교정용 미니스크류(Miniscrew)의 디자인에 대한 삼차원 유한요소분석

연세대학교 대학원

치 의 학 과

백 철 우

교정용 미니스크류(Miniscrew)의 디자인에 대한 삼차원 유한요소분석

지도 백 형 선 교수

이 논문을 박사 학위논문으로 제출함

2003년 6월 일

연세대학교 대학원

치 의 학 과

백 철 우

백철우의 박사 학위논문을 인준함

심사위원_____________________인

심사위원_____________________인

심사위원_____________________인

심사위원_____________________인

심사위원_____________________인

연세대학교 대학원

2003년 6월 일

감사의 글

바쁘신 가운데서도 조언과 격려를 아끼지 않으시고 지도하여 주신 백형선 교수님과 논문작성과 심사에 많은 도움을 주신 손병화 교수님, 박영철 교수님, 이근우 교수님, 최성호 교수님께 진심으로 감사를 드립니다.

또한 논문의 구상부터 실험까지 저와 함께 고생하며 수고한 배성훈 선생님께도 깊은 감사를 드립니다.

여러가지 자료의 수집부터 많은 도움을 주신 교정학 교실원 여러분께도 감사를 드리며 특히 지성훈 선생님과, 안광석 선생님께는 다시금 고마움을 전합니다.

언제나 지켜봐 주시며 용기를 주신 부모님과 힘들 때마다 격려와 위로로 함께해 주신 장인, 장모님께도 감사의 마음을 드립니다. 항상 웃으며 곁에서 모든 것으로 도와준 사랑하는 아내와 성준, 성권이에게는 미안함과 고마움을 함께 전합니다.

마지막으로, 처음부터 저와 함께 하셨고 주관하시며 도와주신 하나님께 깊은 감사를 드립니다.

저자 씀

목 차

그림 및 표목차

국문요약

교정용 미니스크류(Miniscrew)의 디자인에 대한 삼차원 유한요소분석

최근에 교정 치료에서 고정원으로 사용되어지는 미니스크류의 디자인은 안정성과 성패에 매우 중요하지만 이에 대한 연구는 미진한 실정이다.

본 연구는 미니스크류에 원하는 크기의 교정력을 적용시킬 때 디자인에 따른 주위 골조직(surrounding bone)으로의 응력 분산(stress distribution)을 알아보고자 치유, 골형성, 골유착(osseointegration)같은 이차적 안정성(secondary stability)은 배제한 상태에서 유한요소분석 소프트웨어인 CATIA와 FEMAP을 이용하여 스테인리스(stainless steel)의 물성치로 미니스크류의 직경(diameter), 길이(length), 나사산 거리(pitch), 나사산 형태(screw thread shape)에 따른 응력 분포를 삼차원 유한요소분석(finite element analysis)으로 비교하였다.

나사산은 나선형이 아닌 반지 형태를 부여하였고 피질골과 해면골이 등방성(isotropic)하다는 가정하에 미니스크류의 디자인에 따른 응력을 비교하여 각 매개 변수에 따라 최적값을 가지는 최적 모델(optimum geometry)를 구하였다. 이러한 최적 모델의 미니스크류와 여기에 나사산을 나선형으로 부여한 상태, 해면골이 비등방성하다고 가정하여 소주골을 재현한 상태를 서로 비교하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 미니스크류의 직경의 변화에 따른 응력의 변화가 가장 컸다.
2. 길이의 변화에 따른 응력의 변화는 크지 않았으며 특히 미니스크류의 길이가 8mm이상에서는 거의 차이가 없었다.
3. 나사산 거리가 감소함에 따라 피질골 최상단의 응력은 줄어들었으나 0.4mm에서는 오히려 첫번째 나사산 끝단에서의 응력이 현저히 증가하여 매우 불안정한 분포를 보였다.
4. 나사산 형태가 삼각형인 경우 그 끝각이 작을수록 첫번째 나사산 끝단에서의 응력값의 변화가 컸으며 그 끝각이 뾰족하지 않은 것이 응력 분포에 유리하였고 나사산 형태에 따라 응력 분포가 다양하게 나타났다.
5. 대부분의 경우에서 피질골 최상단 보다는 첫번째 나사산 끝단에서 가장 큰 응력값을 나타냈으나 그 둘 사이에서의 응력의 변화와 매개변수간의 특별한 관계가 없었고 그 두 군데에 응력이 집중되어 피질골 내에서도 최상단의 골질이 응력 분포에 가장 큰 영향을 나타냈다.
6. 두번째 나사산은 응력 분포에 영향을 주지만 크지 않았다.

실험 모델의 구현에서 한계를 가지고 있으며 교정력이 적용될 시의 초기 응력만을 관찰했으므로 실제 적용과는 차이가 있지만 연구 결과를 종합하면 미니스크류는 특히 상악 구치부에 식립되는 경우에 직경이 클수록 좋으나 적용되는 교정력의 크기에 따라 1.4 - 2.0mm정도면 적당하고 길이는 골내에 삽입되는 양이 6.5 - 7.0mm면 충분하다. 또한 나사산 거리는 0.5 - 0.6mm

정도로 피질골 내에 두 개의 나사산이 위치하고 나사산 끝단이 뾰족하지 않으며 그 사이각이 큰 경우가 응력 분포에 유리하다.

핵심되는 말: 미니스크류(miniscrew), 삼차원 유한요소분석, 일차적 안정성, 응력분포

교정용 미니스크류(Miniscrew)의 디자인에 대한 삼차원 유한요소분석

(지도 백 형 선 교수)
연세대학교 대학원 치의학과
백 철 우

Ⅰ. 서 론

교정치료에서 고정원의 조절은 교정 장치의 선택과 적용에서 가장 중요한 요소 중 하나이다. Head gear와 같은 구외 장치는 고정원의 보강에 매우 효과적이지만 환자의 협조를 구해야 한다는 문제를 갖고 있다.

Gainsforth와 Higley(1945)가 vitallium screw를 개에 매식하여 교정학 영역에서 고정원의 목적으로 처음 시도하였으나 감염에 의한 탈락의 문제가 있었다. 이후 1960년대에 Branemark에 의해 골유착(osseointegration)의 개념이 소개됨에 따라 Linkow(1969), Smith(1977), Sherman(1978), Gray 등(1983), Turley 등(1988) 선학들에 의해 교정학에서 고정원으로서의 endosseous implant가 연구되었다. 특히 Roberts등은 수년에 걸친 동물 실험(Roberts 등, 1984, 1989)과 임상 보고(Roberts 등, 1990)에 의해 implant가 고정원으로서 사용될 수 있고 가치가 있음을 입증하였다. 그러나 이러한 implant들은 크기가 큼으로 골조직의 양이 충분하여야 하는 시술 부위에 대한 제한과 골유착의 발생을 기다려야 하는 시간적인 제약이 있었다.

Creekmore와 Eklund(1983)가 vitallium bone screw를 삽입한 10일 후 교정력을 적용하여 치료한 증례를 발표하였고 Block과 Hoffman(1995)이 onplant를 소개한 이후 고정원으로서 사용에 제약을 가지고 있던 endosseous implants에서 생적합적이고 비용이 비싸지 않으며 국소 마취 하에서 삽입과 제거가 쉽고 구강내 어느 부위에도 위치 시킬 만큼 크기가 작으면서도 시술 후 몇 일 만에 교정력을 적용 할 수 있으며 적용하는 교정력에 충분히 견딜 수 있는 순수한 고정원 목적으로의 implant에 관심을 가지게 됐다. Wehrbein 등(1996, 1998)은 상악 구개 전방부에 삽입하는 orthosystem을 통해 크기가 많이 줄어든 implant를 보고하였고 Kanomi(1997)는 삽입과 제거가 쉬우며 더 크기가 작아진 mini-implant를 소개했다(Ohmae 등, 2001). 그 후에 mini-plate(Umemori 등, 1998), miniscrew(Costa 등, 1998), micro-implants(Park 등, 2002) 등 공간적 그리고 시간적 제약을 줄이고자 교정용 미니스크류는 다양하게 연구(경 등, 2001)되고 있으며 매우 빠르게 발전하고 있다.

일반적인 교정력은 200-300g을 넘지 않으나 implants에 악정형력을 적용한 연구(De Pauw 등, 1999) 및 증례(Singer 등, 2000)와 400g 정도까지 교정력을 적용하여 치료한 경우(Higuchi와 Slack, 1991)도 보고되고 있어 교정용 미니스크류는 100-500g 정도의 수직 방향 보다는 수평 방향의 교정력에 저항할 수 있는 합당한 크기와 적절한 디자인이 유용하다.

그러나 미니스크류의 형태가 잘못 디자인 되었다면 과도한 교정력이 특정

부위에 집중되어 병적인 골흡수(pathologic bone resorption)같은 문제가 발생될 수도 있으며(Geng 등, 2001), 필요 이상으로 크기가 클 경우에는 미니스크류의 삽입 시 적절한 위치의 선택에 제한을 받거나 삽입시의 실수로 변연치조골(marginal alveolar bone)의 골절(fracture)과 같은 원치 않는 상황이 초래될 수도 있다. 그럼에도 불구하고 미니스크류 자체의 디자인에 대한 연구는 미미한 실정이며 미니스크류의 직경, 길이, 나사산 거리 등에 따라 유지력을 연구한 보고들이 있으나 수평 방향의 측방력 보다는 pull-out force에 의한 것(You 등, 1994)이고 기존의 시판되는 bone screw를 이용함으로써(Saka, 2000) screw의 디자인에 있어 매개 변수에 따른 변화를 동일 조건 속에서 비교할 수 없는 제한들이 있다.

본 연구는 미니스크류에 원하는 크기의 교정력을 적용시킬 때 디자인에 따라 주위 골조직에 응력이 어떻게 분산(distribution)되는 가를 알아보고자 시행되었다. 미니스크류의 디자인에 있어 매개 변수에 따른 변화를 동일 조건 속에서 비교하기 위해 유한요소분석(finite element analysis, FEA)을 사용하여 분석하였고 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

Ⅱ. 실험 재료 및 연구 방법

미니스크류의 디자인에 따른 응력(stress)의 분포를 분석하는 것이 목적이므로 치유, 골형성, 골유착 같은 이차적 안정성(Meredith, 1998)에 대한 고려는 이 연구에서 배제하였다.

1. 연구 방법

가. 유한요소분석을 위한 모델

실험에서 비교를 위한 기준값이 없음으로 현재 시판되어 사용되는 미니스크류 중 OSTEOMED사의 직경이 1.2mm와 1.6mm인 두 종류의 미니스크류를 모델로 하여 내정값(default)을 설정한 후 직경, 길이, 나사산 거리, 나사산 형태에 대해 그림(Fig.1)에서와 같이 500g의 교정력을 미니스크류의 장축에 수직이 되게 부여할 때 주위 골조직에 발생되는 응력의 차이를 비교하였다(Fig.2).

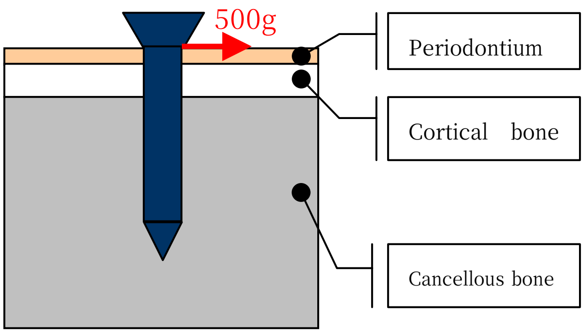


Fig. 1. Schematic illustration of experimental method

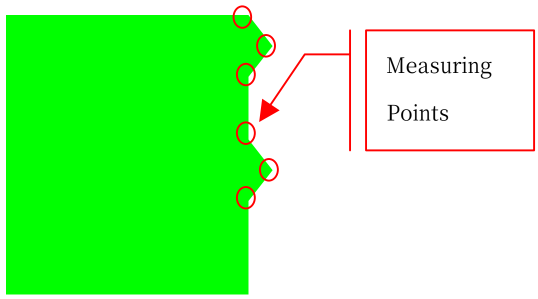


Fig. 2. Section of miniscrew

미니스크류의 나사산은 나선형(helix)이 아닌 반지(ring)형대로 이상화한 형태를 부여하였다(Fig.6).

실제로 구강내의 환경을 정확히 재현하기 위해서는 미니스크류의 나사산은 나선형이 되어야 하고 피질골과 해면골 모두 비등방성한 모델 상에서 실험을 하여야 한다. 그러나 이번 실험에서 알아보고자 하는 것이 분포되는 응력값의 크기가 아니라 미니스크류의 디자인에 따른 응력 분포의 차이를 비교하기 위한 것으로 프로그램상의 제약에 의해 이러한 조건을 모두 재현할 수 없음으로 나사산은 나선형이 아닌 반지 형태를 부여하였고 피질골과 해면골이 등방성하다는 가정하에 미니스크류의 디자인에 따른 응력을 비교하여 각 매개변수에 따라 최적값을 가지는 최적 모델(optimum geometry)를 구하였다.

이러한 최적 모델의 미니스크류와 여기에 나사산을 나선형으로 부여한 상태, 해면골이 비등방성하다고 가정하여 소주골을 재현한 상태를 서로 비교하였다.

해면골이 영향을 미치기는 하나 특별히 피질골이 중요하다고 사료되어 각

요소를 변화시킬 시에 발생되는 응력의 분포를 피질골 내로 한정하여 비교하였다.

나. 연구에 적용된 미니스크류의 기하학적 모델 (Geometry Model)

미니스크류가 피질골과 해면골에 지지되어 나타나는 최적 모델을 찾기 위해 아래의 4가지 매개 변수(parameter)에 따라 각각의 경우(case)를 규정하고 형상을 모델링하였다.

미니스크류는 나사산을 반지 형태로 이상화시켰으며 내정값(default)은 1.0mm(직경), 6.0mm(길이), 0.5mm(나사산 거리), Tri90(나사산 형태)으로 정하였고 첫 번째 나사산의 시작 부위가 피질골과 만나는 부분을 일치시켰다.

피질골은 구속조건으로 인하여 응력 값이 영향을 받지 않을 만한 10X15mm 크기의 평판 형태로 하였고 대칭조건이 주어질 시에 전체 모델링보다 더 정확하고 수행 시간을 줄일수 있으므로 형상을 1/2 모델링 하였다.

해면골은 미니스크류의 길이(length parameter)가 12mm까지 이므로, 10.5mm로 하였다.

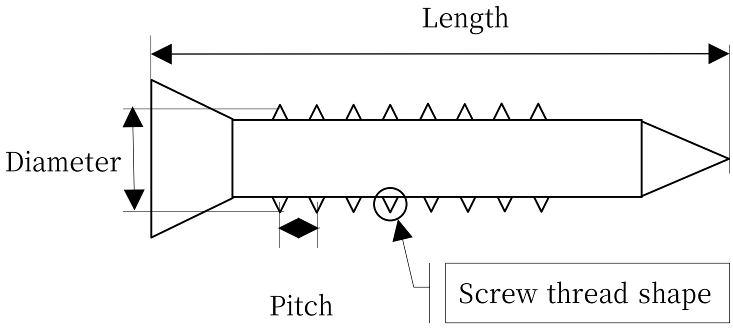


Fig. 3. Diagram of miniscrew features

(1) 직경 (Diameter Parameter)

나사산(screw thread)의 크기를 미니스크류의 직경에 비례해 변화시키기 위해 현재 시판중인 미니스크류를 바탕으로 수치를 균일화하였다. 주요 치수(dimension)는 아래와 같다(Table 1).

Table 1. Measurements of miniscrew samples

	Diameter(mm)	Length(mm)	Pitch(mm)	Screw Thread Height/Radius
1.6x6.0mm	1.6	6.0	0.817	0.394
1.2x7.8mm	1.2	7.8	0.580	0.528

상대적으로 더 큰 비율을 가지는 1.2mm 미니스크류의

(나사산의 높이) / (미니스크류의 반지름) = 0.528을 기준으로 삼았다.

이후 해석 모델에서는 평편한(flat) 골을 가진 나사산 형태가 될 것이므로 더 큰 값을 기준으로 한 것이다(Fig.4).

이를 바탕으로 2.0mm, 1.6mm, 1.2mm, 1.0mm, 0.8mm의 5가지 경우의 모델링을 하였다.

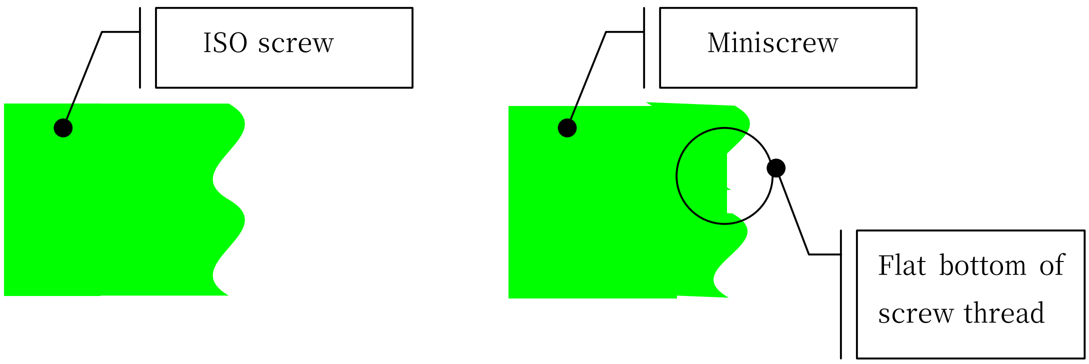


Fig. 4. Schematic illustrations of ISO screw & miniscrew

(2) 길이 (Length Parameter)

미니스크류의 길이로 6.0mm, 7.0 mm, 8.0 mm, 10.0 mm 12.0mm의 5가지이다.

(3) 나사산 거리 (Pitch Parameter)

시술중인 1.6X6.0mm 미니스크류의 나사산 거리인 0.817mm부터, 0.700mm, 0.600mm, 0.580 mm, 0.500 mm, 0.400mm의 6가지이다.

(4) 나사산 형태 (Shape Parameter)

나사산의 형태에 따라 TriISO, Tri60, Tri90, Lad90, Mix, Rec의 6가지이다. 나사산의 높이는 직경(Diameter parameter)에서의 기준과 일치시켰다.

TriISO: 일반적인 산업규격형태로 삼각형의 골을 가진 나사산 형상이다. 나사산 끝단의 각도가 60도로 편평한 골을 가진 미니스크류(Tri60)와 비교하기 위해 규정하였다.

Tri60: 나사산 끝단이 60도인 형상으로 편평한 골을 가지고 있다.

Tri90: 나사산 끝단이 90도인 형상으로 편평한 골을 가지고 있다.

Lad90: 사다리꼴의 나사산 형상을 가지며 평행하지 않은 변의 각이 90도 이다.

Mix: 미니스크류의 불규칙한 형태를 알아보기 위한 것으로 양 밑각의 크기가 다른 삼각형 형상으로 head쪽은 30도 tip쪽은 45도이다.

Rec: 직사각형의 나사산 형상이다. 임상적으로는 사용에 어려움이 있으나 이론적 비교를 위한 경우이다.

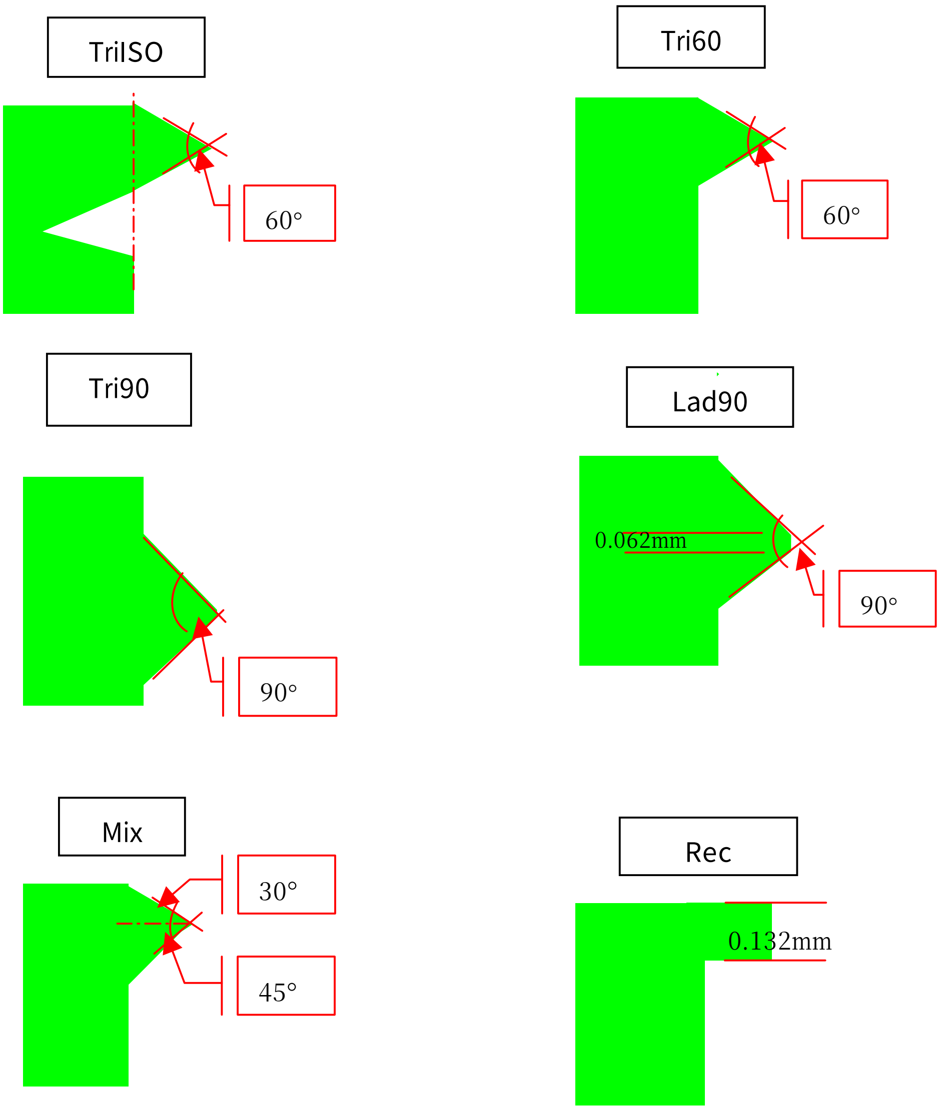


Fig. 5. Schematic illustrations of screw thread shapes

내정값의 모델(default model)은 다음과 같다.

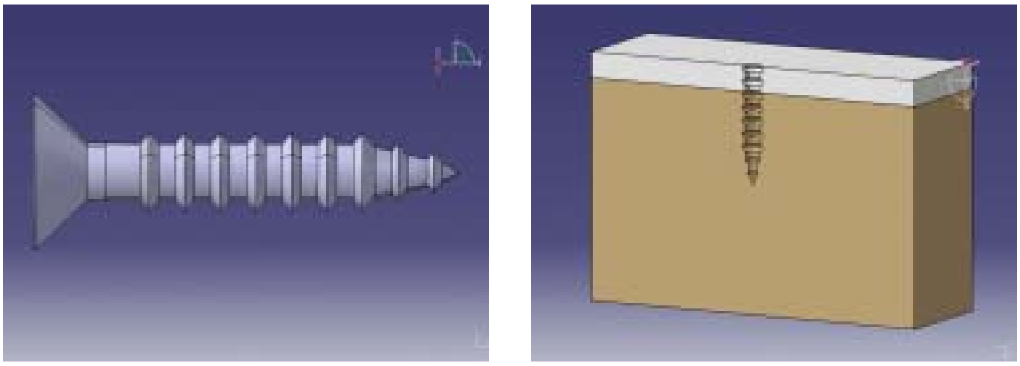


Fig. 6. Schematic illustrations of default model

다. 최적 모델과 나사산을 나선형으로 부여한 상태, 소주골을 구현한 상태와의 비교

반지 형태로 이상화한 나사산의 형태를 가진 미니스크류를 이용하여 직경, 길이, 나사산 거리, 나사산 형태의 4가지 매개 변수에 대해 최적의 조건을 가진 최적 모델(optimum geometry)을 구한 후 이 형상에 나사산을 나선형으로 부여한 상태와 소주골을 구현한 상태를 비교하였다.

(1) 최적 모델화 (Optimization)

해석 결과에 의해 최적 모델(optimum geometry)을 1.0mm(직경), 8.0mm(길이), 0.580mm(나사산 거리), Lad90(나사산 형태)로 결정하였다.

이 값을 다시 내정값 모델에 리모델링 하였다.

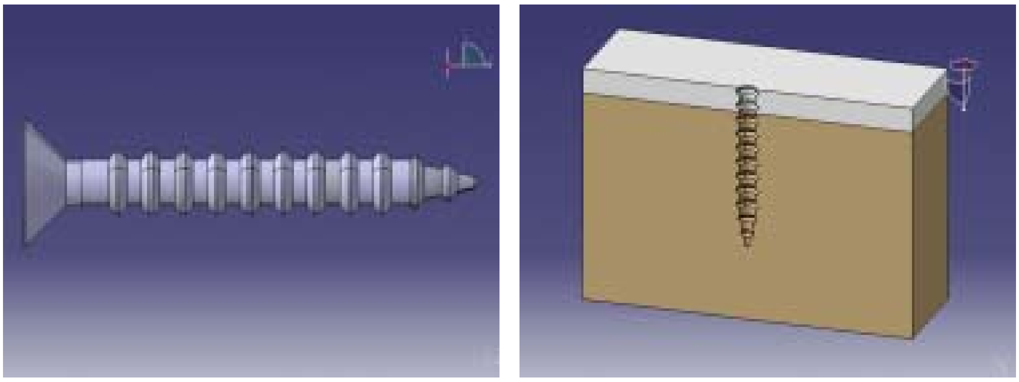


Fig. 7. Schematic illustrations of optimization model

(2) 나사산을 나선형(Helix)으로 구현

최적 모델의 미니스크류에 나사산을 나선형으로 구현하였다.

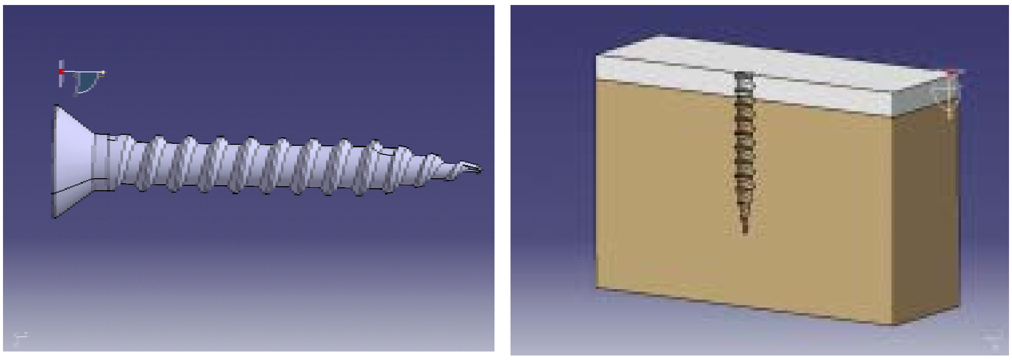


Fig. 8. Schematic illustrations of miniscrew with helix

(3) 소주골의 구현 (Honeycomb 형상)

해면골의 비등방성한 특성을 구현하기 위해 전산화 단층촬영에 의해 위치에

따른 소주골의 두께와 체적 비를 구한 연구(Moon 등, submitted)를 바탕으로 3차원적으로 소주골을 벌집 모양으로 이상화하여 기하학적으로 이에 맞는 체적 비를 결정하였다.

아래는 5X15X6mm에 대한 체적 비(volume ratio)가 31.4%인 모델이다. CATIA내의 inertia function을 이용하여 계산을 하고 균질(homogeneous)한 모델에 대한 체적과 비교한 것이다. 이 모델에 의해 소주골의 두께 즉 지름(원형이라고 가정)은 300μm, 두 소주골 사이의 거리(space)는 0.55mm로 결정하였다. 이를 다시 parameter 조건에 맞게 형상을 수정하였다.

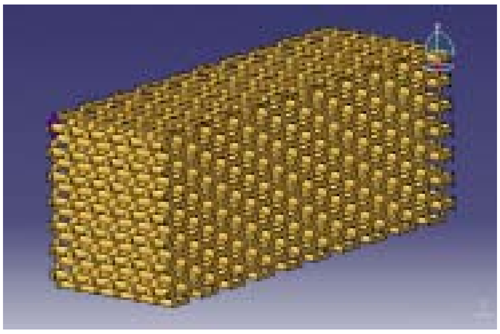


Fig.9. Schematic illustration of trabecular bone in this study

라. 하중과 구속 (Load & Constraint) 조건

하중조건은 1/2 모델링이기 때문에 500g의 교정력을 250g으로 환산하여 적용하였다. CATIA에서는 Sine 함수에 따라 각 절점에 적용시킨 Bearing Load로 구사하였고 FEMAP에서는 한 절점에 적용시켰다.

구속조건은 피질골과 해면골은 두개골에 완전히 구속이 되었다고 가정하고 대칭면을 제외한 모든 면을 완전히 구속하였다. 대칭면에 대해 Symmetry 조건을 부여하였으며, 자유도를 줄이기 위해 대칭축에 대한 회전도 부가적으로 구속하였다.

접촉 상태를 선형영역에서 구현하기 위해 CATIA에서는 SPIDER Element에 의해 응력을 전파시켰고, FEMAP에서는 CATIA의 조건에 따라 절점을 일치시켰다.

2. 실험 재료

가. 미니스크류의 물성치 (Material properties of miniscrew)

이번 연구에서 사용된 물성치(material properties)는 다음과 같다(Table 2).

Table 2. Material properties used in this study

Material	Elastic modulus	Poisson’s ratio	Author
Cortical bone	1.34e10 N/m^2	0.3	cook et al(1982)
Trabecular bone	1.37e09 N/m^2	0.31	Borchers & Reichart(1993)
Titanium	1.14e11 N/m^2	0.34	Farag(1997)
Stainless steel	1.93e11 N/m^2	0.31	Farag(1997)

이 연구에서 미니스크류의 재료(material)는 티타늄(titanium)이 아닌 스테인리스(stainless steel)를 가정 하여 유한요소분석을 수행하였다. 그 이유는 티타늄과 스테인리스를 유한요소분석에서 비교했을 때에 분포되는 응력 값과 경향에서 큰 차이가 존재하지 않았기에 스테인리스를 실험 재료로 사용하였다(Fig. 10).

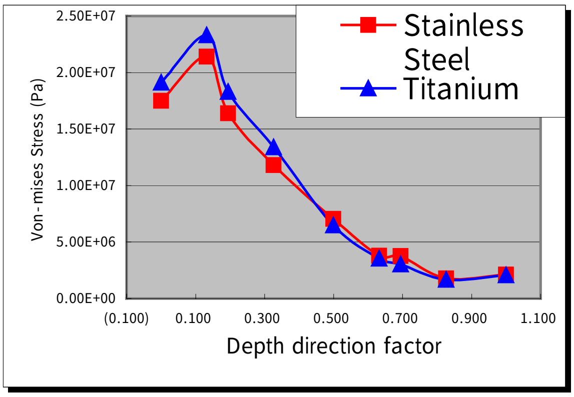


Fig. 10. Comparision of titanium and stainless steel in FEA

나. 주위 골조직의 질과 양 (Quality & quantity of surrounding bone)

유한요소분석에서의 비교를 위해 피질골의 두께는 가장 얇고 임상 교정에서 미니스크류를 가장 많이 식립하는 상악 소구치와 대구치 부위를 cadaver 상에서 측정한 윤 (2002)의 연구를 인용하였다 (Table 3).

Table 3. Thickness of cortical bone & periodontium

Material	Thickness
Periodontium	0.75 mm
Cortical bone	1.0 mm

또한 좀더 정확한 자료를 얻기 위해서는 주위 골조직의 성질도 고려하여야 하는데 소주골 뿐만아니라 피질골도 등방성(isotropic)하지 않다(Patra 등, 1998). 그러나 피질골은 두께가 너무 얇아서 비등방성(anisotropic)한 모델을 적용시키기가 어려워 등방성하다고 가정을 하였다. 하지만 소주골은 두께도 굵고 피질골 보다 더 비등방성하여 3차원적으로 벌집 모양(honeycomb shape)의 소주골을 형성하여 이용하였다 (Table 4).

Table 4. The parameters of alveolar trabecular bone

	Alveolar trabecular bone
Trabecular thickness	300μm
Trabecular separation	0.55mm
Bone volume fraction	31.4%

미니스크류의 직경, 길이, 나사산 거리, 나사산 형태 이외의 모든 요소를 고정시킨 조건에서 내정값을 만들어 비교함으로써 디자인에 따라 미니스크류에 교정력을 가할 시 주위 골조직으로 응력이 어떠한 양상으로 분산되는 가를 비교하였다.

다. 해석 환경

본 연구는 서로 다른 물성을 갖는 세 가지 물질의 접촉 상태를 하고 있다. 미니스크류에 나선형의 나사산 형상과 피질골, 소주골의 형태가 구현되어야 한다.

수학적 모델을 형성하기 위해 크게 CATIA와 FEMAP이라는 두 가지의 software를 사용하였다. CATIA는 복잡한 형상을 구현하고 접촉상태를 해결하기에 많은 장점을 가지고 있는 CAD/CAE 통합 솔루션(solutions) 이지만 비선형적인 동적 해석에 제약이 있다. FEMAP은 유한요소해석을 위한 Windows 전용 전후처리기(pre/post - processor)로써 CATIA에서 구현하기 힘든 나선형의 나사산 형상의 접촉상태를 구현하고 소주골 형태를 효과적으로 처리하기 위해 사용하였다(Table 5).

Table 5. Software & hardware used in this study

	Tool	Company	Name of Tool
Software	CAD/CAE Solutions	Dassault System	CATIA Solutions V5 R9
	Pre/Post - processor	EDS	FEMAP Version7.1
	Solver	MSC.software	MSC.Nastran Version70.5
	CPU	RAM	Video Board
Hardware	PentiumIII 833Mhz	RDRAM 1024Mb	ATI FireGL 8800

라. 유한요소(Finite Element Model) 정보

(1) Node & Element수

해석이 수행된 기본적인 기준인 node수와 element수는 아래와 같다(Table 6).

(2) Element 정의

본 연구에서 사용된 element는 표에서 보는 바와 같이 Tet4, Hex8, SPIDER, Bar 네 가지 종류이다.

Tet4: Tetrahedral Element로 4개의 절점으로 이루어진 사면체 요소를 말한다.

Hex8: Hexahedral Element로 8개의 절점으로 이루어진 육면체 요소를 말한다.

SPIDER: CATIA의 GAS에서 제공하는 특수한 요소로써 두 물체가 접촉시에 사용된다. 4개의 절점과 3개의 발(line)로 이루어져 거미 같은 형태를 가진다.

Bar는 1차원 요소로 MSC.Nastran의 CBAR 요소이다.

Table 6. Numbers of node & element

Case	Number of Node	Number of Element			
		Tet4	Hexa8	SPIDER	Bar
2.0mm	4815	18873	X	1381	X
1.6mm	3304	12097	X	833	X
1.2mm	2213	7862	X	536	X
1.0mm	5653	21877	X	1738	X
0.8mm	9548	39697	X	1217	X
6.0mm	5689	21728	X	1796	X
7.0mm	3152	11025	X	836	X

8.0mm	2686	8775	X	756	X
10.0mm	2698	9125	X	904	X
12.0mm	2729	9838	X	993	X
0.817mm	2225	8177	X	413	X
0.700mm	2772	10244	X	567	X
0.600mm	3598	12014	X	602	X
0.580mm	2285	11101	X	558	X
0.500mm	4209	15322	X	1532	X
0.400mm	3302	11945	X	857	X
TriIso	2346	8436	X	526	X
Tri60	2373	8590	X	568	X
Tri90	4209	15322	X	1532	X
Lad90	2252	8087	X	487	X
Mix	2330	8456	X	527	X
Rec	2488	8841	X	717	X
Optimization	3535	12509	X	1197	X
Helix	4681	7693	1680	X	X
Honeycomb	8312	4392	728	X	8984
Titanium	3535	12509	X	1197	X

Ⅲ. 연구 성적

1. 직경 (Diameter Parameter)

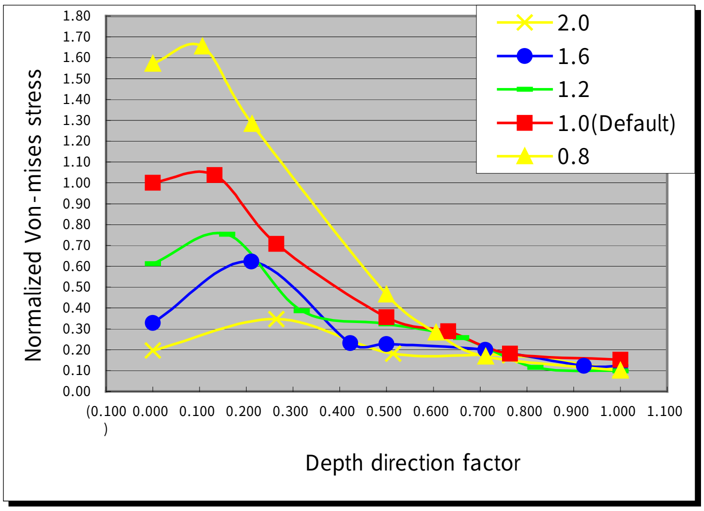


Fig.11 - 1. Comparision of stress distribution by diameter parameter

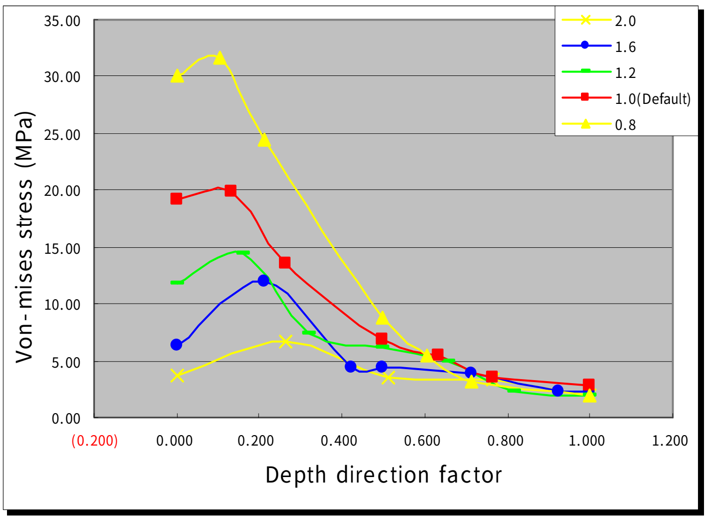


Fig.11 - 2. Comparision of stress distribution by diameter parameter

한 곡선에서 나타나는 국부적인 응력값의 증가는 나사산의 끝단 부분이 피질골에 접촉하고 있는 부분이다. 미니스크류의 직경에 대해 비례하는 나사산을 가지는 형상을 가지고 있기 때문에 나사산의 위치가 직경의 변화에 따라 차이가 나므로 국부적인 응력증가가 나타나는 부분은 각 곡선마다 다른 위치에서 나타나게 된다. 대체적으로 피질골의 최 상단 보다는 첫 번째 나사산의 끝단에서 더 큰 응력값을 가지는 것으로 나타났다.

전체적으로 직경이 감소할수록 응력 값이 증가하고 있다.

피질골 최 상단의 응력값의 경우 최소 직경인 0.8mm의 미니스크류는 1.2mm의 미니스크류 보다 약 2배 이상의 응력 값을 가지며 1.6mm의 미니스크류 보다는 4배 가까운 응력값을 가진다. 직경의 변화가 피질골 최 상단의 응력 분포에 매우 큰 영향을 주는 것을 알 수 있다. 그러나 첫 번째 나사산의 끝단에서는 이와는 약간 다른 양상이 나타났는데 직경이 커질수록 응력값이 감소하는 것은 피질골 최상단과 비슷하나 일정한 크기의 비율을 가지고 있지 않았다. 피질골 최상단과 첫 번째 나사산 끝단사이의 응력값의 차이와 미니스크류의 직경과는 별다른 관계가 관찰되지 않았다.

0.6 factor 근방에서부터는 직경에 관계없이 비슷한 응력값을 나타내고 있으며 피질골 최 상단이나 첫 번째 나사산의 끝단보다 현격하게 작아진 응력값이 보여지고 그 뒤로 계속해서 점진적으로 작아지고 있다.

2. 길이 (Length Parameter)

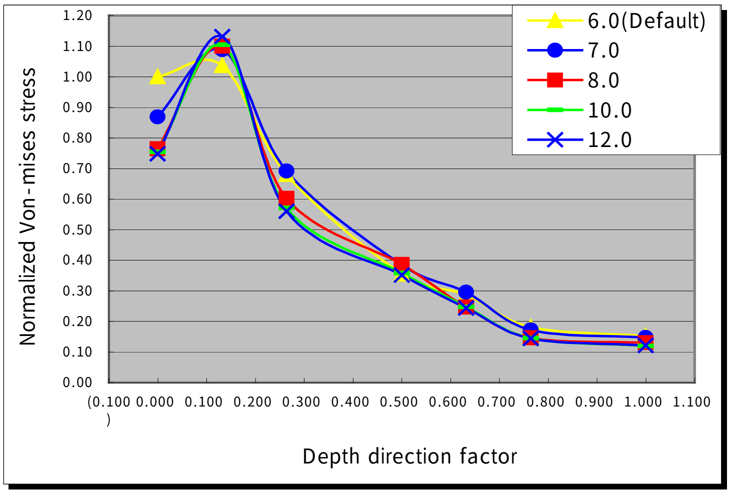


Fig. 12. Comparision of stress distribution by length parameter

피질골 최 상단인 0.0 factor에서는 미니스크류의 길이가 증가함에 따라 응력값이 감소하는 경향을 보인다. 그러나 8.0mm의 미니스크류부터는 별차이가 없었으며 6.0mm의 미니스크류에 비해 길이가 2 배인 12.0mm의 미니스크류가 응력값은 25% 정도의 감소만을 나타내고 있다.

첫 번째 나사산의 끝단인 0.15 factor 근방에서는 미니스크류의 길이가 증가함에 따라 응력값이 증가하고 있다. 그렇지만 8.0mm에서 10.0mm로 증가하였을 때 응력값이 오히려 감소되게 나타나는 부분이 있으나 거의 차이가 없었으며 길이에 따른 응력값의 변화가 첫 번째 나사산의 끝단보다 피질골 최 상단에서 더 크게 나타났다.

0.5 factor 이상에서는 미니스크류의 길이에 따른 응력값이 근소한 차이를 나타내고 있으나 거의 비슷한 경향을 보여 주고 있다. 그러나 적은 차이이지만 미니스크류의 길이가 증가함에 따라 응력값이 작아지고 있다.

3. 나사산 거리 (Pitch Parameter)

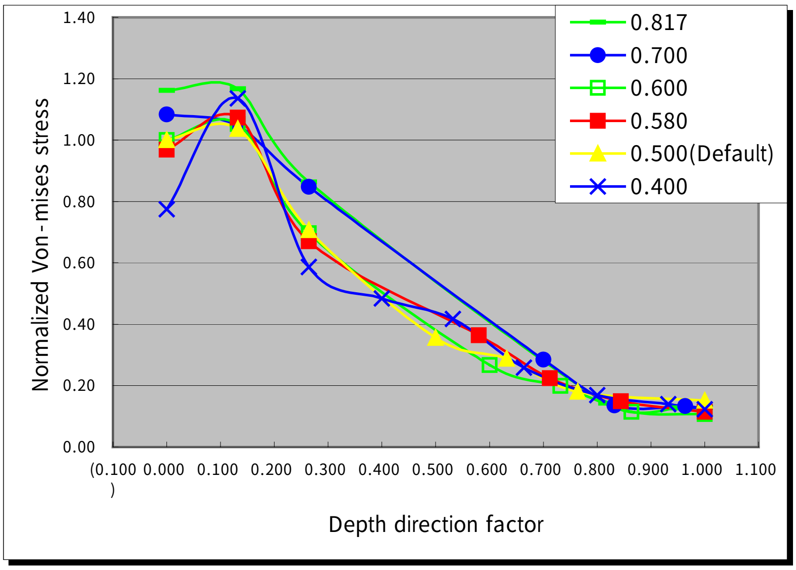


Fig. 13. Comparision of stress distribution by pitch parameter

피질골의 두께를 1.0mm로 한정하였으므로 동일한 조건을 부여하기 위해 두 개의 나사산이 1.0mm내에 존재할 수 있도록 나사산 거리를 0.817mm까지로 제한 하였다.

나사산 거리의 변화에 대한 응력값의 편차가 다소 컸다. 피질골 최 상단인 0.0 factor에서는 나사산 거리가 감소함에 따라 응력 값이 감소하는 경향을 보였다. 그러나 0.600mm부터 0.500mm에서는 거의 차이가 없었으며 0.400mm에서 크게 감소하였다.

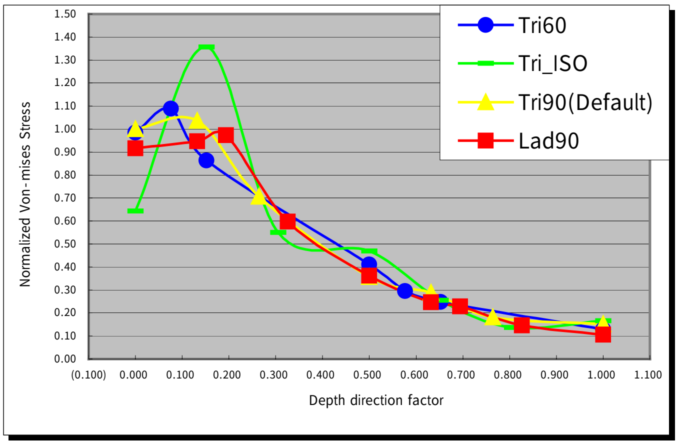
첫 번째 나사산 끝단에서는 이와는 다른 양상으로, 나사산 거리가 감소함에 따라 응력값이 약간 감소하다 다시 증가하는 경향을 보였으나 피질골 최 상단에서보다 변화량이 적었다. 피질골 최 상단에서와 같이 0.600mm부터 0.500mm에서는 응력값의 차이가 거의 없었다.

0.400mm는 피질골 최 상단에서의 응력값은 가장 작았으나 첫 번째 나사산 끝단에서의 응력값이 매우 큼으로 다른 경우에 비해 피질골 최 상단과 첫 번째 나사산 끝 단에서의 응력값의 변화가 매우 컸다.

0.8 factor부터는 6가지 경우가 거의 같은 응력값과 경향을 보여주고 있으며 다른 매개 변수에서와 유사하게 두 번째 나사산의 영향은 어느 경우에서나 별반 크지 않았다.

0.600mm부터 0.500mm까지가 피질골에 대한 응력값의 크기와 분포에서 다른 경우보다 적고 우수하였다.

4. 나사산 형태 (Shape Parameter)



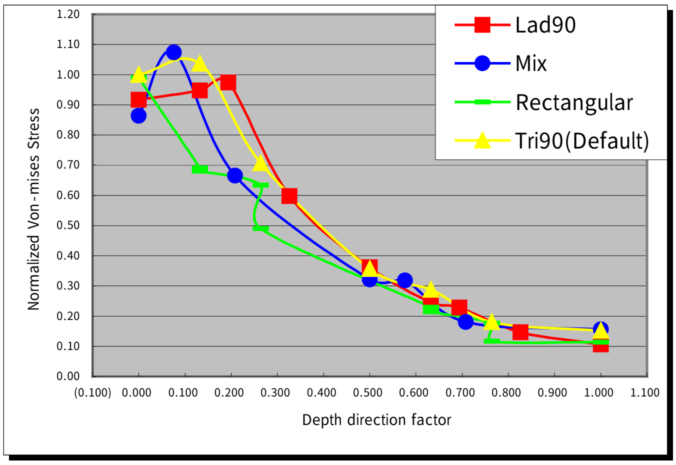


Fig. 14. Comparision of stress distribution by shape parameter

피질골 최 상단인 0.0 factor에서 6가지 중 TriISO가 가장 작은 응력값을 나타내고 나머지들은 이보다 큰 값을 보여주고 있으나 나머지 경우간에 큰 차이를 보이지는 않았다. 그러나 TriISO의 경우 첫 번째 나사산 끝단에서의 응력값이 다른 경우들에 비해 상대적으로 큰 값을 보여줄 뿐만아니라 피질골

최 상단과 첫 번째 나사산 끝단 사이에 대략 2배 정도의 응력 차이가 존재할 정도로 응력의 변화가 컸다.

유사한 경향을 보이는 Tri60, Mix, Tri90, Lad90의 비교에서 Mix는 피질골 최 상단에서의 응력값이 나머지 경우들에 비해 적은 반면 첫 번째 나사산 끝단에서의 응력값은 크게 나타났다. 나사산의 상단 각 (Mix의 30도)을 줄이는 것만으로도 응력분포에 많은 영향을 끼치는 것으로 나타났다. 그러나 TriISO보다는 응력의 변화가 작았다.

나사산의 끝각이 클수록 피질골 최 상단과 첫 번째 나사산 끝단 사이의 응력의 변화가 작았다.

Tri60과 Mix에서 처럼 나사산의 끝각이 작은 경우에는 첫 번째 나사산 끝단에서의 응력값이 증가한 반면 나사산의 밑단 부위에서 응력이 급격히 감소하는 양상을 보여 나사산의 끝단과 밑단 사이의 응력의 변화가 컸다.

Lad90처럼 끝각이 날카롭지 않은 경우가 나사산의 끝단과 밑단 사이의 응력의 변화가 적었다. 피질골의 최 상단인 0.0factor에서 Tri60과 Tri90 보다 약 10%의 응력 감소를 보일 뿐만 아니라 첫 번째 나사산 끝단에서도 별다른 응력의 증가를 나타내지 않았고 가장 고른 분포를 나타냈다.

Rec는 피질골의 최 상단인 0.0factor에서부터 지속적으로 응력이 감소하는 양상으로 응력분포만 볼 시에는 가장 이상적이었다. 그러나 임상적으로 시술이 불가능한 경우이다.

0.5 factor에서 부터는 모든 경우에서 거의 같은 응력값과 경향을 보여주고 있으며 두 번째 나사산의 영향은 거의 없었다.

5. 최적 모델과 나선형의 나사산을 부여한 상태, 소주골을 구현한 상태와의

비교

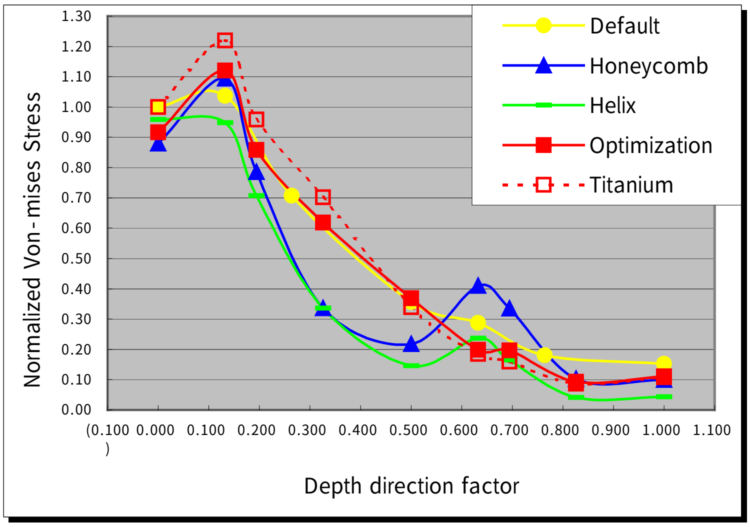


Fig. 15. Comparision of stress distribution in other cases

이 연구는 스테인리스의 물성치를 가지고 해석이 수행되었다. 티타늄의 경우 피질골의 최 상단부위와 첫 번째 나사산 끝단에서의 응력값이 스테인리스보다 더 크게 나타났다. 그러나 거의 비슷한 경향을 보여주고 있으며 0.8 factor 이상에서부터는 거의 동일한 분포를 보이고 있다.

최적 모델과 내정값 모델의 비교에서 피질골의 최 상단에서는 최적 모델의 응력이 작고 첫 번째 나사산 끝단에서는 내정값 모델의 응력이 작았으나 그 뒤로는 거의 유사한 경향을 보여주고 있다. 이는 두 경우 모두 응력에 가장

영향을 많이 미치는 직경이 1.0mm로 같았으며 나머지 매개 변수가 큰 차이를 보이지 않았기 때문으로 6.0mm와 8.0mm의 미니스크류의 길이에 따른 비교에서와 거의 같은 결과를 보여주고 있다.

최적 모델과 나사산을 나선형으로 부여한 경우의 비교에서 나사산을 나선형으로 부여한 경우가 피질골 최 상단에서는 약간 응력이 크게 나왔으나 첫 번째 나사산이 접촉하는 부분에서 응력값이 15%정도 적게 나왔고 그 뒤로 상당한 응력값의 차이를 보이며 감소를 하다 두 번째 나사산이 접촉하는 부분에서 다시 응력값이 증가하는 양상으로 최적 모델과는 다소 상이한 경향을 보여주고 있다.

최적 모델과 소주골을 재현한 경우의 비교에서 0.2 factor까지는 매우 유사한 응력분포를 보여주고 0.8 factor 부터도 유사하지만 0.2~0.7 factor 영역에서는 소주골을 재현한 경우가 나사산을 나선형으로 부여한 경우와 유사한 경향을 보이며 최적 모델과는 커다란 차이를 나타냈다. 두 번째 나사산이 접촉하는 부분에서 소주골을 재현한 경우가 최적 모델 뿐만 아니라 나사산을 나선형으로 부여한 경우 보다도 응력값이 크게 증가하는 차이를 나타내 응력분포가 매우 상이함을 보여주고 있다. 따라서 해면골이 비등방성한 경우에 응력분포에 있어서 등방성한 경우와는 상이하게 피질골에 영향을 미침을 나타냈다.

Ⅳ. 총괄 및 고찰

1. 유한요소분석

해석수행의 시간적인 제약과 시스템의 성능 한계로 인하여 매개 변수당 4 - 6가지 경우를 선정해 그 중에서 가장 요구조건에 부합하는 경우를 최적 모델의 조건으로 선택하는 방법을 구사하였다. 응력 분포의 비교를 전체 절점에서 시행하여야 하나 비교를 위한 절점의 위치가 각 경우에서 달라짐에 따라 비교가 불가능하다. 그러므로 특정 절점에서의 각 매개 변수에 따른 응력 추이를 보기 위해 급격한 응력의 변화를 보이는 절점을 선택하여 각 경우에서 동일 부위를 비교하고 나머지 부위는 완만한 꺾은 곡선(응력추세선)으로 나타내었다.

각 매개 변수에 대한 그래프는 Depth direction factor에 대한 Normalized Von - Mises Stress로 나타내었다. Normalized Von - Mises Stress는 응력값의 실제 크기를 비교하기 보다는 각 곡선간의 상대적인 차이를 비교하기 위한 것으로 내정값 모델의 피질골 0.0 factor에 대한 응력값으로 무차원화 시킨 값이다. Depth direction factor란 공학적인 비교를 위해 사용한 용어로 각 경우들 간의 형상 치수들을 동일하게 유지시키고자 피질골의 깊이 방향에 대한 절점의 위치를 나타낸다. 피질골의 두께를 1.0mm로 정하였기 때문에 이 값은 0.0~1.0 factor를 가지게 된다.

Depth direction factor가 증가함에 따라 모든 경우에서 응력 추세선은

응력이 감소하는 경향을 나타냈는데 이는 하중이 미니스크류의 head 부위에 적용되기 때문으로 이 부분이 미니스크류의 tip에서보다 더 많은 변위가 일어남을 보여준다.

최적 모델은 각 매개 변수의 최적값을 선택한 것으로 응력 추세선의 상대적인 비교에 의해 결정되었다.

최적 모델과 나사산을 나선형으로 부여한 상태의 비교에서 보여주는 응력 분포의 차이는 나사산이 3차원적으로 오른쪽으로 굽어져 있는 형상 때문으로 일정하게 응력이 아래 방향으로 전이됨에 따라 피질골과 수직으로 만나는 것보다 응력 값이 더 적게 나온 것으로 보인다.

최적 모델과 소주골을 구현한 상태의 비교에서 보여주는 응력 분포의 차이는 소주골의 형상이 1차원 요소인 Bar 요소를 이용하여 비등방성 형상이 구현되었기 때문으로 미니스크류와 해면골이 접촉할 수 있는 절점의 수에 한계가 있고 Solid 요소를 이용했을 때보다 미니스크류를 지지하지 못해 상대적으로 피질골의 아랫부분에 응력이 많이 전파되어 다소 급격한 변위차가 나타나는 것으로 보인다.

나사산을 나선형으로 부여한 상태와 소주골을 구현한 상태는 최적 모델과 중간층 부근에서 다소 차이가 나타나는데 이는 본 연구에 사용된 두 프로그램의 솔버가 최적 모델은 CATIA(Elfini Solver), 나선형과 소주골을 구현한 모델은 MSC.Nastran70.5로 서로 다르기 때문에 기인한다. 앞의 두 상태는 CATIA내에서 구현이 불가능하여 이와 같은 변형양상을 가지는 구속조건을 FEMAP(전 - 후처리기)상에서 적용하였기 때문으로 CATIA에서는

선형접촉조건이 전체 접촉 부위의 절점에 연속적으로 적용된 반면 다른 두 모델은 접촉 부근의 절점에 불연속적인 구속조건이 적용되어 피질골의 중간층에서의 변위가 다소 연속적이지 못하고 응력 값이 작게 나타나는 것이다.

2. 미니스크류의 안정성

본 실험에서는 골유착과 같은 미니스크류의 이차적 안정성은 배제하였다. 또한 일차적 안정성에 영향을 미치는 요소 중 디자인과 연관된 미니스크류 자체의 요소만을 고려하기 위해 미니스크류 삽입시에 필요한 기술적 요소(technique factor)와 나이와 같은 숙주 요소(host factor)를 제외하였다. 왜냐하면 pilot drilling 같은 기술적 요소에 의한 열의 발생(Eriksson, 1983, Kerawala, 1999)과 안정성의 변화(Bahr, 1989, 1990)에 의해 미니스크류의 실패율이 다를 수 있기 때문이다(Kuriakose 등, 1996, Jaques 등, 1997). 따라서 위의 요소를 배제할 시 미니스크류의 안정성에 있어 가장 중요한 것은 교정력이 가해질 시에 주위 골조직으로 교정력이 전이(transfer)되는 것인데 이것은 5가지 요소에 의해 영향을 받게 된다.

가. 적용하는 교정력의 형태 (Type of loading)

수직 방향, 수평 방향 그리고 그 둘의 조합에 의해 매우 다양한 양상으로 미니스크류에 교정력이 적용될 수 있으나 교정학의 영역에서 고정원

조절(anchorage control)의 목적으로 미니스크류를 사용 할 시에는 대부분의 경우에 수평 방향의 교정력이 주어지고 경우에 따라 수직 방향의 교정력이 적용되기도 하나 어느 정도 조절이 가능하므로 유한요소분석(FEA)를 통한 미니스크류의 응력 분포를 비교 연구하는데 있어서 교정력의 방향을 수평 방향으로 한정 지었다. 적용되는 교정력의 크기는 400g정도의 크기까지 적용이 가능하다는 연구도 있고 악정형력이 적용된 보고도 있는바 교정력으로는 크다고 느껴지나 사용될 수 있는 경우도 있으리라 사료되어 500g으로 정하였다. 그러나 실제 임상에서 500g의 교정력이 사용되는 경우는 거의 없으며 이번 실험에서도 이 정도 크기의 힘을 가할 시에 경우에 따라서는 병적인 변화(pathologic change)를 일으킬 수 있을 정도의 과도한 응력이 특정 부위에 집중됨을 발견할 수 있었다. 골조직의 건강한 유지를 위해서는 1.4 - 5.0 MPa의 응력(stress)이 적당하고 그 이상일 경우에 골흡수를 유발 할 수 있으며(Rieger 등, 1990) 골이 적응할 수 있는 생리적 범위를 넘은 과도한 힘은 implants의 실패를 일으키는 주요 원인일 수 있다(Hurzeler 등, 1998). 그러나 적용되는 교정력을 줄였을 시에도 그 경향이 비슷하였기에 직경이 1.0mm 또는 그 이하의 미니스크류가 500g 정도의 힘에 견딜 수 있는 지 여부를 알아보기 위해 500g의 교정력을 적용하였다.

나. 미니스크류와 골조직 접촉면의 상태 (Nature of miniscrew - bone interface)

미니스크류와 골의 접촉면은 골유착은 무시한 체로 피질골과 소주골 모두에서 미니스크류와 골조직(bone)이 균일하게 접촉하고 있다고 가정하였다. 과거부터 얼마 전까지의 초기 유한요소분석에서는 소주골 형태(trabecular pattern)를 정확히 알 수 없고 재현할 수도 없었기 때문에 소주골의 망상조직(network)은 무시했고 이로 인해 소주골이 조밀한 형태로 균질하며 등방성 하다고 가정하였다. 그러나 실제로는 그렇지 않을 뿐만 아니라 심지어 피질골도 균질하지 않으며 등방성 하지 않다는 연구도 있다(Patra 등, 1998). 또한 골조직은 복잡한 미세 구조의 다공성(porous) 물질로 미니스크류와 불완전하게 또는 거의 접촉하지 않는 부위가 존재하고 있고 이로 인해 미니스크류로부터 주위 골조직으로의 응력 분포가 매우 다양하게 나타날 수 있다. 따라서 골조직의 다양한 형태에 따른 수 없이 많은 모델과 이를 반영할 수 있는 복잡한 공식(algorithms)이 필요하다(Sato 등, 1999). 그러나 이에 대한 연구는 미미한 상태이므로 이 실험에서는 유한요소분석을 할 수 있는 부분 내에서 소주골의 비등방성을 고려하여 소주골 망상조직을 어느 정도 재현하였다. 하지만 소주골에 일정한 형태가 부여되었으며 미니스크류가 골조직과 만나는 모든 부위에서 균일하게 접촉하고 있다고 가정하였다.

다. 미니스크류의 물성치 (Material properties of miniscrew)

적용된 동일한 교정력에 대해서도 미니스크류의 물성치에 따라 다른 양상의 응력 분포가 나타나게 된다. 이 실험에서는 두 재료간의 물성치가 차이가

있기는 하지만 티타늄과 스테인리스을 유한요소분석에서 동일한 조건으로 비교했을 시에 분포되는 응력 값과 특히 경향에서 커다란 차이가 있지 않아 미니스크류의 디자인에 미치는 영향이 별로 없으리라 사료되어 스테인리스를 실험 재료로 사용하였다(Fig.10). 그러나 물성 만을 놓고 볼 때 재료의 성질로는 스테인리스가 응력분포에 있어서 유리하였다. 이는 더 작은 강성(Young's Modulus)을 가지는 티타늄이 스테인리스와 동일한 최적 모델에서의 비교 시 더 큰 변형을 가지게 되고 여기에 접촉되는 피질골에는 상대적으로 더 많은 응력이 분포되기 때문이다.

라. 주위 골조직의 질과 양 (Quality & quantity of surrounding bone)

여러 연구들이 임플란트로부터 주위 골조직으로 응력를 분산 시키는데 있어서 주위 골조직의 질과 양이 매우 중요하다는 보고를 하고 있다(Holmes와 Loftus, 1997, Lum과 Osier, 1992). 따라서 주위 골조직의 정량적, 정성적 분석에 의한 자료가 미니스크류의 경우도 중요하다.

(1) 주위 골조직의 양 (Quantity of surrounding bone)

유한요소분석를 통한 연구에서 피질골이 응력의 많은 부분을 수용하므로 중요하다는 보고가 있다(Clelland 등, 1993). 그러나 얼굴 형태(facial type)에 따라 피질골의 두께가 다르다는 Masumoto 등(2001)의 연구처럼 피질골은 사람에 따라 부위에 따라 매우 다양하게 존재한다. 따라서 유한요소분석으로 디자인에 따른 차이를 비교분석하기 위해 일정한 값을

이용해야 함으로 피질골의 두께가 가장 얇은 부위이고 교정적으로 고정원 조절(anchorage control)을 위해 가장 사용이 빈번한 부위인 상악 소구치, 대구치 부위의 피질골의 두께를 cadaver상에서 측정한 윤(2002)의 연구를 인용하였다(Table 2).

(2) 주위 골조직의 질 (Quality of surrounding bone)

소주골과 피질골 모두 비등방성하지만 등방방성하다고 가정할시에 20 - 30%의 응력의 차이가 있을 수 있으므로(O'Mahony 등, 2001) 유한요소분석에서는 좀 더 정확한 예측을 위해 골부피(bone volume)에 따라 탄력률(elastic modulus)을 조정하는 새로운 공식(algorithm)이 보고 되고 있다(Sato 등, 1999). 따라서 정확한 응력의 분포를 알기 위해서는 소주골과 피질골 모두 비등방성한 모델을 적용시켜야 하는데 피질골은 소주골에 비해 등방성하며 어느 정도 조밀한(compact) 구조를 가지고 있으며 두께가 너무 얇아서 이를 적용시키기 어려워 등방성한 모델을 적용한 반면 소주골은 두께도 충분하고 피질골 보다 좀 더 비등방성하기 때문에 비등방성한 모델을 적용하였다. 이를 위해 전산화 단층촬영에 의해 위치에 따른 소주골의 두께와 체적비를 구한 연구(Moon 등, submitted)를 바탕으로 3차원적으로 소주골을 벌집 모양으로 형성하여 이용하였다.

마. 미니스크류의 디자인 (Geometry)

골유착을 배제할 시에 미니스크류의 디자인은 두 가지 목적에 부합이

되어야 한다. 첫 번째는 self-tapping에 의한 것이던 pilot drilling에 의한 것이던 미니스크류는 삽입시에 일차적 안정성을 증가시키기 위해 어느 정도의 응력을 필요로 하는데(Meredith, 1998) 이러한 응력이 원하지 않는 곳에 집중되거나 또는 과도하게 만들어질 시에 미니스크류-조직 접합면의 골조직에 국부성 허혈(local ischemia)과 같은 문제를 유발할 수 있으므로(Vaillancourt 등, 1996) 삽입 시에 응력를 줄일 수 있어야 한다. 그러나 이러한 응력이 너무 적거나 없을 시에는 일차적 그리고 이차적 안정성를 저하시키게 되므로 적절한 응력를 유지 할 수 있어야 하고(Bahr, 1989) 두 번째는 골유착이 발생되기 전이라도 미니스크류를 삽입 후 2-3주내와 같은 초기 또는 즉시 교정력을 적용하는 것이 가능하기(Majzoub 등, 1999) 때문에 미니스크류에 교정력이 가해질 시에 가장 적절하게 응력을 분산시킬 수 있는 디자인이어야 한다.

이중 첫 번째는 비선형적인 연구일 뿐만 아니라 미니스크류의 삽입시에 고려되어야 할 요소가 너무 많고 매우 동적인 상황에 대한 연구가 필요하며 현재 존재하고 있는 software로는 해결할 수 없는 경우들이 있다. 따라서 이번 연구는 미니스크류 삽입 후 수평 방향의 교정력이 주어졌을 시에 주위 골조직에 발생되는 초기 응력 분포에 관심을 둔 선형적 연구로서 두 번째 목적에 대한 디자인에 중점을 두었다.

미니스크류의 디자인에 있어 직경의 변화에 따른 응력의 변화가 가장 큼으로 적용되는 교정력이 증가할수록 직경이 증가하는 것이 응력 분포에서는

유리하다. 500g의 교정력이 주어질 시에 0.8mm의 미니스크류는 32Mpa의 응력이 첫 번째 나사산 끝단에 집중되었고 1.0mm의 미니스크류는 20Mpa의 과도한 응력이 발생됨을 보여준다(Fig. 11-2). 따라서 직경이 2.0mm 이상되어야 이정도의 교정력에 적절히 유지될 수 있다. 그러나 일반적인 치아 이동을 위한 교정력은 100-300g 정도이고 너무 직경이 큰 미니스크류는 해부학적인 제한점이 있으며 삽입시에 어느 정도의 응력이 발생하는지 정확히 알 수 없음으로 초기 응력 분포만을 고려할 시에는 1.4-2.0mm 정도의 미니스크류가 적당할 것이라 사료된다.

길이에 따른 응력의 변화에 있어서 8mm 이상에서는 차이가 없음으로 그 이상의 길이는 응력 분포에 영향을 미치지 못한다. 그러나 6mm에 비해 8mm에서는 20% 정도 응력의 감소를 보이고 있다. 따라서 직경이 제한된 상태에서 다소 큰 교정력을 적용시킬 시에는 미니스크류의 길이가 8mm로 골내에 삽입되는 양이 6.5mm정도가 적당할 것이다.

나사산 거리가 감소함에 따라 피질골 최 상단에서의 응력이 감소함을 보여주고 있다. 그러나 나사산 거리가 0.4mm인 경우에서는 피질골 전체에서의 응력 분포는 유리하나 첫 번째 나사산 끝단에서의 응력이 매우 증가하는 양상을 보여 나사산 거리의 감소가 응력 분포에 있어서 유리하지만은 않았다. 이는 나사산 거리가 감소함에 따라 응력이 감소한다는 골유착된 implants을 이용한 연구(Chun 등, 2002)와 약간의 차이를 보이는데 아마도 연구에 이용된 나사의 직경 및 나사산 형태에 따른 차이가 매우 크고 나사산 거리도 비교된 양이 다름에 기인된 것이 아닌가 사료되어진다. 또한

피질골의 두께를 1mm로 한정지음에 따라 동일한 조건을 부여하기 위해 두 개의 나사산만이 존재하도록 나사산 거리를 0.4mm 까지로 제한을 두어 그 이하의 거리를 비교하지 못 함에 따라 정확한 평가를 내리기에는 부족함이 있다. 그러나 이 연구의 결과만을 볼 시에는 나사산 거리가 0.5 - 0.6mm가 적당하다.

나사산 형태에 따른 응력의 변화에서 직사각형 모양의 나사산이 가장 유리하여 Chun 등(2002)의 연구와 일치한다. 그러나 교정학 영역에서 이런 형태는 실제 임상에서 사용이 불가능함에 따라 나사산 형태가 삼각형인 경우 편평한 골(flat bottom of screw thread)을 가지며 나사산 끝단이 뾰족하지 않고 그 사이각이 큰 나사산이 유리하였다.

이번 연구에 있어 직경에 따라 일정한 높이를 가지는 나사산의 형태임에도 불구하고 피질골 최 상단과 첫 번째 나사산 끝단에서의 응력 분포가 직경에 따라 차이를 나타내 연관성이 없음을 보여주고 있다. 따라서 미니스크류의 직경과는 별도로 직경에 대한 나사산 높이의 비율과 나사산 거리에 대한 나사산 높이의 비율 같이 다른 매개 변수와 연관지어 나사산에 대한 연구가 필요하다. 또한 미니스크류의 삽입시에 발생되는 응력 분포는 이와는 전혀 다른 양상을 보일 수 있으므로 많은 연구를 통하여 미니스크류의 디자인에 대한 지속적인 개발과 노력이 필요하다고 사료된다.

V. 결 론

미니스크류에 원하는 크기의 교정력을 적용시킬 때 디자인에 따른 주위 골조직으로의 응력 분산을 알아보고자 치유, 골형성, 골유착(osseointegration)같은 이차적 안정성은 배제한 상태에서 스테인리스의 물성을 가지고 삼차원 유한요소분석(finite element analysis)을 이용하여 미니스크류의 일차적 안정성에 영향을 미치는 여러 요소중 미니스크류의 직경, 길이, 나사산 거리, 나사산 형태에 따른 응력 분포를 비교하였다.

나사산은 나선형이 아닌 반지 형태를 부여하였고 피질골과 해면골이 등방성(isotropic)하다는 가정하에 미니스크류의 디자인에 따른 응력을 비교하여 각 매개 변수에 따라 최적값을 가지는 최적 모델(optimum geometry)를 구한 후 이러한 최적 모델의 미니스크류와 여기에 나사산을 나선형으로 부여한 상태, 해면골이 비등방성하다고 가정하여 소주골을 재현한 상태를 서로 비교하였다.

여러 가지 조건에 따른 가정이 많은 관계로 실제 구강 내에서의 시술과는 약간의 차이가 있겠지만 어느 정도 경향을 분석하는 데는 도움이 되었으며 이를 통해 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 미니스크류의 직경의 변화에 따른 응력의 변화가 가장 컸다.
2. 길이의 변화에 따른 응력의 변화는 크지 않았으며 특히 8mm 이상에서는 거의 차이가 없었다.
3. 나사산 거리가 감소함에 따라 피질골 최상단의 응력은 줄어들었으나 0.4mm에서는 오히려 첫번째 나사산 끝단에서의 응력이 현저히

증가하여 매우 불안정한 분포를 보였다.

4. 나사산 형태가 삼각형인 경우 그 끝각이 작을수록 첫번째 나사산 끝단에서의 응력값의 변화가 컸으며 그 끝각이 뾰족하지 않은 것이 응력 분포에 유리하였고 나사산 형태에 따라 응력 분포가 다양하게 나타났다.
5. 대부분의 경우에서 피질골 최상단 보다는 첫번째 나사산 끝단에서 가장 큰 응력값을 나타냈으나 그 둘 사이에서의 응력의 변화와 매개변수간의 특별한 관계가 없었고 두 군데에 응력이 집중되는 것에 미루어 피질골 내에서도 최상단의 골질이 응력 분포에 가장 큰 영향을 주었다.
6. 두번째 나사산은 응력 분포에 영향을 주지만 크지 않았다.

실험 모델의 구현에서 한계를 가지고 있으며 교정력이 적용될 시의 초기 응력만을 관찰했으므로 실제 적용과는 차이가 있지만 연구 결과를 종합하면 미니스크류는 특히 상악 구치부에 식립되는 경우에 직경이 클수록 좋으나 적용되는 교정력의 크기에 따라 1.4 - 2.0mm정도면 적당하고 길이는 골내에 삽입되는 양이 6.5 - 7.0mm면 충분하다. 또한 나사산 거리는 0.5 - 0.6mm 정도로 피질골 내에 두 개의 나사산이 위치하고 나사산 끝단이 뾰족하지 않으며 그 사이각이 큰 경우가 응력 분포에 유리하다.

참 고 문 헌

경승현, 임중기, 박영철: Miniscrew를 고정원으로 이용한 교정치료. *대치교정지* 31:415 - 424, 2001.

윤희선: 교정용 고정나사 삽입 위치에 따른 위턱 물렁조직 및 치밀뼈 두께. 석사학위 논문, 연세대학교 대학원, 서울, 2002.

Block MS, Hoffman DR: A new device for anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 107: 251 - 258, 1995.

Bahr W: The effects of pre - tapping on the miniscrew - bone interface in the midface. *J Craniomaxillofac Surg* 17: 337 - 339, 1989.

Bahr W: Pretapped and self - tapping screws in the human midface. *Int J Oral Maxillofac Surg* 19: 51 - 53, 1990.

Borchers L, Reichart P: Three - dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 62: 155 - 159, 1993.

Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH: Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil* 29: 565 - 574, 2002.

Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Gilat A: Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant. *J Prosthodont* 2: 183 - 189, 1993.

Cook SD, Klawitter JJ, Weinstein AM: A model for the implant - bone interface characteristics of porous dental implants. *J Dent Res* 61: 1006 - 1009, 1982.

Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: A preliminary report. *Int J Adult Orthod Orthog Surg* 13: 201 - 209, 1998.

Creekmore TD, Eklund MK: The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod* 17: 266 - 269, 1983.

De Pauw GAM, Dermaut L, De Bruyn H, Johansson C: Stability of implants as anchorage for orthopedic traction. *Angle Orthod* 69: 401 - 407, 1999.

Eriksson AR, Albreksson T: Temperature threshold levels for heat - induced bone tissue injury: A vital - microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 50: 101 - 107, 1983.

Farag MM: Materials selection for engineering design. 1st ed. 1997, pp.311 - 315, Prentice hall, New jersey.

Gainsforth BL, Higley LB: A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *Am J Orthod Oral Surg* 31: 406 - 417, 1945.

Geng JP, Tan KC, Liu GR: Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 85: 585 - 598, 2001.

Gray JB, Steen ME, King GJ, Clark AE: Studies on the efficacy of implants as orthodontic anchorage. *Am J Orthod* 83: 311 - 317, 1983.

Higuchi KW, Slack JM: The use of titanium fixtures for intraoral anchorage to facilitate orthodontic tooth movement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6: 338 - 344, 1991.

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

Hurzeler MB, Quinones CR, Kohal RJ, Rohde M, Strub JR, Teuscher U, Caffesse RG: Changes to periimplant tissues subjected to orthodontic forces and ligature breakdown in monkeys. *J Periodontol* 69: 396 - 404, 1998.

Jaques B, Richter M, Arza A: Treatment of mandibular fractures with rigid osteosynthesis: using the AO system. *J Oral Maxillofac Surg* 55: 1402 - 1406, 1997.

Kanomi R: Mini - implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 31: 763 - 767, 1997.

Kerawala CJ, Martin IC, Allan W, Williams ED: The effects of operator technique and bur design on temperature during osseous preparation for osteosynthesis self - tapping screws. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 88: 145 - 150, 1999.

Kuriakose MA, Fardy M, Sirikumara M, Patton DW, Sugar AW: A comparative review of 266 mandibular fractures with internal fixation using rigid(AO/ASIF)plates or mini - plate. *Br J Oral Maxillofac Surg* 34: 315 - 321, 1996.

Linkow LI: The endosseous blade implant and its use in orthodontics. *Int*

J Orthod 18: 149 - 154, 1969.

Lum LB, Osier JF: Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: Horizontal loading. *J Oral Implantol* 18: 343 - 348, 1992.

Majzoub Z, Finotti M, Miotti F, Giardino R, Aldini NN, Cordioli G: Bone response to orthodontic loading of endosseous implants in the rabbit calvaria: early continuous distalizing forces. *Eur J Orthod* 21: 223 - 230, 1999.

Masumoto T, Hayashi I, Kawamura A, Tanaka K, Kasai K: Relationships among facial type, buccolingual molar inclination, and cortical bone thickness of the mandible. *Eur J Orthod* 23: 15 - 23, 2001.

Meredith N: Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 11: 491 - 501, 1998.

Moon HS, Won YY, Kim KD, Ruprecht A, Kook HK, Chung MK: The three - dimensional microstructure of the trabecular bone in the mandible. (submitted)

Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, Yamasaki K, Okano T, Yamada S, Shibasaki Y: A Clinical and histological evaluation of titanium mini - implants as anchors for orthodontic intusion in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 119: 489 - 497, 2001.

O'Mahony AM, Williams JL, Saulette S: Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri - implant stress and strain under oblique loading. *Clin Oral Impl Res* 12: 648 - 657, 2001.

Park HS, Kyung HM, Sung JH: A simple method of molar uprighting with micro - implant anchorage. *J Clin Orthod* 36: 592 - 596, 2002.

Patra AK, DePaolo JM, D'Souza KS, DeTolla D, Meenaghan MA: Guidelines for analysis and redesign of dental implants. *Implant Dent* 7: 355 - 368, 1998.

Rieger MR, Mayberry M, Brose MO: Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 63: 671 - 676, 1990.

Roberts WE, Helm FR, Marshall KJ, Gongloff RK: Rigid implants for orthodontic and orthopedic anchorage. *Angle Orthod* 59: 247 - 256, 1989.

Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG: Rigid endosseous implants utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthod* 60: 135 - 152, 1990.

Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS: Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod* 86: 95 - 111, 1984.

Saka B: Mechanical and biomechanical measurements of five currently available osteosynthesis system of self - tapping screws. *Br J Oral Maxillofac Surg* 38: 70 - 75, 2000.

Sato Y, Teixeira ER, Tsuga K, Shindoi N: The effectiveness of a new algorithm on a three - dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil* 26: 640 - 643, 1999.

Sherman JA: Bone reaction to orthodontic forces on vitreous carbon dental implants. *Am J Orthod* 74: 79 - 87, 1978.

Singer SL, Henry PJ, Rosenberg I: Osseo - integrated implants as an adjunct to facemask therapy: a case report. *Angle Orthod* 70: 253 - 262, 2000.

Smith JR: Bone dynamics associated with the controlled loading of bioglass coated aluminum oxide endosteal implants. *Am J Orthod* 71: 509 - 530, 1977.

Turley PK, Kean C, Schur J, Stefanac J, Gray J, Hennes J, Poon LC: Orthodontic force application to titanium endosseous implants. *Angle Orthod* 58: 151 - 162, 1988.

Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H: Skeletal anchorage system for open - bite correction. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 115: 166 - 174, 1998.

Vaillancourt H, Pillar RM, McCammond D: Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11: 351 - 359, 1996.

Wehrbein H, Merz BR, Diedrich P, Glatzmaier J: The use of palatal implants for orthodontic anchorage: design and clinical application of the orthosystem. *Clin Oral Impl Res* 7: 410 - 416, 1996.

Wehrbein H, Merz BR, Hammerle CHF, Lang NP: Bone - to - implant contact of orthodontic implants in humans subjected to horizontal loading. *Clin Oral Impl Res* 9: 348 - 353, 1998.

You ZH, Bell WH, Schneiderman ED, Ashman RB: Biomechanical properties of small bone screws. *J Oral Maxillofac Surg* 52: 1293 - 1302, 1994.

사진부도 설명

아래에 수록된 응력분포는 요소에 대한 Von-Mises Stress를 기준으로 삼았으며 변형은 응력분포를 잘 구분하기 위해 나타내지 않았다.

사진부도1. 내정값 모델의 전체 등각투영도 (Isometric General View of Default Model).

응력범위는 0 ~ 3e6 Pa 이며 CATIA내에서 나타내었다.

사진부도2. 최적 모델의 전체 등각투영도 (Isometric General View of Optimum Model).

응력범위는 0 ~ 3e6 Pa 이며 CATIA내에서 나타내었다.

사진부도3. 나사산을 나선형으로 구현한 모델의 전체 등각투영도 (Isometric General View of Helix Model).

응력범위는 0 ~ 3e6 Pa 이며 FEMAP내에서 나타내었다. 사용한 프로그램이 다르기 때문에 다른 부도와는 응력분포의 단위와 분포의 색깔이 다소 다르다.

다른 부도의 CATIA를 사용한 이미지와 다른 점은 응력의 단위가 1000000배인 Mpa 이다. 15가지의 색깔로 응력분포를 표시한 것과 투영도에 대해서는 동일하다.

사진부도4. 최적 모델의 소주골 등각투영도 (Isometric Trabecular Bone View of Optimum Model).

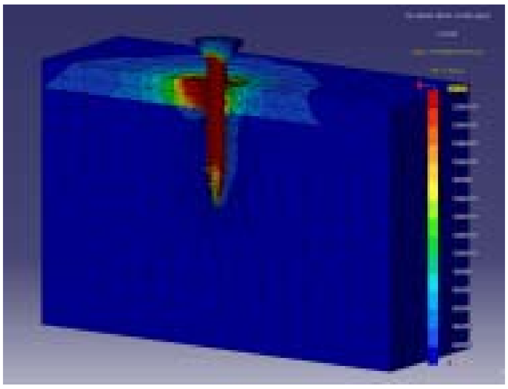
응력범위는 0 ~ 6e5 Pa 이다. CATIA내에서 나타내었다. 사진부도4와 사진부도6을 비교해 보면 약 90% 이상의 응력이 피질골에 분포하고 있음을 알수가 있다.

사진부도5. 내정값 모델의 피질골 등각투영도 (Isometric Cortical BoneView of Default Model).

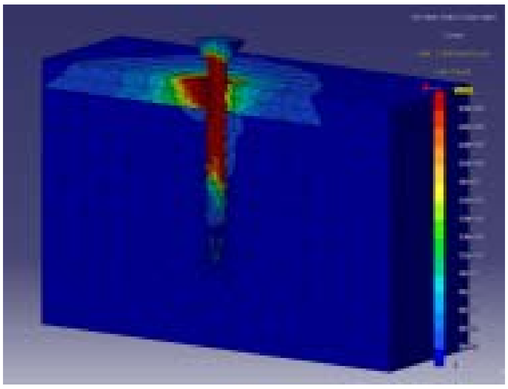
응력범위는 0 ~ 2e7 Pa 이다. CATIA내에서 나타내었다.

사진부도6. 최적 모델의 피질골 등각투영도 (Isometric Cortical Bone View of Optimum Model).

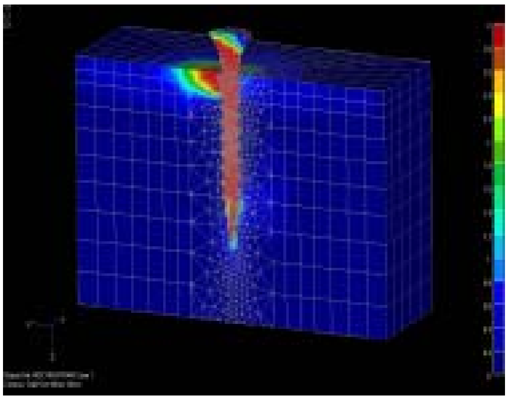
응력범위는 0 ~ 2e7 Pa 이다. CATIA내에서 나타내었다. 내정값 모델에서 보다 피질골에 나타나는 응력이 줄어들었음을 알 수가 있다.



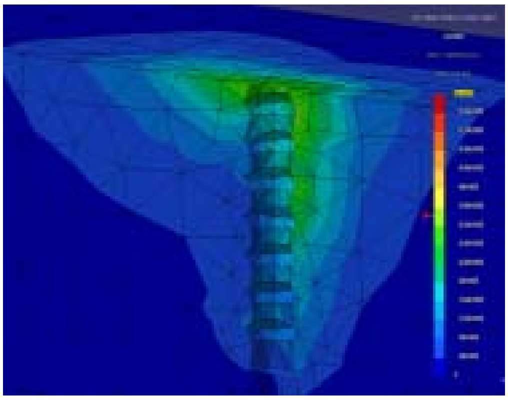
사진부도 1.



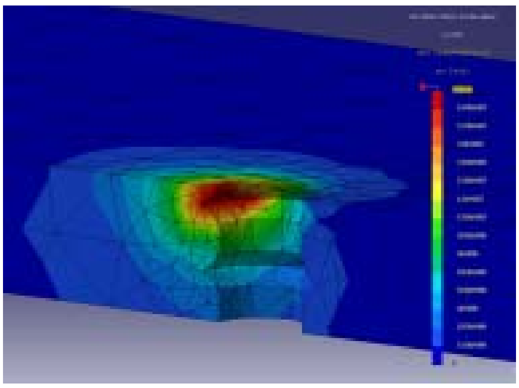
사진부도 2.



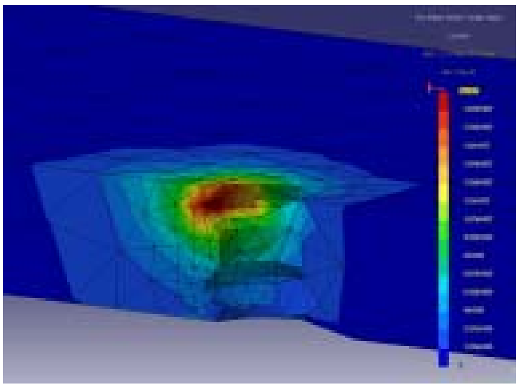
사진부도 3.



사진부도 4.



사진부도 5.



사진부도 6.

ABSTRACT

A design of miniscrew for anchorage control in orthodontic treatment

ChulWoo Baek
Department of Dental Science,
Graduate School, Yonsei University
(Directed by Hyoung Seon Baik, DDS, MSD, PhD.)

In this study, Stress distribution according to diameter, length, pitch , screw thread shape which were selected among many factors affecting primary stability of the miniscrew were compared by using the Finite Element Analysis(FEA) with the properties of stainless steel to investigate stress distribution in surrounding bone according to design, when applying the appropriate orthodontic force on the miniscrew. However secondary stability factors such as healing, bone formation, osseointegration was excluded.

The screw thread shape did not show a spiral form, but rather a ring form and assuming that the cortical and cancellous bone were isotropic , the stress distribution was compared according to the design of the miniscrew and the optimum case(optimum geometry) was calculated by each parameter. The case that screw thread shape was spiral form and

trabecular bone was reconstructed by assuming the cancellous bone was anisotropic was compared to the previous optimum geometry.

There may be slight difference between the actual intraoral operation environment and this study environment due to the much presumption according to the various condition, however it was helpful in analyzing the pattern and the following results were gathered.

1. Stress change by the change in diameter showed the largest value.

2. Stress change by the change of length was not large enough. There was no difference over 8mm in length.

3. As pitch decreased, stress at the highest point of cortical bone decreased. However, in 0.4mm, the stress at the tip of the first screw thread increased remarkably, therefore it showed very unstable distribution.

4. In the case which screw thread shape was triangular, the smaller the point angle was the larger stress change was at the tip of the first screw thread. Dull screw thread had better stress distribution. In addition, according to the shape of thread, stress distribution varied widely.

5. In most cases, the largest stress value was marked at the tip of first screw thread, not at the top of cortical bone. However, there was no specific relationship between stress change and parameters at these two points. According to the fact that stress was concentrated on these two points, the bone quality at the highest point in cortical bone is most important.

6. Second screw thread had little effect on stress distribution.

Reconstruction of experimental model has limitations and there are some differences between the actual application and the experimental model, because the stress in early phase of the orthodontic force applied was only observed. However, looking at the experimental results, it is good for the miniscrew that will be implanted in the maxillary posterior teeth to have a large diameter, but 1.4 - 2.0mm is appropriate diameter according to the applied orthodontic force and 6.5 - 7.0mm is sufficient length for anchorage. In addition, it is better for the stress distribution to position two screw threads, each being approximately 0.5 - 0.6mm in length in the cortical bone, the tip being dull. and the angle being large.

Key words: miniscrew, 3-dimemsional finite element analysis, primary stability, stress distributions