the bones of all models

5. 전체의 최대 응력 값

고정체 상단이 골정과 같은 높이에 위치하는 경우 체결부 길이에 따른 각 부위별 최대 응력 값을 비교하였다(Fig 9).

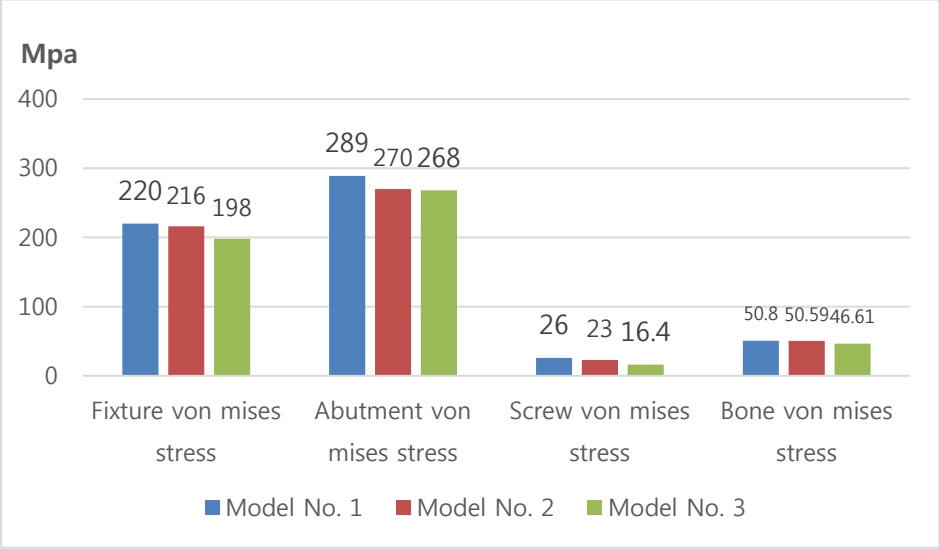


Fig 9. Bar graph of maximum von Mises stress of model No. 1, No. 2 and No. 3

고정체 상단이 골정 2mm 상방에 위치하는 경우 체결부 길이에 따른 각 부위별 최대 응력 값을 비교하였다(Fig 10).

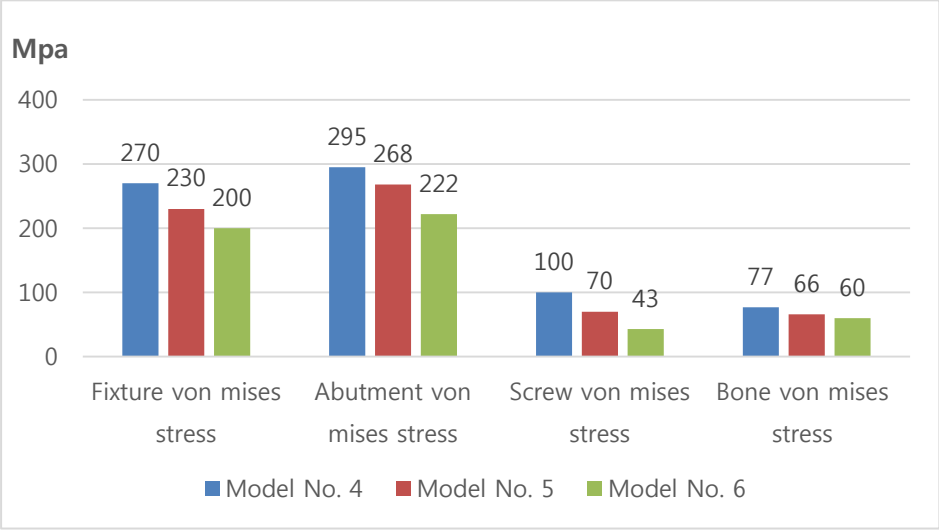


Fig 10. Bar graph of maximum von Mises stress of model No. 4, No. 5 and No. 6

고정체 상단이 골정과 같은 높이인 경우와 골정 2mm 상방에 위치하는 경우 간의 체결부 길이에 따른 각 부위에서의 최대 응력 값들의 총합의 변화를 비교하였다(Fig 11). 체결부의 길이가 길어짐에 따라 최대 응력 값들의 총합의 감소 효과는 고정체 상단이 골정 2mm 상방에 위치한 경우에서 상대적으로 더 컸다.

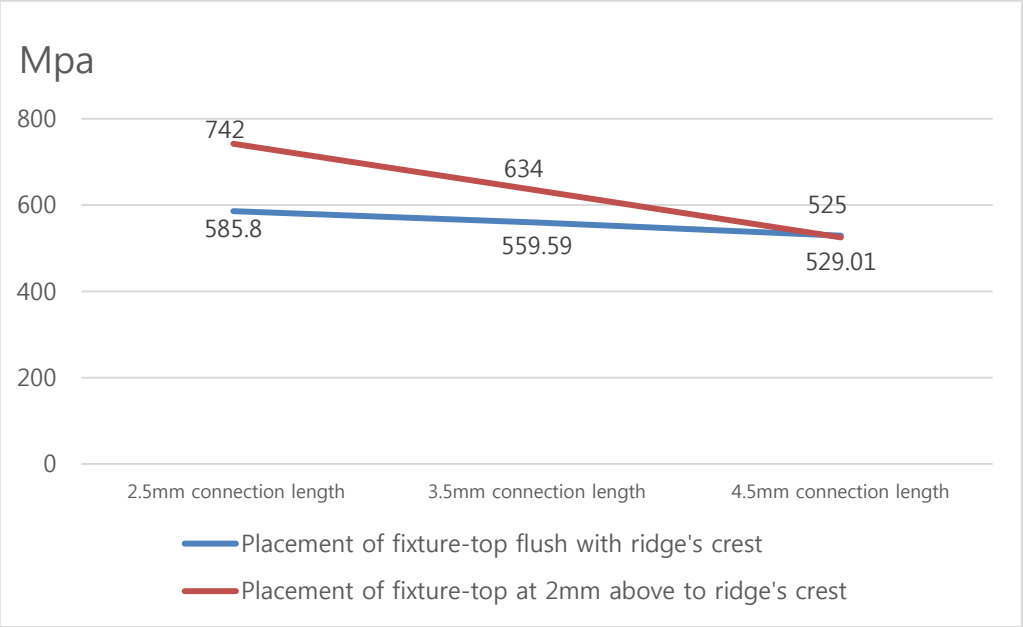


Fig 11. Line graph of sums of maximum von Mises stresses of all components depending on connection lengths and placements of fixture top

Ⅳ. 고 찰

본 연구에서는 원추형 내부연결 방식의 임플란트에서 나사와 지대주, 2부분으로 구성되는 분리형 지대주를 상정하여 유한요소분석 실험을 수행하였다. 170N의 30도 경사 하중이 적용될 때 임플란트 내부와 외부에서 발생하는 전체적인 응력분산과 최대 등가 응력 값에 대해 알아보았다.

임플란트 고정체와 지대주의 다양한 연결 방식은 고정체와 지대주 사이의 접촉 면적이 다른 것과 힘의 전달 방식이 다른 이유로 임플란트 주위 골로의 응력분산에 중요한 영향을 갖는다고 하였다.[30] 또한, 고정체-지대주 연결방식에 따라서 임플란트의 기계적 합병증의 발생 빈도는 달라질 수 있다고 보고되었다.[9]

이전 연구들을 참조하여, 내부 연결형 임플란트를 설계할 때 응력분산과 이에 연관된 기계적 및 생물학적 합병증을 감소시키기 위해 고려해 볼 수 있는 사항들을 정리해보면 다음과 같다. 첫 번째, 고정체 외벽의 두께를 증가시키는 것이다. 고정체 외벽을 두껍게 만들면 고정체의 소성변형 및 파절에 필요한 응력은 증가될 것이며, 임플란트 주위 골로 전달되는 최대 응력 값이 줄어들 수 있다.[21] 이것은 고정체의 폭경을 증가시키거나 지대주 및 나사의 직경을 감소시키는 방법으로 생각해 볼 수 있는데, 전자의 경우 가용 골 폭에 제한을 받고, 후자의 경우 지대주와 나사의 물리적 강도의 약화를 동반할 수 밖에 없는 한계점이 있다.

두 번째, 임플란트 고정체, 지대주 및 나사의 제작에 사용되는 재료를 개선하는 방법을 생각해 볼 수 있다. 임플란트 재료의 이상적인 조건으로 교합 하중에서 소성변형 없이 견딜 수 있는 항복강도와 효율적인 응력분산을 위해 상대적으로 낮은 탄성계수가 필요로 된다. 현재, 임플란트 고정체 제조에 사용되는 상업적 순수 타이타늄은 금속 격자 내에 산소의 함유량에 따라서 grade 1, grade 2, grade 3, grade 4로 구분되고, 타이타늄 합금은 주로 지대주와 나사 제조에 사용되며, 합금의 조성에 따라서 Ti-6Al-4V ELI와 Ti-6Al-4V로 2가지가 있다.[31] 최근에는 Ti-6Al-4V를 ASTM(American society for Testing and Materials)에서 상업적 순수 타이타늄 grade 5로 분류하였다. 타이타늄 grade 5의 경우, 높은 파절 강도를 갖기 때문에 작은 직경의 임플란트에서 고정체의 파절을 방지하고자 고정체의 제작에 사용하는 경우가 있는데, 이것은 알루미늄과 바나듐 이온의 방출로 인체에 유해할 수 있고[32], 다른

상업적 순수 타이타늄 보다 높은 탄성계수를 갖기 때문에 임플란트 주위 골로의 응력 분산에는 적절하지 않은 것으로 생각된다.[33] 일반적으로, 금속성 물체의 경우 탄성계수와 항복강도가 비례하기 때문에 물리적인 면에서 이상적인 임플란트 재료를 선택하기는 어려우며[34], 이에 대한 재료학적인 연구가 앞으로도 더 필요할 것이다.

세 번째, 임플란트 고정체와 지대주의 체결부 길이를 증가시키는 방법을 생각해 볼 수 있다. 본 연구에서 언급된 체결부란 내측 연결형 임플란트의 지대주 11도 경사의 원추형 사면과 육각 기둥 부위를 합하여 이른 것으로, 고정체와 지대주가 서로 맞닿는 부위이다. 체결부 길이를 증가시키기 위해서는 원추형 사면의 길이 또는 육각 기둥의 길이를 증가시키는 것을 생각해 볼 수 있다. 그런데, 원추형 사면의 길이를 증가시키면 나사의 직경이 줄어들 수 밖에 없기 때문에 수직의 육각 기둥 부위의 길이를 길게 하여 전체적인 체결부 길이를 증가시키는 것으로 본 실험을 설계하였다.

하지만, 육각 기둥의 길이를 증가시키는 경우에, 임플란트 고정체와 지대주의 계면에서 실제적으로 정확한 접촉을 얻기는 쉽지 않다. 육각 기둥은 세 쌍의 대면으로 이뤄지며, 이 부위에서 수직으로 고정체와 접촉해야 하는 면의 길이가 더 길어지기 때문이다.

현재, 각 제조회사에서는 임플란트 고정체의 체결부 직경은 양의 허용공차를, 지대주의 체결부 직경은 음의 허용공차를 두어 고정체와 지대주 사이에 약간의 공간이 발생할 수 있도록 하였다. 허용공차의 수준은 제작 회사에 따라서 각자 정하여 사용하고 있으나, 이에 대한 자료제공은 하지 않고 있다. Binon 등에 의하면, 육각 기둥을 갖는 3개의 외부 체결형 임플란트에서 공차로 인한 지대주 회전각은 1.6도에서 5.3도 범위로 보고되었다.[35] Tsuge 등은, 3종류의 내측연결 임플란트와 2종류의 외측연결 임플란트에서 지대주와 고정체의 마진 적합의 불일치를 수직 오차와 수평오차로 검사하여, 각각 22.2μm에서 62.2μm까지의 범위, −27.1μm에서 16.0μm의 범위로 측정하였고, 지대주와 고정체의 내측부위에서의 간극은 2.3μm에서 5.6μm까지의 범위로 측정하였다.[36]

원추형 결합면에 관한 많은 연구에서, 이는 임플란트 내로 세균의 침입을 막고, 기계적 합병증을 예방하는데 있어서 최고의 적합이라고 연구되기도 하였지만[37, 38], 최근 연구에서는 hard X-ray synchrotron radiation을 이용하여 원추형 결합면에서도 마이크로 단위의 부적합을 관찰하였고, 고정체와 지대주의 간극은 저작력 수준의 하중이 가해질 때 증가될 수 있다고 보고되었다.[39]

본 연구에서는, 하중을 적용하기 전에 고정체와 지대주의 체결부에서 설계도면상 계획되는 완전한 접촉을 가정하여 실험하였다. 분리형 지대주 임플란트에서는 동일한 종류의 고정체와 지대주를 사용한다고 하더라도 제작상의 한계 때문에 접촉 부위가 달라질 수 있고, 하중이 적용되면 탄성체인 고정체, 지대주, 나사의 변형과 분리로 접촉면이 변화하기 때문에[39], 접촉에 대한 단일한 기준을 만들기는 어려웠다. 많은 경우의 임상적 상황에서는, 육각 기둥 부위에서 고정체와 지대주 간의 간극을 예상할 수 있다. 그러나, 하중이 주어질 때 상방에 위치한 원추형 사면에서 우선적으로 응력이 전달되고 분산될 것으로 생각하였으며, 원추형 사면에 비해서 육각 기둥 부위의 응력 분산에 대한 역할은 상대적으로 더 작을 것으로 생각하였다. 따라서, 응력분산에 있어서 육각 기둥의 길이의 영향을 살펴보고자 했던 본 연구에서는, 이 부위의 완전한 접촉을 가정하여야 육각 기둥 부위가 응력분산에 갖는 영향을 좀더 명확하게 확인할 수 있을 것으로 판단하였다. 그러므로, 본 연구의 결과에서 보인 체결부 길이 증가에 따른 최대 응력 값의 감소 정도는 이상적인 상황을 가정한 경우에서이며(Fig 11), 실제 임상에서는 그 효과가 그보다는 적을 것으로 예상된다.

이번 연구에서는 임플란트 고정체는 상업적 순수 타이타늄 grade IV로, 지대주와 나사는 Ti-6Al-4V(ELI) 합금으로 상정하였고, 각각의 항복 강도는 483Mpa, 795Mpa로 측정되어있다.[31] 본 연구의 결과를 비교해 보면 모든 경우에서 상업적 순수 타이타늄 또는 타이타늄 합금의 항복강도 보다 적은 최대 응력 값을 나타낸 것을 알 수 있었다. 그러나, 재료의 피로와 고정체와 지대주의 실제적인 접촉 및 나사 풀림이 고려되지 않았다는 면에서는 실제 상황과는 다르다고 할 수 있다. 일반적으로 반복되는 하중에 따른 피로강도는 파절강도 보다 더 낮고, 전하중의 감소에 따른 나사 풀림은 임플란트 합병증의 발생 가능성을 더 높일 수 있다.[40] 내측 연결방식의 임플란트에서 5년간의 합병증을 후향적으로 분석하여 12.4%의 고정체 파절을 보고한 연구에서는 강한 교합력에 의한 굽힘 하중이 일차적인 원인이며, 부적절한 고정체의 체적, 부정확한 적합, 고정체 재료의 피로, 그리고 고정체 제작상의 결함 등이 추가적인 요소로 작용했을 것으로 추정 하였다.[41]

본 실험 결과, 고정체와 골에서는 최대 응력 값이 고정체의 상단 그리고 골정 부근에서 나타났는데, 이것은 이전의 연구 결과들과 유사하였다.[42] 구조상 얇은 외벽을 갖는 내부 연결형 임플란트 고정체의 파절과 주변 골의 소실 등의 합병증을 예방하기

위해서는 효율적인 응력분산과 연관하여 체결부 형태, 고정체 외벽의 두께와 지대주 두께의 최적비율, 고정체 경부의 형태 등이 고려되어야 할 것으로 생각된다.

지대주의 최대 응력 값은 고정체와 지대주의 상부 마진 부근에서 주로 발생하였고, 특히 고정체 상단이 골정 2mm 상방에 위치하는 경우 최대응력 값이 지대주의 원추형 사면과 육각 기둥이 접하는 부위에서 나타났다. 이것은 내부 연결형 임플란트에서 고정체를 고정 지그 상방 2mm 노출시키고 30도 경사의 600N의 힘으로 피로파절을 연구한 결과 지대주의 파절은 모두 원추형 사면과 육각기둥이 접하는 부위에서 수평으로 발생하였다고 보고한 이전의 연구 결과와 유사하였다.[43]

하중이 주어질 때 발생하는 최대 응력 값이 나사에서 보다 고정체와 지대주에서 상대적으로 높았다. 이것은 내부 연결형 임플란트에서 저작 하중에 따른 응력분산이 나사를 통해서 보다는 주로 고정체와 지대주의 벽면을 통해서 이뤄진다는 이전의 연구결과와 유사하였다.[14] 그러나, 본 연구에서는 동일한 체결부 길이일 때, 고정체 상단이 골정과 같은 높이인 경우 보다 골정 2mm 상방에 위치하는 경우에서 다른 구조물 보다 나사에서 더 많은 최대 응력 값 간의 차이가 측정되었다. 체결부 길이가 2.5mm 이고, 고정체 상단이 골정과 같은 높이일 때는 나사의 최대 응력 값이 26Mpa 이지만, 골정 2mm 상방에 위치하는 경우에서는 100Mpa로 측정되어 3.84배의 최대 응력 값 간의 차이를 나타냈다. 이러한 나사에서의 최대 응력 값의 증가는 나사 풀림, 나사의 변형 및 파절 등의 합병증을 유발할 수 있을 것이다. 그러나, 고정체 상단이 골정 2mm 상부에 위치하는 경우는 체결부 길이가 증가하면서, 나사에서의 최대 응력 값이 가장 큰 비율로 감소되어 체결부 길이가 4.5mm 일 때 최대 응력 값이 43Mpa로 측정되었다. 이것은 체결부 길이가 2.5mm인 경우 나사의 최대 응력 값 100Mpa에서 57% 감소한 수준임을 알 수 있다.

임플란트 주위 골로의 과도한 응력 집중과 골의 생리적 한계이상의 변형은 골의 미세균열과 골 흡수를 유발하는 것으로 알려져 있다.[44] 아직은 많은 이견이 있으나, Mellal등은 골에 적용되는 응력에 의한 골량의 감소, 유지 그리고 증가에 관련된 지표로 von Mises strain과 strain energy density 그리고 effective stress로 구분하여 각각의 기준을 제시하였는데, von Mises strain의 경우, 이 값이 0 ~ 100μm/m일 때는 골 양이 소실되고, 100 ~ 2000μm/m일 때는 골 양이 유지되며, 2000 ~ 4000μm/m일 때는 골 양이 증가되고, 4000μm/m이상일 때는 골의 소실이 나타날 수 있다고 보고하였다.[13]

Sergio등은 서로 다른 4종류의 고정체-지대주 연결방식을 갖는 임플란트에서 고정체 상단이 골정 상방 0mm, 3mm, 5mm 일 경우를 가정하여, 임플란트 장축에 30도 경사로 임플란트 고정체-지대주-나사 복합체가 파절될 때까지 힘을 주었다. 그 결과 고정체-지대주 연결방식에 따라서 파절 강도가 다르게 나타났으며, 임플란트 상단과 골정 간의 거리에 따라서도 파절 강도가 다르게 나타났다. 특히, 골정 3mm 또는 5mm 상방에 고정체 상단이 위치될 경우, 고정체 상단이 골정과 동일한 높이일 경우에 비해 각각 평균 37.2%, 53.8%의 임플란트 파절에 필요한 응력의 감소가 나타났다고 보고했다.[45] 본 연구에서도 고정체 상단이 골정 2mm 상방에 위치하는 경우가 골정과 같은 높이일 때 보다 적용된 하중에서 더 높은 최대 응력 값을 보여 기존의 연구 결과와 유사하였다.

고정체 상단이 골정 2mm 상방에 위치하는 경우는 임플란트 주위 골이 2mm 흡수된 경우를 가정한 것인데, 고정체 상단이 골정과 같은 높이일 때 보다 임플란트 내외부에서 대체적으로 더 높은 최대 응력 값을 보였기 때문에, 임플란트 주위 골이 흡수된다면 임플란트의 추가적인 합병증 발생 가능성이 더 높아질 것으로 예측된다. Balshi는 외부 연결형 임플란트에서 하중 적용 후 5년간 고정체의 파절을 0.2%에로 보고하였는데, 파절이 일어난 모든 경우에서 임플란트 주위 골의 흡수를 나타냈고, 몇몇 경우에서는 고정체 파절이 일어나기 전에 골 흡수를 확인하였다고 했다.[46]

고정체 상단이 골정과 같은 높이인 경우 보다 고정체 상단이 골정 2mm 상방에 위치하는 경우에서 체결부 길이가 증가함에 따라 모든 부위에서 최대 응력 값의 감소가 상대적으로 더 큰 비율로 일어나는 것을 확인할 수 있었다(Fig 11). 따라서, 체결부 길이가 길게 설계된다면, 특히 임플란트 주위 골이 흡수된 경우에서 추가적인 임플란트의 합병증 예방에 도움이 될 수 있을 것으로 추론되었다.

향후, 지대주의 체결부 길이를 더 길게 하였을 때 어느 정도 길이까지 응력분산에 도움이 될 수 있을 것인지에 대한 추가적인 연구가 필요할 것으로 생각된다.

본 연구의 결과는 유한요소분석실험의 한계를 갖고 있으며, 체결부 길이에 따른 임플란트 내부 및 외부로의 응력분산의 변화에 대한 추가적인 다른 방법의 실험과 임상실험이 이뤄져야 그 유효성이 증명될 수 있을 것이다.

Ⅴ. 결론

원추형 내측연결 방식의 임플란트에서 지대주의 체결부 길이와 골정에 대한 고정체 상단의 위치를 다르게 할 경우에, 고정체, 지대주, 나사 및 골에서의 응력분산이 어떻게 변화하는지를 알아보고자 하였다. 유한요소분석법으로 실험하였으며, 이번 연구에서 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 모든 경우, 임플란트는 고정체와 지대주의 체결부 상단 부위에서, 주위 골에서는 골정 부근에서 최대 응력 값을 나타냈다.
2. 지대주의 체결부 길이가 길어질수록, 주어진 하중에서 발생되는 고정체, 지대주, 나사 및 골에서의 최대 응력 값은 줄어들었다.
3. 고정체 상단이 골정과 동일한 높이에 있는 경우 보다 골정 2mm 상방에 위치하는 경우에서 지대주의 체결부 길이가 길어질수록 모든 부위에서 더 큰 비율로 최대 응력 값의 감소를 나타내었다.

이상의 결과로, 지대주의 체결부 길이가 길어질수록 주어진 하중에 따른 최대 응력 값이 줄어드는 것을 알 수 있었고, 임플란트의 기계적 및 생물학적 합병증 예방에 도움이 될 수 있을 것으로 판단된다.

참고 문헌

1. Simonis P, Dufour T, Tenenbaum H. Long-term implant survival and success: a 10-16-year follow-up of non-submerged dental implants. Clin Oral Implants Res 2010;21(7):772-7.
2. Wittneben JG, Buser D, Salvi GE, et al. Complication and failure rates with implant-supported fixed dental prostheses and single crowns: a 10-year retrospective study. Clin Implant Dent Relat Res 2014;16(3):356-64.
3. Misch CE, Perel ML, Wang HL, et al. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. Implant Dent 2008;17(1):5-15.
4. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. Eur J Oral Sci 1998;106(1):527-51.
5. Sakka S, Coulthard P. Implant failure: etiology and complications. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2011;16(1):e42-4.
6. Chen H, Liu N, Xu X, Qu X, Lu E. Smoking, radiotherapy, diabetes and osteoporosis as risk factors for dental implant failure: a meta-analysis. PLoS One 2013;8(8):e71955.
7. Shemtov-Yona K, Rittel D, Machtei EE, Levin L. Effect of dental implant diameter on fatigue performance. Part II: failure analysis. Clin Implant Dent Relat Res 2014;16(2):178-84.

8. Esposito M, Hirsch J, Lekholm U, Thomsen P. Differential diagnosis and treatment strategies for biologic complications and failing oral implants: a review of the literature. Int J Oral Maxillofac Implants 1999;14(4):473-90.

9. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. Clin Oral Implants Res 2000;11 Suppl 1:156-8.

10. Segundo RM, Oshima HM, da Silva IN, et al. Stress distribution of an internal connection implant prostheses set: a 3D finite element analysis. Stomatologija 2009;11(2):55-9.

11. Tawil G. Peri-implant bone loss caused by occlusal overload: repair of the peri-implant defect following correction of the traumatic occlusion. A case report. Int J Oral Maxillofac Implants 2008;23(1):153-7.

12. Naert I, Duyck J, Vandamme K. Occlusal overload and bone/implant loss. Clin Oral Implants Res 2012;23 Suppl 6:95-107.

13. Mellal A, Wiskott H, Botsis J, Scherrer S, Belser U. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Clinical oral implants research 2004;15(2):239-48.

14. 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 1999;15(4):519-26.

15. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. J Prosthet Dent 2004;91(1):20-5.

16. Hudieb MI, Wakabayashi N, Kasugai S. Magnitude and direction of mechanical stress at the osseointegrated interface of the microthread implant. J Periodontol 2011;82(7):1061-70.

17. Cehreli MC, Akca K, Iplikcioglu H. Force transmission of one- and two-piece morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. Clin Oral Implants Res 2004;15(4):481-9.

18. Asvanund P, Morgano SM. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. J Prosthet Dent 2011;106(4):266-71.

19. Balik A, Karatas MO, Keskin H. Effects of different abutment connection designs on the stress distribution around five different implants: a 3-dimensional finite element analysis. J Oral Implantol 2012;38 Spec No:491-6.

20. Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, et al. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. J Biomed Mater Res A 2014;102(2):552-74.

21. Chu CM, Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ. Influences of internal tapered abutment designs on bone stresses around a dental implant: three-dimensional finite element method with statistical evaluation. J Periodontol 2012;83(1):111-8.

22. 정필우. 임플란트와 지대주 간 접촉에 관한 3차원 유한요소 분석 [서울: 서울대학교 치의학대학원; 2012.

23. 김지선. 내측 연결 임플란트에서 지대주의 내부길이가 나사 풀림에 미치는 영향 [서울: 연세대학교 대학원; 2010.

24. Gultekin BA, Gultekin P, Yalcin S. Application of finite element analysis in implant dentistry. Finite Element AnalysisdNew Trends and Developments. Rijeka, Croatia: Intech 2012:21-54.

25. Kawaguchi T, Kawata T, Kuriyagawa T, Sasaki K. In vivo 3-dimensional measurement of the force exerted on a tooth during clenching. J biomech 2007;40(2):244-51.

26. Balik A, Karatas MO, Keskin H. Effects of different abutment connection designs on the stress distribution around five different implants: A 3-dimensional finite element analysis. J Oral Implantol 2012;38(S1):491-96.

27. Canullo L, Coelho PG, Bonfante EA. Mechanical testing of thin-walled zirconia abutments. J. Appl. Oral Sci. 2013;21(1):20-24.

28. Nagasawa S, Hayano K, Niino T, et al. Nonlinear stress analysis of titanium implants by finite element method. Dental materials journal 2008;27(4):633-39.

29. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10(3):295-302.

30. Chun H-J, Shin H-S, Han C-H, Lee S-H. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2005;21(2):195-202.

31. McCracken M. Dental implant materials: commercially pure titanium and titanium alloys. J Prosthodont 1999;8(1):40-3.

32. Morais LS, Serra GG, Muller CA, et al. Titanium alloy mini-implants for orthodontic anchorage: immediate loading and metal ion release. Acta

Biomater 2007;3(3):331-9.

33. Bidez M, Misch C. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. J Oral implantol 1991;18(3):264-74.

34. Elias C, Lima J, Valiev R, Meyers M. Biomedical applications of titanium and its alloys. Jom 2008;60(3):46-49.

35. Binon PP. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. Implant dent 1996;5(4):235-48.

36. Tsuge T, Hagiwara Y, Matsumura H. Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with internal anti-rotation configuration. Dent mater J 2008;27(1):29-34.

37. Mangano C, Mangano F, Piattelli A, et al. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading. Clin Oral Implants Res 2009;20(3):254-61.

38. Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. Int J Oral Maxillofac Implants 2005;20(5):732-7.

39. Rack A, Rack T, Stiller M, et al. In vitro synchrotron-based radiography of micro-gap formation at the implant-abutment interface of two-piece dental implants. J Synchrotron Radiat 2010;17(2):289-94.

40. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant–abutment interface. J Prosthet Dent 2001;85(1):47-52.

41. Cha HS, Kim YS, Jeon JH, Lee JH. Cumulative survival rate and complication rates of single-tooth implant; focused on the coronal fracture of fixture in the internal connection implant. J Oral rehabil 2013;40(8):595-602.

42. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. J Oral Implantol 1996;23(3):104-11.

43. 원호연, 최유성, 조인호. 임플란트 형태와 골흡수가 임플란트 피로 수명 및 파절 특성에 미치는 효과에 관한 연구. 구강회복응용과학지 = Journal of dental rehabilitation and applied science 2010;26(2):121-43.

44. Prendergast P, Huiskes R. The biomechanics of Wolff's law: recent advances. Ir J M sci 1995;164(2):152-54.

45. Gehrke SA, dos Santos Vianna MS, Dedavid BA. Influence of bone insertion level of the implant on the fracture strength of different connection designs: an in vitro study. Clin Oral Investig 2014;18(3):715-20.

46. Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11(5):660-6.

Abstract

The non-linear FEM analysis of different connection lengths of internal connection abutment

Yong-Sang Lee

Department of Prosthetic Dentistry
The Graduate School, Yonsei University

(Directed by Professor Dong-Hoo Han, DDS, MSD, ph.D.)

The complications of implants such as screw loosening, deformation or fracture of fixture and abutment and screw have not been resolved yet. These problems can be related to connection design where fixture meets abutment and how occlusal stress is distributed. When occlusal loading is applied to properly designed fixture-abutment-screw complex, it can be inferred that the maximum stress can be reduced to the implant and bones. Furthermore, it will help prevent implant complications if the stress can be distributed efficiently through the fixture-abutment-screw complex and reduced in each part.

In this study, an internal-conical connection implant which has an hexagonal anti-rotation index was used for FEM analysis on stress distribution in accordance with connection length of fixture-abutment. Different connection lengths of 2.5mm, 3.5mm, and 4.5mm were designed respectively with the top of the fixture flush with residual ridge crest level, or 2mm above. Therefore, a total of 6 models were made for the FEM analysis.

The objective of this study was to assess changes of stress distribution dependent on different connection lengths and placement of the fixture top relative to the ridge crest. The results were as follows:

1. In all cases, the maximum von Mises stress was located adjacent to the top portion of the fixture and ridge crest in the bone.
2. The longer the connection length, the lower the maximum von Mises stress in the fixture, abutment, screw and bone.
3. The reduction rate of the maximum von Mises stress depending on increased connection length was greater in the case of the fixture top at 2mm above the ridge crest versus flush with the ridge crest.

As stated above, it was found that the longer the connection length, the lower the maximum von Mises stress appears. Furthermore, it will help prevent mechanical or biological complications of implants.

Key Words: implant, connection length, maximum von Mises stress, stress distribution, finite element analysis