임플란트 식립 시 골질이 주입회전력에 미치는 영향에 관한 삼차원 유한요소 분석

단국대학교 치과대학 치과보철학교실

정재덕 · 조인호

임플란트 골유착의 성공과 임플란트 안정성에서 가장 중요한 것은 골의 양과 질이며 안정성을 평가하는 방법 중 하나인 주입회전력도 골질에 영향을 받는다. 임플란트를 식립할 때 모터에서 생긴 힘이 임플란트에 전달되면 임플란트는 회전력(moment)과 축력(axial force)을 갖게 되고 임플란트와 접촉한 골에서는 절삭과 압박 그리고 마찰이 일어나 응력이 생기는데 이 때 측정되는 주입회전력(insertion torque)은 골질에 따라 다양하게 나타난다. 본 연구에서는 임플란트를 하악 소구치 부위 골에 식립하는 것을 가정하여 골질을 치밀골의 두께와 망상골의 밀도 그리고 하방 치밀골 존재 시로 나누고, 골의 응력과 변위를 소탄성 범위의 유한요소법으로 분석하고 유효응력(von Mises stress)과 회전력 그리고 축력을 비교 연구하여 골질이 주입 회전력에 미치는 영향을 평가하였다.

임플란트(Brånemark MKⅢ.RP, ∅3.75 ×10.0 ㎜, Nobel Biocare, Göteborg, Sweden)와 원통형 골모형(∅9.5 ×12.0 ㎜)의 유한요소 모형을 설계하고 변수로 상부 치밀골의 두께(0.5 ㎜, 1.5 ㎜, 2.5 ㎜)와 치밀골 하부에 망상골의 밀도(0.85 g/㎤, 1.11 g/㎤, 1.25 g/㎤) 그리고 골모형 하부에 1 ㎜ 두께의 치밀골 유무에 따라 총 7개의 모형을 만들었으며, 임플란트가 식립될 때 발생하는 유효응력과 축력 그리고 회전력을 시간대 별로 비교하였다. 임플란트 플랜지 하연이 골의 상부를 파고드는 300 msec, 중간 정도 들어간 550 msec, 완전히 들어가 플랜지 상면이 골 표면과 일치한 800 msec로 나누어 관찰하였을 때 축력은 500 msec 전후에서, 회전력은 800 msec 전후에서 최대값를 보였으며 유효응력 분포는 서로 비슷하였다.

이 같은 실험 결과를 바탕으로 축력을 영역 별로 비교하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. Brånemark MKⅢ 임플란트는 플랜지가 골을 파고들 때 축력이 치밀 골에서 가장 높았고, 회전력은 플랜지가 골상부에 걸리어 축력이 급격히 감소한 이후에 최대 회전력을 보였으며, 이 때 유효응력 분포는 플랜지와 접촉하는 골 상부에 집중되었다.
2. 임플란트 식립 시 치밀골의 두께가 두꺼울수록 축력과 회전력이 높게 나타났으며 치밀골의 두께가 축력과 회전력에 가장 큰 영향을 주었다.
3. 치밀골의 두께가 1.5 ㎜ 이상인 경우 망상 골의 밀도가 축력에 미치는 영향은 작았고, 치밀골의 두께가 0.5 ㎜인 경우 망상골의 밀도가 축력과 회전력에 영향이 있을 것으로 사료되었다.
4. 양측 피질골 존재 시 축력의 합은 상부 피질골의 두께가 같은 다른 경우와 비슷하였으나 부위별 촉력은 골하부에서 양측 피질골 모형이 가장 높았고, 회전력은 하방 피질골과 접촉할 때는 피질골 두께가 같은 다른 모형보다 다소 높으나 최대 회전력은 비슷하였다.

위 결과를 토대로 하악 소구치 부위에 Brånemark MKⅢ 임플란트 식립 시 골질과 관련된 요소 중에 치밀골의 두께가 주입회전력에 가장 큰 영향을 주며 망상골의 밀도를 높이는 술식도 일차적 안정성 증가에 유용할 것으로 사료되는 바이다.

주요어: 임플란트, 주입회전력, 회전력, 축력, 유한요소분석

(**대한치과턱관절기능교합학회지** 2009:25(2):109~123)

서 론

1960년대 초 Brånemark[1]이 현미경상에서 타이타늄 임플란트와 골간에 골유착 현상을 발견한 이후 골유착 임플란트는 무치악 환자의 수복에 다양하게 이용되어 왔으며, 현재는 가장 예측 가능한 치과치료의 한 분야로 인식되고 있다.[2] Albrektsson 등[3]은 인체에서 골유착이 일어나는 6가지 선결조건을 제시하고 그 중에 가장 중요한 것으로 골의 양과 질이라고 주장하였다. 골질 형태적인 관점에서 치밀골의 두께와 망상골의 밀도로 분류하면 Linkow와 Chercheve는 골밀도에 따른 3가지 범주로, Lekholm과 Zarb는 골의 분포 양상에 따른 4가지로 분류하였고, Misch는 각 골의 특징에 근거한 4가지 골밀도 그룹으로 분류하였다.[4] 골질을 정량화하는 방법으로 골 석회화 밀도를 나타내는 CT Hounsfield Unit을 정량화하여 분류하거나[6] 절삭 저항력을 골질 평가에 활용하는 방법도 제시되었다.[5]

임플란트를 골내에 식립 시 적절한 안정성은 골유착을 위하여 반드시 필요하며, 성공적인 골유착 임플란트는 저작과 기능 운동 시 응력을 적절하게 분산한다. 임플란트의 안정성은 식립 시 필요한 일차적 안정성과 식립 후 치유과정과 골형성을 거쳐 골 유착이 되는 이차적 안정성으로 나눌 수 있다. 이 중 일차적 안정성은 식립 부위 골의 양과 질 그리고 임플란트의 기하학과 시술 방법 등으로 얻을 수 있는데 이는 골과 임플란트 간의 접촉 면적과 압축 응력 등에 영향을 준다. 임플란트의 안정성과 골유착을 측정하는 방법들이 다양하게 연구되어 소개되고 있으며 이 중 시술시 일차적 안정성을 측정하는 방법으로는 Periotest®(Siemens AG. Benssheim, Germany) 이용법, Dental Fine Tester®(Kyocera, Kyoto, Japan) 이용법, 절삭저항력 측정법, 역 회전력 검사법, 진동검사법, 공진 주파수 이용법 등이 있다.[5-10] 최근 임상과 실험에서는 Periotest 이용법과 공진 주파수 이용법 그리고 주입회전력 측정법 등이 많이 사용되고 있다. Friberg 등[11]은 임플란트 안정성을 평가하는 주입회전력이 골질과 상관관계가 있다고 보고하였다. 또한 주입회전력은 골 석회화 밀도와도 관계가 있음도 보고되었다.[12] 이전에 Johansson과 Strid[5]는 절삭저항력을 골질 평가방법으로 소개하여 주입회전력 측정법의 이론적 근거를 제시함으로써 주입회전력이 골질과 임플란트의 안정성을 평가하는 유용한 방법 중의 하나가 되었다.

임플란트를 골내 식립 시에 임플란트의 회전력에 의해 임플란트 표면에는 응력이, 인접 골 표면에는 응력과 변위가 생긴다. 이러한 응력을 연구하는 유한요소 분석법을 Weinstein 등[13]이 임플란트 치과학에 도입하였으며 이후 많은 연구에 사용되고 있다. 최근에는 임플란트 디자인과 임플란트 주위 변연골 흡수 연구를 비롯하여, 골유착을 전제로 한 다양한 구조 역학적인 유한요소 응력분석이 정적상태인 선탄성 범주(linear elastic range) 내에서 시행되었다.[14-16] 그러나 임플란트 식립 시 골의 절삭과 압박 그리고 마찰 등의 동적상태에서는 선탄성 범주를 벗어난 소탄성 범주(plastoelastic range)에서 이루어진다.

본 연구는 임플란트를 하악 소구치 부위 골내에 식립하는 경우를 가정하여 골질을 치밀골의 두께와 망상골의 밀도 그리고 하방 치밀골 존재 시로 나누고, 각 모형을 유한요소분석을 이용하여 유효응력(von Mises stress)과 회전력(moment) 그리고 축력(axial force)을 비교 연구함으로써,

교신저자 : **조인호**
단국대학교 치과대학 보철학 교실, 충남 천안시 신부동 산 7-1, 330-716
E-mail: cho8511@dku.edu
원고접수일: 2009년 05월 01일, 원고수정일: 2009년 05월 20일, 원고채택일: 2009년 06월 25일

골질이 주입회전력(insertion torque)에 미치는 영향을 분석하여 다소의 지견을 얻었기에 이를 보고하는 바이다.

실험 재료 및 방법

본 연구는 하악 소구치 부위에 임플란트를 식립하는 경우를 가정하였다. 먼저 실험실에서 표본에 임플란트를 식립하여 주입회전력을 실측하고, 유사한 조건의 유한요소 모형에서 회전력을 계산해서 유효 응력과 축력을 참고로 주입회전력과 회전력을 비교함으로써, 유한요소 분석법을 이용한 실험의 타당성을 검증하였다. 검증 후에 실험군 별 유한요소 실험을 하였다.

1. 표본의 주입회전력 실험

하악 소구치 부위의 골질과 유사한 폴리우레탄 수지 모형인 Saw bond®(Pacific Research Laboratorie Inc. Washington, USA)에 직경 3.75 ㎜, 길이 10.0 ㎜의 Brånemark MKⅢ.RP 임플란트를 제조사의 식립 방법에 따라 직경 3.0 ㎜, 깊이 11.5 ㎜ 의 와동을 형성을 한 후 1.0 ㎜ 깊이의 카운터 싱크(counter sink)를 하고, 태핑 드릴(tapping drill)로 암나사를 형성하였다. 주입회전력 측정과 기록은 elco Med® (W&H, Bürmoos, Austria)를 이용하였고 20 rpm과 30 Ncm로 조정된 모터를 사용하여 임플란트 플랜지 상면과 모형 골 표면이 일치하도록 식립하였다. 측정된 데이터는 INI-card® (W&H, Bürmoos, Austria)에 기록하여 주입회전력을 선 그래프로 표시하였다.

2. 유한요소 표본모형의 설계

임플란트 유한요소 표본모형은 표본실험에서와 같은 규격인 직경 3.75 ㎜, 길이 10.00 ㎜의 Brånemark MKⅢ.RP 유한요소 모델을 사용하였다. 유한요소 골모형 설계는 표본과 같은 치밀골 두께 1.50 ㎜와 유한요소 모형에 적용한 최저 망상골 밀도 0.85 g/㎤의 조건을 부여한 직경 9.50 ㎜, 길이 12.00 ㎜의 원통형에 직경 3.50 ㎜, 길이 10.00 ㎜의 암나사형태가 부여된 것으로 하였다. 유한요소 임플란트 모형의 표면과 골모형 전체에 유한요소 20여 만 개를 설정하였으며 유한요소 골모형은 임플란트와 인접한 골 계면은 0.05 ㎜ 간격으로 하고 멀어질수록 간격을 크게 하여 삼차원의 형상으로 설계하였다. 유한요소 골모형은 모형의 단순화를 위한 균질성과 등방성을 부여하였으나 골의 압박과 변형에 따른 유한요소의 탈락에 대비하여 소탄성을 부여하였다(Fig. 1).

3. 유한요소 분석의 실행

유한요소 모델링은 Hyper Mesh(Altair Co. MI,

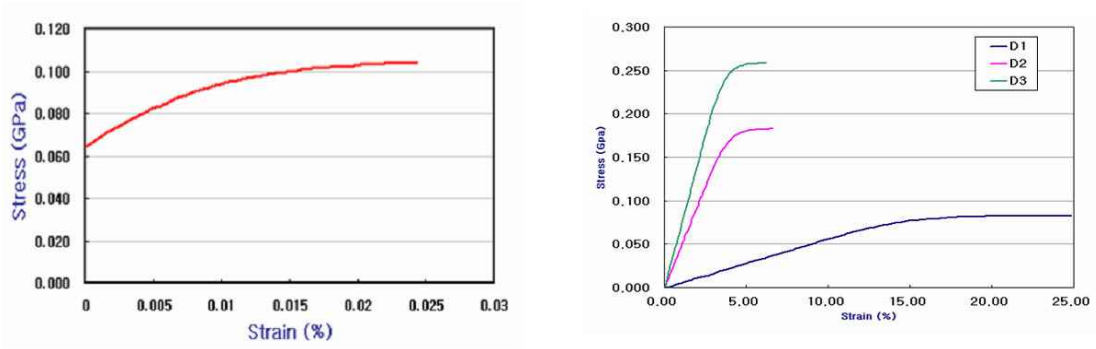


Fig. 1. Stress-strain curve of cortical bone (Left) and trabecular bone(Right).

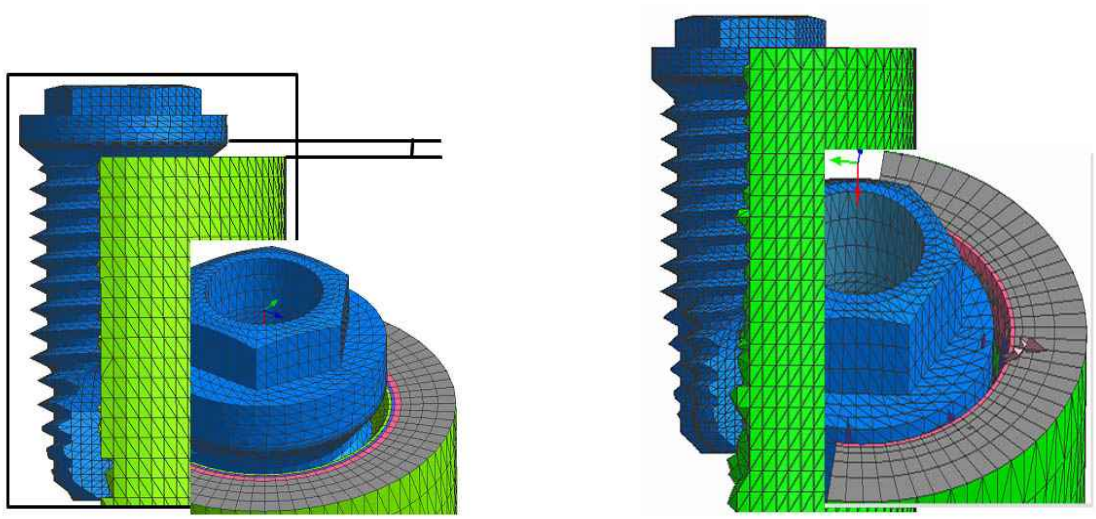


Fig. 2. Diagram of FEA before and after running

USA)와 Visual Mesh(ESI Co. Paris, France)를 사용 하였으며, 응력해석은 탈락한 유한요소 처리를 위해 Pam Crash(ESI Co. Paris, France)를 사용하였고, 후처리는 Visual View (ESI Co. Paris, France)를 사용하였다. 임플란트 표면에 나타나는 응력의 분포는 유효응력(von Mises stress)을 크기에 따라 모형에 응력 등고선 식(stress contour plot)을 이용하여 시각화하여 표현하였고, 최대 유효응력은 수치로 표시하였다. 골내 응력은 회전력과 축력을 시간과 응력의 선 그래프로 표시하였다. 유한요소 모형은 응력 해석의 효율성을 위하여 임플란트 모형의 플랜지 하연이 치밀 골과 접촉하지 않도록 0.3 ㎜를 띄워서 시작하였고, 유한요소 임플란트 모형의 플랜지 상부 표면이 유한요소 골모형 표면과 일치할 때 까지 실행하였다(Fig. 2).

4. 골질 조건에 따른 실험군 분류

유한요소 골모형은 치밀골의 두께를 변화시킨 군과 망상골의 밀도를 변화시킨 군 그리고 하방에 치밀골이 형성된 양측 치밀골 군으로 나누었다. 치밀골 군은 골모형 상부에 두께에 따라 0.5 ㎜를 T_1, 1.5 ㎜를T_2, 2.5 ㎜를 T_3로 분류하였다.

Table Ⅰ. Classification of experimental models according to thickness of cortical bone, density of trabecular bone and bicortical anchorage

Group	1	2	3
Thickness of cortical bone(T)	0.5㎜	1.5㎜	2.5㎜
Density of trabecular bone(D)	0.85 g/㎤	1.10 g/㎤	1.25 g/㎤
Bicortical bone(B) apical anchorage	1.0㎜		

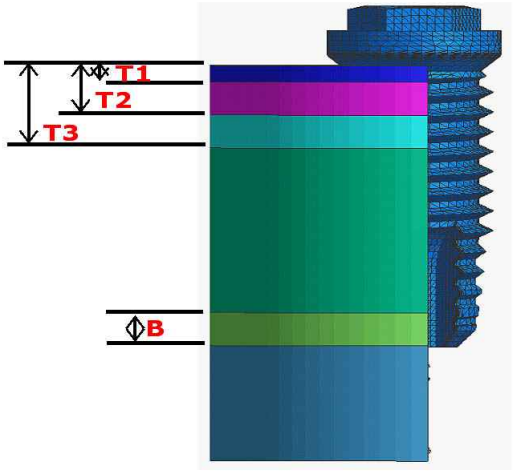


Fig. 3. Classification of cortical bone(upper cortical bone: T_1-0.5 ㎜, T_2-1.5 ㎜, T_3-2.5 ㎜ and lower cortical bone: B-1.0 ㎜).

망상골 군은 치밀골 하부에 밀도에 따라 0.85 g/㎤를 D_1, 1.11 g/㎤를 D_2, 1.25 g/㎤를 D_3로 분류하였다. 양측 치밀골 군은 골상연 7.0 ㎜하방에 1.0 ㎜두께로 하부 치밀골을 설계하여 B로 분류하였으며 각 모형은 두께와 밀도에 그리고 양측 치밀골 유무에 따라 7개 모형으로 나누었다(Table Ⅰ) (Fig. 3).

실험결과

1. 표본 모형과 유한요소 표본모형의 비교

표본 모형에서 측정된 주입회전력은 날카로운 파형을나타내며 완만한 증가를 보이다가 최종 회전시 급격히 증가하였다(Fig. 4). 표본 실험에 사용한 것과 유사한 유한요소 T_2D_1모형은 임플란트 플랜지 하연이 치밀골과 닿기 전에는 회전력은 미미한 증가를 보이며 축력도 변화가 작았다. 임플란트 플랜지 하연이 치밀골과 접촉을 하

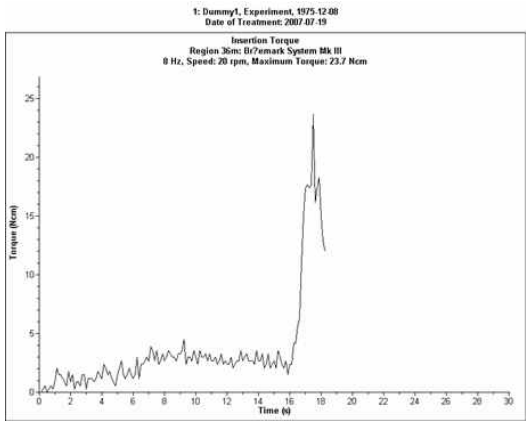


Fig. 4. Graph of insertion torque in standard specimen.

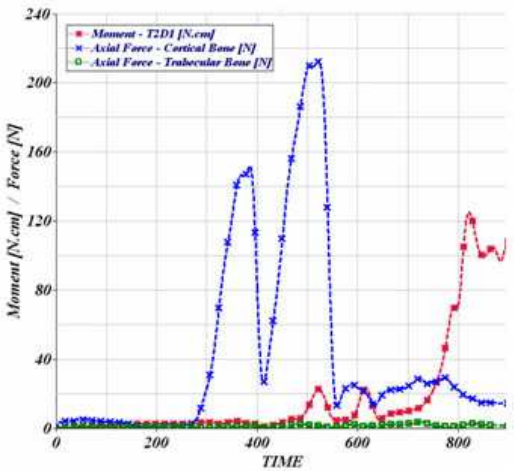
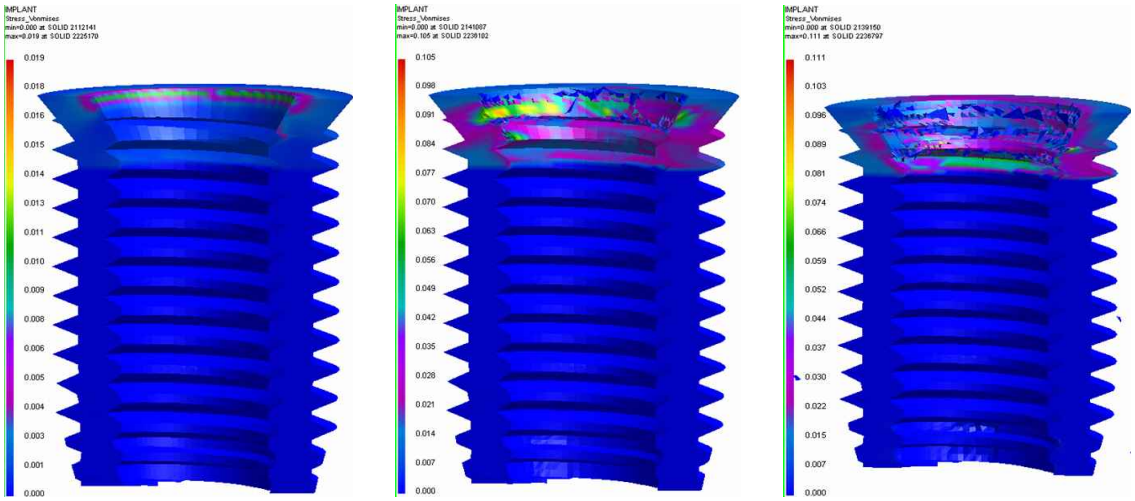


Fig. 5. Moment & axial force of T_2D_1 model.

는 300 msec에서 축력은 급격히 상승하고 400 msec전에서 150 N정도를 보이다가 급격한 감소를 보이는데 이는 유한요소의 부분적 탈락으로 나타나는 기술적 문제로 보이며 522 msec에 치밀골에서 212N을 나타냈다. 회전력은 500 msec 이후 일차 상승을 하여 20.0 Ncm를 기록한 후 600 msec에서 이차 상승을 하여 27.0 Ncm를 기록



〈300 msec〉 〈550 msec〉 〈800 msec〉

Fig. 6. Von Mises stress of T_2D_1model

했고 이때 축력은 20 N 전후로 나타났다. 축력은 650 msec정도에서 약간 감소하는 데 이때 회전력은 급격한 상승을 보이며 821 msec에 123.0 Ncm를 기록하고 그 후는 100 Ncm전후를 기록하였다(Fig. 5). 유효응력은 300 msec에서는 치밀골과 접촉된 골 상부에 보이다가 550 msec에 첫째 나사선까지 높은 응력분포를 보이고 800 msec에도 응력분포가 첫째 나사선까지로 비슷하였다(Fig. 6).

2. 치밀골 군의 유효응력과 축력 그리고 회전력

1) T_1D_2모형

유효응력은 임플란트 플랜지 하단부위가 치밀골을 파고들면서 응력이 집중되었으며, 중간 이후부터 임플란트 하부에서도 응력이 높아지는 양상을 보였다. 완전히 삽입된 후에도 치밀골과 하부의 망상골에는 잔존 응력이 남아 있음을 보여주고 있으며 최고 유효응력은 삽입 중 0.137 GPa (Solid 2225340)을 나타냈다. 축력은 치밀골 접촉점인 300 msec까지는 망상골에서 약하게, 이후는 치밀골과 망상골에서 급격히 증가하여 583 msec에 치밀 골에서는 96.0 N을 망상 골에서는 53.9 N으로 최고 수치로 나타냈다. 치밀골을 관통한 600 msec이후에는 망상골에서 20.0 N이상으로 증가하였으나 치밀골에서는 15.0 N이하로 급격한 감소를 보였다. 회전력은 600 msec까지 서서히 5 Ncm으로 증가하다가 620 msec에서 일차 증가 후 705 msec에서 70 Ncm를 나타낸 이후는 60 Ncm 전후를 나타내었다.

2) T_2D_2모형

유효응력은 치밀골과 접촉이 되는 첫 번째 나사선까지 응력이 집중되어 나타났으며, 최대치는 임플란트 삽입 중에 플랜지 하단 부위에서 0.126 GPa(Solid 2236370)로 나타났다. 축력은 400 msec전에 150 N전후를 보인 이후 치밀골에서 518 msec에서 최고치 208 N을 보였다. 망상골에서는 800 msec 이후에서 10 N을 최고치로 나타났다. 회전력은 300 msec에서 일차, 400 msec에서 이차로 7~8 Ncm를 기록한 후 감소했다가, 500 msec에서 20 Ncm를 보이고, 600 msec에서 다시 증가 후 감소하고, 692 msec에서 120

Ncm를 정점으로 이후는 60 Ncm이하에서 상승과 하강을 반복하였다.

3) T_3D_2모형

유효응력은 임플란트 플랜지 하연 부위가 치밀골을 파고들면서 상부에 집중되었으며 치밀골 전체에 응력이 높게 나타나고 최고치는 삽입 중에는 Solid 2226819에서 0.106 GPa과 삽입 후에는 Solid 2243188에서 0.118 GPa을 나타냈다. 축력은 치밀골에서 400 msec전에서 한번 높아졌다가 500 msec에서 258 N을 최고치로 나타냈다. 망상골에서는 4 N을 고르게 나타냈다. 회전력은 500 msec까지 완만한 증가를 5 Ncm까지 보이다가 510 msec에서 27 Ncm로 일차로 상승하고, 620 msec에서 이차 상승 후에 770 msec에서 30 Ncm를 보인 후 계속 급격히 상승하였다.

3. 망상골 군의 유효응력과 축력 그리고 회전력

1) T_2D_1모형

유효응력은 치밀골의 두께가 같은 다른 모형과 비슷하게 나타났으며 완전히 삽입된 후에 Solid 2236797에서 0.111 GPa를 나타냈다(Fig. 6). 축력은 치밀골 522 msec에서 212.0 N을 나타내었고 망상골은 3.8 N을 고르게 보였다. 회전력은 500 msec이후 일차 상승을 하여 20 Ncm를 기록한 후 600 msec에서 이차 상승을 하여 27 Ncm를 기록했고, 이때 축력은 20.0 N 전후로 나타났다. 축력은 650 msec정도에서 약간 감소하는 데 이때 회전력은 급격한 상승을 보이며 821 msec에서 123 Ncm를 기록하고 그 후는 100 Ncm전후를 기록하였다(Fig. 5)

2) T_2D_2모형

치밀골 군의 T_2D_2모형과 동일한 모형으로 유효응력과 축력 그리고 축력이 같다

3) T_2D_3모형

유효응력은 임플란트의 플랜지와 첫 나사선이 만나는 치밀골에서 집중이 되어 나타났고, 삽입된 후에 Solid 2243973에서 0.105 GPa를 최고치로 기록하였다. 축력은 516 msec에 치밀골에서 208.00 N으로 나타났으며 망상골은 전체적으로 고르게 나타나다가 800msec 전후에서 10.11N을 최고치로 나타났다. 회전력은 450 msec까지 5 Ncm으로 완만하게 상승하다가 500 msec를 지나서 일차 상승하고, 600 msec이후에 이차로 20 Ncm까지 기록한 후에 826 msec에서 145 Ncm를 정점으로 120 Ncm아래에서 상승과 하강을 반복하였다.

4. 양측 피질골 군의 유효응력과 축력 그리고 회전력

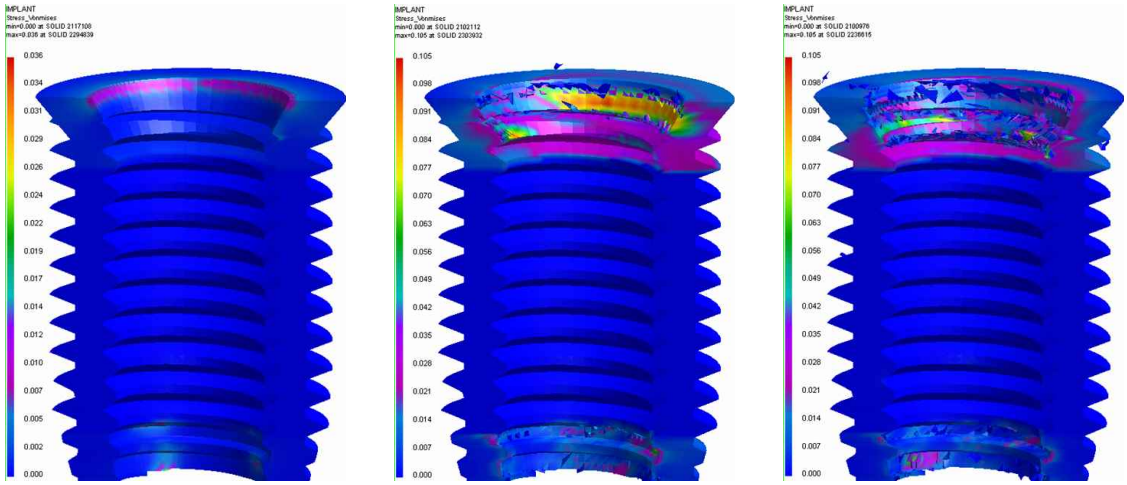
1) $T_2D_2B_1$ 모형

유효 응력 분포는 치밀골의 두께가 같은 T_2 집단과 비슷하였으며, 최고치는 플랜지가 삽입되는 중간에 Solid 2202922에서 0.105 GPa과 삽입된 후 Solid 2303611에서 0.111 GPa를 나타냈다. 하방 치밀골 부위에서도 0.063 GPa 전후를 나타냈다(Fig. 7). 축력은 치밀골에서 482 msec에서 208.9 N을, 600 msec후에도 40.0 N까지 나타났으며, 망상골에서는 5.2 N이하로 고르게 나타났다. 회전력은 600 msec를 지나서 일차로 30.0 Ncm를 보인 후 서서히 증가하고 700 msec이후에 급증하였고 이후 775 msec에서 115.6 Ncm가 되었다(Fig. 8).

600 msec전까지는 $T_2D_2B_0$ 모형과 비슷한 축력과 회전력을 보였고 이후는 하방 치밀골의 영향으로 축력은 약간 높았으며 회전력은 700 msec이후에 급증하여 $T_2D_2B_0$와 시간은 다르고 크기는 비슷하였다.

2) $T_2D_2B_0$ 모형

유한요소 골모형에서 B에 망상골을 설계하고 8 mm하방에 골이 없는 것으로 가정하였으나 치밀골 군의 T_2D_2모형과 비슷한 결과가 나타났다. 유효응력은 플랜지 하연이 치밀골과 접촉하면서 발생하고 삽입 중에는 골 상부에 넓은 응력분포



〈300 msec〉 〈550 msec〉 〈800 msec〉

Fig. 7. Von Mises stress of $T_2D_2B_1$ model.

를 보이고 삽입 후에는 첫 나사선 주위에 응력이 남는 것으로 나타났다. 축력은 치밀골에서 350 msec에서 150.0 N, 520 msec에서 212.9 N을 최고로 나타났다. 망상골에서는 655 msec에 5.5 N을 최고로 전체적으로 낮게 나타났다. 회전력은 690 msec에서 119.9 Ncm으로 나타났다.

5. 최대 축력 시 영역별 축력의 비교

1) 유한요소 골모형의 영역

유한요소 골모형의 영역 별 분류는 다음과 같다(Fig. 9).

① 영역1: 상부 0.5 ㎜

② 영역2: 영역1 하부에서 1 ㎜까지

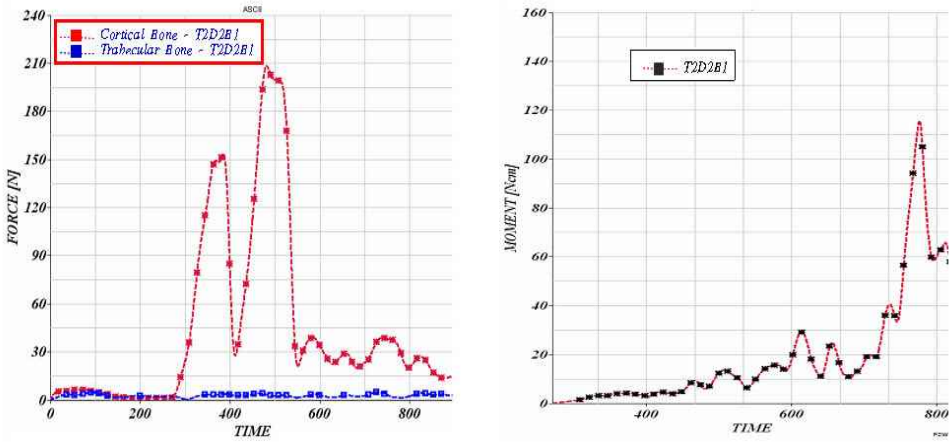


Fig. 8. Axial force (left) and moment (right) of $T_2D_2B_1$model.

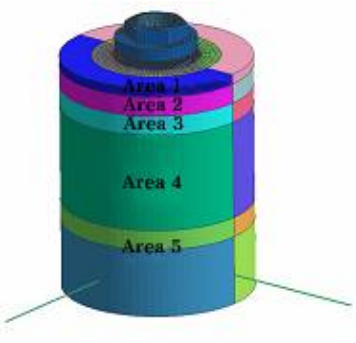


Fig. 9. Diagram of area 1-5 of bone of FEM model.
Area 1: from upper border to 0.5 ㎜
Area 2: from 0.5 ㎜ to 1.5 ㎜
Area 3: from 1.5 ㎜ to 2.5 ㎜
Area 4: from 2.5 ㎜ to 7.0 ㎜
Area 5: from 7.0 ㎜ to 12.0 ㎜
(lower cortical bone 1.0 ㎜)

③ 영역3: 영역2 하부에서 1 ㎜까지
④ 영역4: 영역3 하부에서 4.5 ㎜까지
⑤ 영역5: 영역4 하부에서 12㎜까지(영역5상부 1 ㎜는 B 모형에서 치밀골을 형성하였음)

2) 영역별 축력의 합

유한요소 골 모형을 영역별로 나누어 최대 축력 시 각 영역의 유한 요소에 생긴 축력을 합산하고 정리하였다(Table Ⅱ).

3) 치밀골 군의 비교

골밀도가 일정한 경우 영역1과 2에서 T_1(96.80 N + 26.60 N), T_2(200.00 N + 33.20 N), T_3(211.50 N + 47.00 N)로 치밀 골의 두께가 두꺼울수록 영역1과 2에서 축력이 증가하였으며, 영역3에서는 오히려T_1(14.30 N)이 T_2(6.00 N)와 T_3(6.87 N)보다 컸다(Fig. 10,11).

4) 망상골 밀도군의 비교

치밀골의 두께가 1.5 ㎜로 일정한 경우 망상골의 밀도가 높을수록 D_1은 3.80 N을, D_2는 10.00 N을, D_3는 10.45 N로 망상골에서 축력은 증가했으나 그 차이는 작았다. 다만 치밀골이 0.5 ㎜인 T_1D_2는 53.90 N으로 망상골에서 축력이 상대적으로 높았다.

5) 양측 치밀골 군의 비교

양측 치밀골로 된 $T_2D_2B_1$와 $T_2D_2B_0$를 비교할 경우 축력의 합은 242.65 N과 242.96 N으로 비슷하고 영역1과 영역5에서는 차이를 보였다. 영역1에서 185.70 N과 202.40 N으로 $T_2D_2B_0$가 컸으나, 영역5에서 14.50 N과 1.42 N로 $T_2D_2B_1$가 컸다(Fig. 34,35). 양측 치밀 골의 경우에는 그렇지 않은 경우와 비교하였을 때 양측 치밀 골인 경우가 하부에서 보다 많은 축력을 받았다.

Table Ⅱ. Sum of axial force in each area at peak time (unit : N)

	T_1D_2	T_2D_2	T_3D_2	T_2D_1	T_2D_3	$T_2D_2B_1$	$T_2D_2B_0$
Area 1	96.80	200.00	211.50	199.70	200.00	185.70	202.40
Area 2	26.60	33.20	47.00	30.00	37.70	36.10	31.39
Area 3	14.30	6.00	6.87	3.30	4.26	3.75	4.56
Area 4	11.50	1.80	1.68	0.23	2.34	2.60	3.19
Area 5	1.50	2.20	2.62	0.27	3.51	14.50	1.42

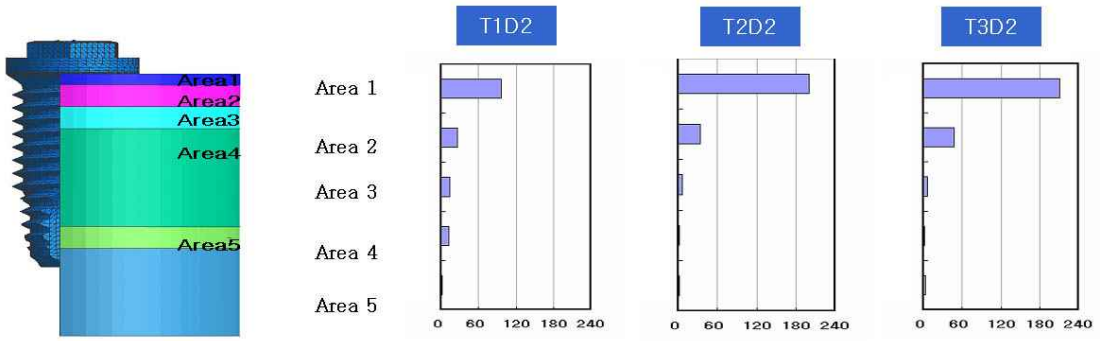


Fig. 10. Picture of FEA with the condition of same trabecular pattern but different thickness of cortical bone.

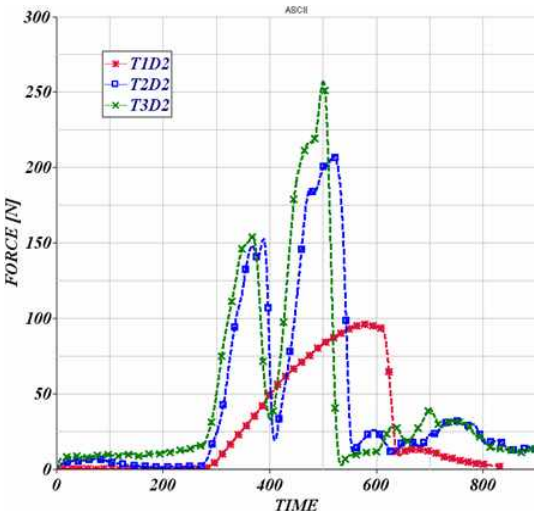


Fig. 11. Axial force of the same trabecular density but different thickness of cortical bone.

총괄및 고안

임플란트 식립 시 주입회전력에 대한 이론적 해석은 Johansson과 Strid[5]가 처음 시도하였는데 회전력은 골을 삭제 시 생기는 삭제 저항력과 골과 마찰로 인한 마찰 회전력 그리고 골과 임플란트 간에 골 파편이 채워져 생기는 부가적인 마찰 회전력으로 이루어진다고 설명하였다. Sullivan 등[17]은 최대 주입회전력이 임플란트의 상부 플랜지가 치밀골을 파고들면서 생기는 힘과 임플란트가 계면에서 골을 압박하는 힘 그리고 마찰력 등으로 형성된다고 하였다. 이러한 이론적 해석들이 주입회전력을 설명하였지만 골질과의 구체적인 관계를 수치로 평가하지는 못하였다.

이에 본 실험은 유한요소 분석법을 이용하여 주입회전력에 영향을 주는 골질을 치밀골의 두께와 망상골의 밀도 그리고 양측 치밀골로 나누어 분류하고, 임플란트 식립 시 발생하는 회전력과 축력을 골의 영역별로 구분하여 측정하고 수치화하여 분석해 보았다. 유한요소 모형에 적용한 치밀골의 두께는 Carter 등[18]의 문헌을 고려했고, 사용된 표본 모형골의 두께인 1.5 ㎜를 중심으로 얇은 0.5 ㎜와 두꺼운 2.5 ㎜를 임의로 설정하였다. 치밀골의 탄소성 곡선은 Carter와 Caler[19]의 서행 곡선(creep curve for human cortical bone)과 McElhaney[20]의 응력 변위 곡선을 참고하고, 최종 압축 강도와 파절 강도를 곡선화하였다. 망상골의 밀도는 Misch 등[21]이 소구치부위 18개 표본에서 측정한 밀도 0.85~1.25 g/㎤에서 최저치과 평균값 그리고 최고치를 적용하였으며 망상골의 소탄성 곡선은 밀도에 따른 탄성 계수와 최

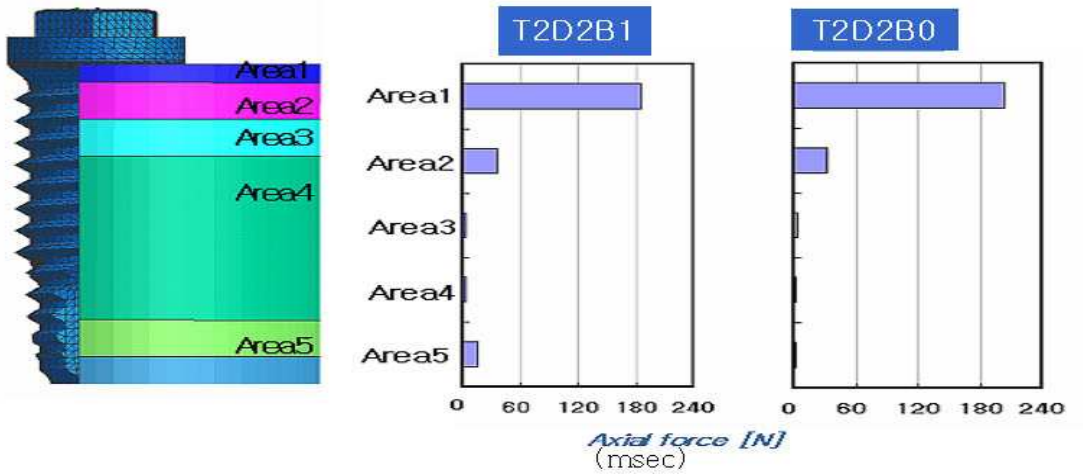


Fig. 12. Picture of difference of FEA between the mono and bicortical anchorage.

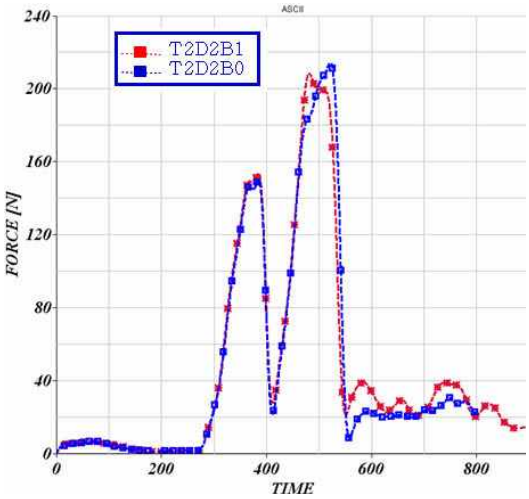


Fig. 13. Axial force of mono and bicotical anchorage

종 압축 강도를 구한 후 곡선화하였다. 양측 피질골은 보다 높은 안정성 확보를 위하여 설정하였으나 실제 임상에서는 상악 구치부에 해당하는 술식이 될 것으로 사료된다.[22)]

유한요소를 이용한 응력해석에 관한 연구에서 임플란트 식립 시에 발생하는 골의 삭제와 압박 그리고 파절 등은 선탄성 범주 내에서는 해석을 할 수가 없었다. 주입회전력을 유한요소 분석법으로 해석하기 위해서 골의 물성을 소탄성까지 확대하였지만 몇 가지 고려할 점이 있었다. 임플란트 식립 시 생기는 골의 삭제와 압박은 유한요소의 변형을 야기하고 심한 경우 유한요소가 탈락하면서 컴퓨터의 실행이 중단되기도 하였다. 이같은 경우를 해결하기 위해 유한요소 실험에서는 Pam-Crash(ESI Co. France) 프로그램을 응력해석에 이용하였다. 이는 유한요소가 압박을 받으면 변형이 되고 변형된 정도가 심하면 해석시간이 길어지며 오류가 발생하기 때문에 변형 실패율(failure rate of strain)을 설정해주고 탈락한 유한요소는 제거하도록 한 프로그램이다. 그러나 이러한 프로그램의 이용으로 부가적인 회전마찰력은 기대할 수 없었으나 유한요소 탈락에 따른 축력 그래프의 급격한 변동은 변형 실패율을 조정하여 완만하도록 할 수 있었다. 표본 실험과 유한요소 모형 설계 시 골의 변위량을 최소화하기 위하여 와동 형성 시에 카운터 싱크

(counter sink)와 탭핑 드릴을 사용하였고 이 같은 고려로 형성된 와동과 임플란트 직경과는 0.25 ㎜의 차이가 되었다. 임플란트와 인접한 골면은 0.05 ㎜간격으로 설정된 절점을 5개 층으로 형성하여서 변형에 이은 탈락에 대비하였으며 골 변위가 가장 큰 플랜지 하연과 접촉하는 골에는 추가적인 절점 설계를 하였다.

위와 같은 고려로 예상은 하였으나 표본 모형의 주입회전력과 유한요소 모형의 회전력 간에 차이가 심하였고 경향의 유사성만을 확인하였다. 차이를 보이는 이유 중 첫 번째는 두 모형 간 물성의 차이에 있었다. 표본 모형은 치밀골의 밀도가 0.80 g/㎤이고 최대 압축 강도는 58 MPa로 두께는 1.5 ㎜이었으며, 망상골은 밀도 0.32 g/㎤이고 최대 압축 강도는 8.8 MPa로 두께는 28.5 ㎜이었다. T_2D_1유한요소 모형의 치밀골은 최대 압축 강도는 64 MPa이고 파절강도는 120 MPa로 두께는 1.5 ㎜이었으며, 망상골은 밀도 0.85 g/㎤, 최대 압축 강도는 2.57 MPa이며 두께는 10.5 ㎜이었다. 치밀골의 최대 압축강도는 유한요소 모형이 약간 높고 표본 모형의 파절강도는 표시가 없었으며, 표본 모형이 망상골의 밀도는 낮으나 최대 압축 강도는 높았다. 이는 망상골의 밀도가 습도를 유지한 상태여서 측정시 조건과 방법의 차이로 추정이 되었다. 유한요소 모형에서 사용한 치밀골의 응력과 변위곡선은 Frost[23]의 보고와 일치하였다. 유한요소 분석을 이용한 실험의 대부분이 치밀골에 응력이 집중된 것으로 나타나서 분석에 적용된 치밀골의 물성이 강조된 것으로 사료된다. 둘째로는 경계 조건의 차이가 있었다. 유한요소 모형은 완전히 고정된 상태로 되어있지만 표본 모형은 약간의 움직임을 허용한 상태이고, 임플란트 식립 시에도 흔들림이 있어서 두 실험 간에 차이가 생길 수가 있는 이유가 되었다. 셋째는 동적인 분석은 유한요소의 간격을 더 세분화하여야 보다 정교한 결과를 얻을 수 있지만 설계와 분석에 많은 시간을 필요로 하였다.

유한요소 모형분석 시 회전력에 영향을 주는 골질을 부위 별로 나누어 각 부위별 회전력을 수치로 확인을 하려고 하였으나 회전력은 방향성이 다양하여 부위 별 합산이 어려웠다. 임플란트 삽입 시 발생하는 회전력과 축력은 상호 보완적임에 착안하여 최대 회전력이 나타나기 전에 발생하는 축력을 골질의 차이에 의한 영향을 평가하는 대상으로 하였으며 이때 축력은 일정한 방향성을 나타내고 부위 별로 수치 확인이 가능하였다. 최대 축력과 회전력의 유효응력 분포가 비슷하게 나타나서 응력의 크기에는 차이가 있으나 영역은 비슷할 것으로 추정하였다. 다만 회전력은 모형 별로 비교하여 영향력을 간접 평가할 수 있으나 부위 별 영향력을 수치화하는 방법을 찾지 못한 것은 본 실험의 한계였다고 사료된다.

망상골의 밀도가 일정한 치밀골 군은 치밀골의 두께가 두꺼울수록 축력이 증가하였으며 골 상부1.5 ㎜에서 심한 응력집중현상을 보였다. 상대적으로 치밀골이 얇으면 망상골에 축력이 많이 전달되는 것으로 사료된다. 치밀골의 두께가 일정한 망상골 군은 밀도가 높을수록 축력은 증가하였으나 증가폭은 작았다. 밀도의 차이를 확인하기 위해서 T_1D_1을 설계하여 실행하였으나 치밀골과 망상골 모두 물성이 약해서 결과를 얻지 못하였다. 양측 치밀골 군에서 $T_2D_2B_1$과 $T_2D_2B_0$은 축력의 합은 비슷하였고 하방 치밀골 부위에서는 큰 차이를 보여서 하방 치밀골이 응력분산에 효과가 있을 것으로 사료된다. 각 군별 축력을 비교한 결과가 보여주듯이 골 변위량이 큰 부위에서 응력이 집중이 되었으며 그 부위가 치밀골인 경우에 영향이 컸다. 이는 주입회전력을 증가시키기 위해 치밀골을 압박하는 디자인과, 형성된 와동과 임플란트 간에 차이를 크게 하여 골 변위량을 증가시키는 시술방법이 효과가 있다는 Sullivan 등[17]의 보고와 일치하였다. 치밀골의 양이 충분하지 못한 경우는 하방 망상골로 하중이 전달됨으로 망상골의 밀도가 높을수록 유리한 안정성을 나타낼 것으로 보여 망상골의 밀도를 높이는 시술 방법이 의미가 있을 것으로 추정되었다. 양측 치밀골의 경우는 상부 치밀

골의 두께가 같은 경우에는 축력에서는 큰 차이를 보이지 않고, 회전력도 비슷하여 역 회전력 검사에서 양측 피질골이 높다고 보고한 것과 다르게 나타났다.[24] 식립 후 즉시 하중의 경우를 제외하고 피질골의 두께가 적당한 경우에는 골다공증의 환자의 경우에도 일차적 안정성을 얻는데 어려움이 없을 것으로 보이지만 골의 탄력성을 고려한 배려가 필요할 것으로 사료된다.

결 론

본 연구는 Brånemark MKⅢ 임플란트를 하악 소구치 부위에 식립하는 것을 가정하여 주입회전력에 영향을 주는 요소 중에 골질을 치밀골의 두께와 망상골의 밀도 그리고 하방 치밀골 유무로 나누어 유한요소 분석법을 이용하여 연구하고 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. Brånemark MKⅢ 임플란트는 플랜지가 골을 파고들 때 축력이 치밀골에서 가장 높았고, 회전력은 플랜지가 골 상부에 걸리어 축력이 급격히 감소한 이후에 최대치를 보였으며, 이때 유효 응력 분포는 골 상부에 집중되었다.
2. 임플란트 식립 시 치밀골의 두께가 두꺼울수록 축력과 회전력이 높게 나타났으며 치밀골의 두께가 축력과 회전력에 가장 큰 영향을 주었다.
3. 치밀골의 두께가 1.5 ㎜이상인 경우 망상 골의 밀도가 축력에 미치는 영향은 작았고, 치밀골의 두께가 0.5 ㎜인 경우 망상골의 밀도가 축력과 회전력에 영향이 있을 것으로 추정이 되었다.
4. 양측 피질 골 형성 시 축력의 합은 상부 피질골의 두께가 같은 다른 경우와 비슷하였으나 부위별 측력은 골 하부에서 양측 피질골 모형이 가장 높았고, 회전력은 하방 피질골과 접촉할 때는 피질골의 두께가 같은 다른 모형보다 다소 높으나 최대 회전력은 비슷하였다.

위 결과를 토대로 Brånemark MKⅢ 임플란트를 하악 소구치부위에 식립 시에는 치밀골의 두께가 주입 회전력에 가장 큰 영향을 주는 것으로 사료되며 망상골의 밀도를 높이는 술식이 일차적 안정성 증가에 유용할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent 1983;50:399-409.
2. Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implant-past and future, 1966-2024. J Can Dent Assoc 2005;71:327.
3. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The longterm efficacy of currently used dental implant: a review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implants 1986;1:11-25.
4. Carl E. Misch, Dental implant prosthodontics. Gi sung Publishing Co. Inc 2005:135-137.
5. Johansson P, Strid K-G. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9:279-288.
6. Misch CE. Density of Bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive loading. Int J Oral Implant 1990;6:23-31.
7. Cho IH, Lee JB, Kim YJ, Lim CJ, Yeo HH, Ryu KH Hur YG, Lee JS. Upgrade Dental Implant. Myungmun Publishing Co. Inc. 2006; 40-41
8. Schulte W, Lucas D, Muhlbradt L, Scholz F, Bretschi J, Frei D. Periotest-ein neues Verfahren und Gerat zur Messung der Function des Pardontiums. Zahnartzl Mitt 1983;73:1229-1240.
9. Johansson CB, Albrektsson T. Integration of screw implants in the rabbit: A one-year follow-up of removal torque of titanium implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1987:2;69-75.
10. Meredith N. Assessment of Implant stability as a prognotic determinant. Int J Prothodont 1998;11: 491-501.
11. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm U. Identificarion of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. Clin Oral Implants Res 1995; 6:213-219.
12. Beer A, Gahleitner A, Holm A, Tschabitscher M,

Homolka P. Correlation of insertion torques with bone mineral density from dental quantitative CT in the mandible. Clin Oral Implants Res 2003;14: 616-620.
13. Weinstein AM. Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. J Dent Res 1976;55:772-777.
14. Petrie CS, Williams JL. Comparative elvaluation of implant design: influence of diameter, length and taper on strains in the alveolar crest. Clin Oral Implants Res 2005;16:486-494.
15. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspect of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. Clin Oral Implants Res 2004;15:401-412.
16. Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2005;20:533-539.
17. Sullivan DO, Sennerby L, Jagger D, Meriedith N. A comparision of two methods of enhancing implant primary stability. Clinical Implant Dentistry and Related Research 2004;6:48-57.
18. Carter TB, Frost DE, Tucher MR, Juniga JR. Cortical thickness in human mandibles: clinical relevance to the sagittal split ramus osteotomy. Int J Adult Orthod Orthognath Surg 1991;6:257-260.
19. Carter DR, Caler WE. Cycle dependent and time dependent bone fracture with repeated loading. J Biomech Eng 1983;105-166.
20. Misch CE. Contemporary implant dentistry. Mosby 1993:298-303.
21. Misch CE, Qu Z, Bibez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible. J Oral Maxillofac Surg 1999;47:700-706.
22. Ivanoff C-J, Sennerby L, Lekholm U. Influence of mono-and bicortical anchorage on the integration of titanium implants. Int J Oral Maxillofac Surg 1996;25:229-235.
23. Frost HM. Mechanical adaptation. Frost's mechanostat theory. In Martin RB, Burr DB, editors. Structure, function, and adaptation of compact bone. New York, Baven Pres 1989:179-181.
24. Ueda M, Matsuki M, Jacobsgon M, Tjellström A. The relationship between insertion torque and removal torque analyzed in fresh temporal bone. Int J Oral Maxilofac Implants 1991;6:442-447.

Effect of Bone Quality on Insertion Torque during Implant Placement; Finite Eelement Analysis

Jeong, Jae Doug, D.D.S. M.S.D., In-Ho Cho, D.D.S., M.S.D., Ph.D.,

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University

The aim of the study was to assess the influence of insertion torque of bone quality and to compare axial force, moment and von Mises stress using finite element analysis of plastoelastic property for bone stress and strain by dividing bone quality to its thickness of cortical bone, density of trabecular bone and existence of lower cortical bone when implant inserted to mandibular premolar region. The Brånemark MKIII. RP implant and cylindrical bone finite model were designed as cortical bone at upper border and trabecular bone below the cortical bone. 7 models were made according to thickness of cortical bone, density of trabecular bone and bicortical anchorage and von Mises stress, axial force and moment were compared by running time. Dividing the insertion time, it seemed 300msec that inferior border of implant flange impinged the upper border of bone, 550msec that implant flange placed in middle of upper border and 800msec that superior border of implant flange was at the same level as bone surface. The maximum axial force peak was at about 500msec, and maximum moment peak was at about 800msec. The correlation of von Mises stress distribution was seen at both peak level. The following findings were appeared by the study which compared the axial force by its each area. The axial force was measured highest when Brånemark MKIII implant flange inserts the cortical bone. And maximal moment was measured highest after axial force suddenly decreased when the flange impinged at upper border and the concentration of von Mises stress distribution was at the same site. When implant was placed, the axial force and moment was measured high as the cortical bone got thicker and the force concentrated at the cortical bone site. The influence of density in trabecular bone to axial force was less when cortical bone was 1.5 ㎜ thick but it might be more affected when the thickness was 0.5 ㎜ . The total axial force with bicortical anchorage, was similar when upper border thickness was the same. But at the lower border the axial force of bicortical model was higher than that of monocortical model.

Within the limitation of this FEA study, the insertion torque was most affected by the thickness of cortical bone when it was placed the Brånemark MKIII implant in premolar region of mandible.

Key words: Implant, Insertion torque, moment, axial force, finite element analysis

Correspondence to : In-Ho Cho, D.D.S., M.S.D., Ph.D.,
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University
San 7-1 Shinbu-dong, Cheonan, Choongnam, 330-716, Korea
+82-41-550-1971-1973
E-mail: cho8511@dku.edu
Received: May 01, Last Revision: 2009, May 20, 2009, Accepted: June 25, 2009