

성견 경골에서 최적화 기법을 이용하여 형상 개선된 임프란트의 조직계측학적 분석

권혁락¹ · 문상권¹ · 심준성⁴ · 안세영³ · 이훈³ · 김한성⁵ · 최성호^{1,2} · 김종관^{1,2}

¹연세대학교 치과대학 치주과학교실, 치주조직 재생연구소

²BK21 의과학 사업단

³슬고바이오메디칼 의공학연구소

⁴연세대학교 치과대학 보철과학교실

⁵연세대학교 보건과학대학 의공학부

I. 서론

브로네막(Brånemark)이 골유착 개념의 임프란트를 소개한 후 최근 30여년간 임프란트의 수요가 급증했고 이에 따른 많은 연구가 진행되었다¹⁾. 브로네막에 의해 처음 정의되어진 골유착 개념은 임프란트 표면과 살아있는 골의 직접적인 접촉으로 정의되었고, 조금 더 구체적인 '기능적 부하에서 유지되는 골과 합성물질 사이의 임상적으로 증상이 없는 견고한 고정'이라는 임상적인 의미가 부여되었다²⁾. 임프란트 성공율은 많은 연구의 결과 더욱 증가하고 있으며 임프란트 성공의 기준은 5년 성공율 85%, 10년 성공율 80%로 제시되었으며³⁾ 최근에 이르러 93.3%의 성공율이 보고된 바 있다⁴⁾. 골유착 임프란트는 지속적으로 역동적인 힘이 가해지고 있다는 점에서 자연치아와 매우 비슷한 역할을 한다. 그러나 임프란트와 임프란트 보철물을 통해 전해지는 기능적인 힘의 체계는 건강한 치주조직을 가진 자연치아와는 다르다. 자연치아에서는 건강한 치주인대가 힘에 대한

완충적인 기능을 수행하기 때문이다⁵⁾. 그에 반하여 골유착 임프란트에서는 교합력이 직접 주위골로 전달되어진다⁶⁾. 이것은 골과 임프란트 사이 계면에서 미세한 균열을 일으키게 할 뿐 아니라 임프란트 시스템의 결속력 약화, 바람직하지 않은 골의 흡수를 가져오게 한다⁷⁾. 그러므로 구강내에서 임프란트에 가해지는 교합력, 인접 조직에 가해지는 교합력, 이렇게 힘이 가해지는 환경이 임프란트 수복물과 골의 생리에 중요한 영향을 미치며 이는 성공의 중요 요소 중 하나이다⁸⁾.

생유착 임프란트의 장기적인 성공율에 대한 생역학적인 측면은 지속적으로 강조되어 왔다^{5, 9)}. 응력의 집중과 이로 인한 실패는 큰 강도의 힘이 충분한 단면적에 분산되지 못할 때 일어난다. 임프란트나 보철물의 연약한 연결부에서 멀리 떨어진 곳에 힘이 작용할 때 모멘트 하중으로부터 굽힘과 비틀림이 일어날 수도 있다. 임프란트에 미치는 힘을 분산하기 위해 임프란트 날의 형태, 나사의 거리, 폭, 높이, 임프란트의 직경, 임프란트의 경사도에 대한 연구가 이

*본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임(01-PJ1-PG4-01PT03-0023).

교신 저자: 최성호, 서울시 서대문구 신촌동 134 연세대학교 치과병원 치주과 우편번호 120-752

루어졌다^{10, 11)}. 이전에 연구되었던 논문들에서는 전형적으로 피질골과 임프란트의 접촉면에서 응력이 집중되어짐을 보여주었다. 그리고 작은 직경의 임프란트보다 큰 직경의 임프란트가, 직선형의 임프란트보다는 점차로 줄어드는 실린더 형태의 임프란트가 응력의 분산에 보다 유리하다고 보고되었다^{6, 12)}.

임프란트에 가해지는 하중은 압축력, 인장력, 전단력으로 나누어지며 이것은 일반적으로 임프란트가 압축력에 저항하는 힘이 강하기 때문에 임프란트-보철물 구조에서 우선적으로 고려되어야 한다. 피질골은 압축력에 가장 강하고 전단력에 가장 약하기 때문이다¹³⁾. 이상적으로 시멘트와 유지나사, 임프란트 각 성분, 골-임프란트 경계면에서도 인장력이나 전단력보다는 큰 압축력이 추천된다. 평균적인 교합력의 크기는 이상 기능에 의해 더 커지며 1000파운드에 까지 이른다. 교합력 하에서 치조골능의 유지와 임플란트 유지의 최고 변수는 응력과 변형이다^{4, 15)}.

일반적으로 임프란트의 성공은 살아있는 골과 임프란트 표면과의 직접적인 접촉인 골유착의 정도에 의해 기본적으로 평가되어지고 있으며 골과 임플란트 표면의 접촉을 높이기 위한 많은 방법이 시도되고, 연구되었다.

임프란트의 실패율과 골 유착율과의 관계는 많은 부분이 밝혀졌지만 골유착율과 응력의 분산은 아직 충분히 밝혀지지 않았다. 1970년대 이후 임프란트의 역학적인 분석을 위하여 “유한 요소 분석법”이 많이 사용되어지고 있다^{10, 16, 17)}. 위와 같은 방법을 통하여 임프란트의 직경과 길이의 모델을 분석하고¹⁸⁾, 임프란트의 형상개발을 위한 여러 가지 기준들을 분석¹⁹⁾ 하는데 사용되고 있는데 그중에 가장 많이 사용되고 있는 분야가 응력의 해석에 관한 분야이다^{20, 21)}. 유한 요소 분석법이란 우선 형상모델을 만들고, 유한 요소 모델을 형상 모델과 연관하여 생성하고 사용 환경을 정의하여 구조물의 응답을 계산하여 이를 도시하는 것이다. 제품이 복잡해지고 실제 사용 영역이 복잡해짐에 따라 해석을 수행할 수 있는 가능성도 비례하여 증가하고 있다. 이 실험에서는 유한요소분석법을 통하여 분석된 응력을 형상최적화(shape optimization)란 방법을 통하여 국내 최초로 새로운 모델

의 임프란트를 디자인 하였다. Zienkiewicz와 Campbell이 형상최적설계를 제안한 이래로 많은 연구와 기술발전이 이루어졌다^{22, 23)}. 이처럼 형상최적화에 대한 관심이 증대되고 있는 것은 이전의 치수 최적화(Sizing Optimization)에 비하여 형상최적화가 넓은 응용분야에서 훨씬 효과적이기 때문이다. 그러나 형상최적화는 치수최적화에 비해 설계변수를 매개변수로 처리해야 하며, 축차(Iteration)가 진행됨에 따라 해석영역이 바뀌어 요소재분할과 이에 따른 유한요소의 오차를 해석해야 하는 등 어려움이 있다. 이에 결과에 대한 신뢰성이 높고, 실무자들이 비교적 쉽게 이용할 수 있는 상업용 유한요소코드(MSC NASTRAN[®])를 사용하여 형상을 최적화하였다. 임프란트에 교합력이 전달되게 되면 접촉영역에는 복합하중으로 인한 힘과 모멘트의 전달로 국부적인 응력집중이 발생하게 된다. 따라서 형상최적화의 주요 목적함수(Objective Function)를 국부적인 응력집중을 감소시키기 위한 모델의 재구성에 두었으며 이를 실행하기 위하여 다음과 같은 과정을 통하여 연구하였다.

첫째, 임프란트의 기준 해석모델을 구성하여 기본설계요소를 바꾸어가면서 변형 및 응력해석을 실행하였다. 또한 이를 토대로 주요설계요소를 판별하였다.

둘째, 판별된 주요설계요소에 근거하여 해석모델을 재구성하고, 최적화를 위한 설계형상을 매개변수 처리하였다.

셋째, 만족시키고자 하는 기능을 제한하는 기능조건(Constraint)과 최소화하고자 하는 목적함수를 지정하였으며 이를 구현하기 위하여 상업용 유한요소코드(MSC NASTRAN[®]) 최적설계 알고리즘을 반복 실행하였다.

넷째, 거듭된 반복해석으로 최적 해석결과를 도출하였으며 이를 초기 기준모델의 변형 및 응력해석의 결과와 비교, 검토하였다.

현재 우리나라에서 쓰이고 있는 임프란트들은 대부분 수입품이고, 상대적으로 고가이기 때문에 치료비 또한 불편적으로 많은 사람들이 쓰기에는 부담이 되고있다. 그러므로 다른 많은 분야와 마찬가지로 보다 나은 국산 치과용 임프란트의 개발이 필요하다

다. 임플란트 개발은 괄목할 만한 성과를 거두고 있지만 앞으로도 다양한 부분에서 계속적인 연구노력이 이루어져야 한다. 본 연구도 이러한 시도의 하나로써 국내에서 새롭게 개발된 치과 임플란트 제품을 이용하여 임플란트 주위의 골 성장과 골 유착양상을 조직 계측학적으로 분석하고, 조직 내에서의 반응을 평가함으로써 새롭게 개발하여 디자인한 국산 임플란트의 임상적 적합성에 대해 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

II. 실험 재료 및 방법

1. 임플란트 디자인

새로운 임플란트 디자인을 개발하기 위하여 형상 최적화(shape optimization)기법을 사용하고 이를 위해 상업용 유한요소코드(MSC NASTRAN®)를 이용, 그 결과를 반영하였다. 해석을 위하여 치조골과 임플란트의 식립체 부분을 형상의 변경이 가능한 9개의 디자인 영역으로 나눴다. 이 디자인 영역들은 단지 임플란트의 축과 수직되는 방향으로의 축소, 확장이 가능하도록 제한되었으며, 각 디자인 영역은 개별적인 거동이 가능하도록 설정되었다. 또 변경된 형상을 얻기 위해서는 기준이 되는 모델을 지정해야 하는데, 이 모델은 선행 연구의 결과로 제시한 임플란트 모델을 단순화하여 구성하였다.

정의된 디자인 영역은 몇 가지 구속 조건을 갖게 되는데, 앞서 언급한 바와 같이 각 디자인 영역은 임플란트의 축과 수직되는 방향으로의 자유도만을 갖게 되어 그 방향으로의 변형만이 가능하게 되고, 각 디자인 영역의 최대 변형량은 임플란트의 상단보다 더 커지지 못하도록 하였으며, 중심축을 기준으로 하여 변형후의 전체적인 형상이 대칭이 되도록 하였다.

Figure 2의 a),b)는 해석의 결과로 주어진 기본 모델의 변화된 형상을 보여주고 있다. 두 가지의 결론이 상반되므로 해석의 결과를 통하여 영향력이 더 크다고 판단되는 후자의 경우가 주요한 고려대상으로 선택되었다.

임플란트가 나타내는 이러한 경향을 응용한 형상

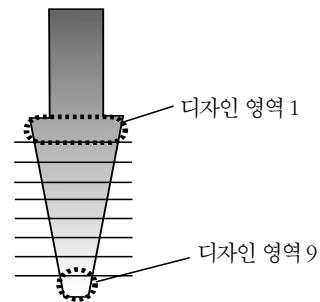
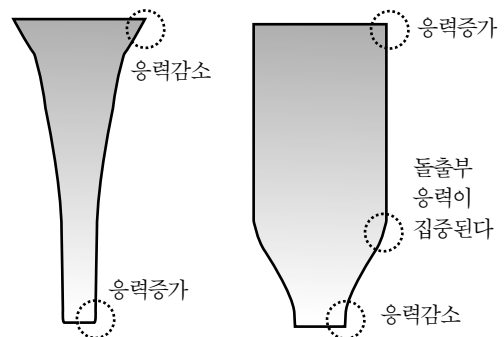


Figure 1. Implant model and design area by shape optimization



a) minimum stress at top b) minimum stress at bottom

Figure 2. Shape optimization results for stress distribution

의 모델을 구성하여, 3차원 유한요소 모델을 제작, 해석을 수행하여 Figure 3과 같은 디자인의 임플란트를 제작하였다.

2. 실험 동물

체중 10-15kg 내외의 5마리의 성견을 실험동물로 하였으며 모두 건강한 상태이다. 변화된 환경에 대한 1주간의 적응 기간을 갖게 한 후 실험을 시작하였으며, 표준화된 실험 사육용 사료를 사용하였다.

3. 실험 재료

본 실험에 사용된 임플란트는 직경 5mm, 육각형 상부구조(hexagonal top)의 길이가 11mm의 순수 타

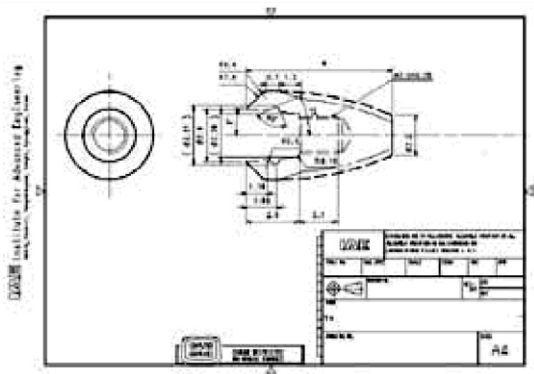


Figure 3. Final Implant design

이타늄을 절삭 가공하여 제작하였다.

4. 실험 방법

가. 수술

수술은 atropine 0.05mg/kg을 피하 주사하고, Rompun®4mg/kg을 정맥주사하여 전신마취를 유도한 후 시행하였으며, 수술 부위에는 에피네프린 (1:100,000)이 포함된 2% 염산 리도케인을 이용한 국소마취를 추가로 실시하였다. 수술 전피부에 대해 거즈에 적신 요오드와 70% 에탄올의 혼합액을 사용해서 소독을 실시했으며 이후 수술은 무균적 조건에서 실시하였다. 성견의 경골에 피부 절개후 근막 및 골막의 판막을 형성하여 내측 기시부위를 노출 시킨 후 생리 식염수의 관주하에 점진적인 골 삭제를 실시해서 5mm의 매식체가 식립 될 수 있도록 하였다. 임플란트는 한 마리당 한 개의 매식체가 식립되었다. 식립 후 골막과 근막에 대한 봉합을 5-0 Vicryl®로 우선 실시한 후 피부에 대한 봉합을 5-0 vicryl®로 실시하였다. 피부에 대한 봉합부위에서의 발사는 실시하지 않았다.

나. 조직 표본 제작

희생된 성견의 경골을 절단한 후 10% 중성 포르말린액에 담구어 고정시킨 후 조직 표본을 제작하였다. 24시간 간격을 두고 70%부터 시작해서 90%, 95%, 100%로 alcohol의 농도를 증가시키면서 탈수

를 시행한 후 Xylene과 metylmethacrylate 레진을 사용한 포매를 실시한다. 마지막으로 benzoyl peroxide를 첨가하고 절단 및 연마장치를 이용하여 최종적으로 두께 10-12µm의 얇은 표본을 만들고 toluidine blue, basic fuchsin 과 alizarin red 5을 사용한 Paragon 염색으로 염색하고 광학 현미경으로 조직 소견을 관찰하였다.

5. 평가방법

가. 임상적 관찰

촉진, 타진 시 임플란트의 동요도 관찰을 실시하였다. 임플란트 주변의 염증성 소견, 골 괴사와 같은 병적인 소견은 관찰되지 않았다.

나. 조직학적 소견

저배율과 고배율에서 임플란트 주위의 골 접촉 및 형성을 관찰하였으며 주위 조직의 소견을 관찰 하였다.

다. 조직계측학적 분석

조직계측학적 분석은 Olympus BX® 현미경과 연결된 컴퓨터를 통해 실시하고, 영상분석소프트웨어를 이용 하였다. 광학 현미경에 CCD 카메라를 부착하여 영상저장장치로 컴퓨터와 연결하여 조직의 현미경상을 디지털 영상으로 컴퓨터 화면상 나타나도록 한 후, 영상분석소프트웨어(Image pro®)를 사용하여 정량계측 하였다.

임플란트와 골 접촉율(Bone-Implant Contact)의 측정에는 대안렌즈 배율 10x, 대물렌즈 배율 2x에서 실시한 후 정확한, 골 접촉율의 측정을 위해 필요한 경우 4x, 10x의 대물렌즈로 교체 후 조직 표본에 대한 관찰을 실시하였다. 임플란트 측면의 나사선 총 길이를 우선 측정하고 나사와 접촉하는 골의 길이를 측정하여 백분율을 구하였다.

골 생성율(Bone density)은 인접 나사산 사이의 삼각형 공간의 총 면적을 구하고 그 부위 내에서 차지하고 있는 골조직의 면적을 측정하여 백분율을 구함으로써 산출하였다.

$$\text{골-임플란트 접촉률} = \frac{\text{나사산과 접촉하고 있는 골의 길이}}{\text{임플란트 측면의 나사선 길이}} \times 100$$

$$\text{골면적 비율} = \frac{\text{나사산과 나사산 사이의 골면적}}{\text{나사산과 나사산 사이의 면적}} \times 100$$

III. 연구 결과

1. 임상적 결과

식립 수술 12주 후 실험군 모두에서 임플란트 주위로 정상적인 골치유가 관찰되었으며 촉진, 타진시 임플란트의 동요도가 느껴지지 않았다. 수술부위의 염증성 변화는 보이지 않았고 임플란트 주위에서는 정상적인 골조직을 관찰 할 수 있었으며 골의 괴사와 같은 병적인 소견은 없었다.

2. 조직학적 결과

임플란트 주위의 염증성 소견은 관찰 할 수 없었으며, 임플란트 주위에 골형성을 관찰 할 수 있었다. 혈관이 지나고 있는 하버시안 관(haversian canal)관을 포함한 골원(osteon)이 관찰 되었다. 임플란트와 접하고 있는 골은 대부분 미성숙골(woven bone)이었으며 이는 임플란트 주위의 골 소주(trabecular)와 연결되어 있었다. 피질골에서는 전체적으로 치밀골에 의해 둘러싸여 있었으며 해면골에서는 임플란트 나사산 사이로 골 형성이 진행되어지고 있는 것을 관

찰 할 수 있었다. 전체적으로 고른 골 형성이 관찰되었지만 피질골 부위와 임플란트의 말단(apex) 부위에서는 치밀하고, 밀접한 성숙골(lamellar bone)이 임플란트와 접촉면을 이루고 있는 것을 관찰 할 수 있었다.

3. 조직계측학적 결과

각 임플란트의 내측과 외측에서 골내에 매식된 부위에 대해 나사산 측면의 전체 길이에 대해 직접 골 접촉이 일어나고 있는 부위의 길이에 대한 비율로 골과 임플란트 사이의 접촉률을 산출하였다. 골 생성률은 임플란트 나사산 사이의 넓이와 형성되어진 골의 넓이의 비를 계산하여 산출 하였다.

신제품의 골접촉율은 45.3%에서 68.9%로 평균 58.1%로 나타났다. 또한 신제품의 골 생성률은 47.5%-67.4%로서 평균 57.6%가 관찰되었다.

IV. 고찰

1960년대와 1970년대에 치과용 임플란트와 살아있는 골과의 골유착(osseointegration)이 실험적으로 소개되었다^{1,24)}. 최근 들어 이루어진 많은 연구들이 submerged 또는 non-submerged 임플란트의 성공적인 골유착과 유지를 발표하였다. 이러한 결과를 바탕으로 골유착율을 높이기 위해 임플란트의 모양, 크기, 구성요소와의 적합성, 표면의 특성, 수술의 방법, 보철물의 삽입시기에 대한 등 다양한 변수를 비교하여 발표하였다.

골은 세포내 기질의 광화를 특징으로 하는 특수한

Table 1. Bone to Implant contact ratio & Bone density ratio

Fixture No.	Bone to Implant Contact ratio(%)	Bone density ratio(%)
1	68.9	64.3
2	64.6	67.4
3	59.7	56.3
4	53.2	47.5
5	45.3	52.6
mean	58.1	57.6

결합조직이다. 골은 각기 조골세포(osteoblast), 파골세포(osteoclast), 골세포(osteocyte), 골이장세포(osteal lining cell)로 이루어져 있다. 조직학적으로 골은 미성숙골(wovenbone, primary bone)과 성숙골(lamellar bone, secondary bone)으로 분류된다. 순수한 타이타늄 임플란트를 식립하기 위한 수술시 골의 devitalized zone이 형성되며 넓이의 정도는 열에 의해 결정되는데 이는 골이 열에 매우 약하기 때문이다²⁵⁾. 약 1주일 주위의 조직들로부터 조골세포들이 만들어져 골유기질(osteoid)을 형성하며 미성숙골이 생성되기 시작한다²⁶⁾. 3주에서 12주 사이에 미성숙골(woven bone)은 성숙골(lamellar bone)으로 대체되어 지기 시작한다. 본 실험에서도 임플란트 전체 나사산 사이에서 woven bone이 lamellar bone으로 대체되어 지는 양상을 관찰할 수 있다. 골의 형성 방향은 임플란트 쪽으로 형성되어 들어오며 절삭형 임플란트 표면위에 직접적인 골 접촉이 관찰되기도 한다. 약 12주 후 임플란트와 골과의 계면에는 계속적인 골 형성이 일어나며 재형성이 이루어진다. 다른 연구에서도 치유기간에 따라서 순수한 타이타늄(titanium)주위의 계면에서 밀접한 골 접촉 반응과 시간에 따라 임플란트 주변에 골양이 증가되는 것을 관찰한 결과 수술 후 6주, 9주, 12주에 임플란트 주위에 골들이 재형성 되고 성숙골(lamellar bone)과 골수(bone marrow)로 구성되는 사실이 밝혀졌다²⁷⁾. 또 다른 실험에서는 임플란트 식립 후 6주 후에 상단 상단부분의 나사산 사이의 경조직이 매우 조직이 매우 조직화된 피질골로 구성된다는 것을 보고한 바 있다. 가토를 이용한 동물실험에서는 교합 힘을 지탱할 만한 골 생성이 이루어지려면 임플란트 식립 후 최소 6주 정도 지나야 한다고 한다²⁸⁾. 골 형성되는 시기마다 각기 다른 기질을 주입(Alizarin, Calcein, Tetracyclin, Exitus)하여 골의 재형성 과정을 지켜 본 결과 골의 재형성이 가장 많이 일어나는 시기는 임플란트 식립 8주 후라고 발표하였다. 연구에 의하면 2주째에는 5%, 4주째에는 24%, 6주째에는 54%, 8주째에는 63%의 골 재형성(Bone remodeling)을 보이며 가장 왕성한 활동성을 보이다가 10주째에는 5%로 낮아진다. 이런 이유로 골의 재형성을 극대

화 시키기 위해 8주째 하중을 가하는 것(early loading protocol)이 골 유착율을 높이는데 기여를 하는 것으로 나타났다²⁹⁾.

임플란트와 골 사이의 계면을 평가하기 위해 사용되는 방법에는 크게 생역학적 검사와 조직계측학적 분석이 있다. 생역학적 검사에는 뒤틀림 제거력(removal torque)의 측정이 가장 많이 사용되며 조직계측학적 분석에는 골-임플란트 접촉을 총 임플란트 길이에 대한 비율이나 3개의 연속된 '최상의 나사선'에서의 길이의 비율이 사용되어지고 있다³⁰⁾. 골 접촉율(Bont to implant contact)을 이 반드시 골유착율을 말 하는 것은 아니지만 이를 위한 조직계측학적 분석에 많이 이용된다. 임플란트의 궁극적인 목표는 구강기능의 재현이고 이를 위한 안정적인 보철물의 사용을 위하여는 골과 임플란트의 유착율을 높이는 것이 가장 중요한 요소이다. 한 연구에서는 최소한 50%이상의 골 접촉율이 있어야지만 안정적인 보철물을 기대할 수 있을것이라고 발표하였다³¹⁾. 골유착율을 높이기 위한 많은 연구가 진행되었다. 임플란트 표면 처리를 한 임플란트가 그렇지 않은 임플란트보다 더 높은 골 접촉율을 보이는 것으로 나타났다. 토끼의 경골에 순수한 타이타늄 나사형태의 임플란트를 식립한 후 3달뒤 조직계측학적 분석을 한 실험에서 골과 임플란트의 직접적인 접촉율은 평균 37.2%였다³²⁾. 6개의 각기 다른 표면(electropolished, sandblasted with medium grit and acid pickling, sandblasted with large grit, sandblasted with large grit and acid etching, titanium plasma-sprayed, and hydroapatite plasma sprayed.)을 가진 임플란트의 골 유착율을 식립 후 6주후에 평가하였다. 이중 sandblasted with a large grit으로 표면처리한 임플란트가 52-58%로서 가장 높은 골유착율을 보였다³³⁾. 반면에 submerged type 과 nonsubmerged type 임플란트에서는 유의성 있는 차이를 보이지 않았다³⁴⁾. 임플란트 식립 후 3개월에는 58.3%의 골 접촉율을 보였으며 6개월에는 70.3%의 골 접촉율을 보여 점차 증가하는 것으로 나타났다.

연구에 의하면 골의 질(quality)이 좋지 않을 때 임플란트의 성공률이 떨어지는 것으로 나타났다^{35,36)}.

그러므로 임플란트가 식립된 곳에서의 골의 질은 임상적으로 매우 중요하다. 골 생성률(bone density)을 나사선 사이의 넓이를 생성되어진 골의 넓이의 비로 나눈 것으로 임상적으로 골의 질을 나타낼 수 있는 지표이다. 연구에 의하면 표면처리 하지 않은 임플란트의 골 생성률이 표면처리한 임플란트 보다 떨어지는 것으로 나타났다³⁷⁾.

본 연구를 통해 최적화 기법을 이용하여 형상 개선된 임플란트는 정상적인 임상적인 결과가 관찰되었으며 평균 58.1%의 골 접촉율과 57.6%의 골생성율을 나타냈다. 이는 Johansson 과 Albrektsson이 1991년 한 실험 결과 보다 높은 골접촉율을 보였다. 골 생성율 또한 57.6%로서 Paolo Trisi등이 제안한 low-density bone(<40%)보다 높게 나타났다. 하지만 보다 많은 연구와 임상적 실험을 통해 문제점을 발견하고 이를 개선하는 연구가 필요할 것이다.

V. 결론

최적화 기법을 이용하여 형상 개선된 임플란트를 성견의 경골에 식립한 후 12주간의 치유기간 경과 후 임상적, 조직학적, 조직계측학적 분석을 통한 골 임플란트 접촉률(bone to implant contact) 및 골 생성률(bone density)을 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 임상적으로 동요도, 염증반응이 없는 정상적인 결과를 나타냈다.
2. 조직학적으로 염증 세포 등은 관찰되지 않았으며, 해면골 보다는 치밀골에 의해 둘러싸여 있으며 임플란트 나사산 주위로 전체적인 골형성을 나타내고 있다.
3. 조직계측학적으로 골과 임플란트의 접촉률은 평균 58.1%, 골생성률은 57.6%를 나타냈다.

이와 같은 결과로 판단 할 때 응력의 분산을 위해 형상최적화(shape optimization) 기법을 통하여 새롭게 개발된 임플란트는 임상적, 조직학적으로 안정되었다고 말할 수 있는 결과를 나타내었으며 보철물을

결합한 이후에도 양호한 결과를 얻을 수 있는 골 접촉 및 골 생성률을 나타내었다.

VI. 참고 문헌

1. Bränemark P-I, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies, Scand J Plast Reconstr Surg 1969; 3: 81-100.
2. Zarb GA, Albrektsson T. Osseointegration: A requiem for the periodontal ligament? [guest editorial], Int J Periodontics Restorative Dent 1991; 11: 88-91.
3. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success, Int J. Oral Maxillofac Implants 1986; summer: 1(1): 11-25.
4. Buser, D., Mericske-Stern, R., Bernard, JP., Behneke, A., Behneke, N., Hirt, HP., Belser, UC. & Lang, NP. Longterm evaluation of non-submerged ITI implants Part1:8year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. Clinical Oral Implants Reserch 1997; 8: 161-172.
5. Weinberg, LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses, Internatonal Journal of Oral & Maxillofacial Implants 1993; 8: 19-27.
6. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Manle F. Evaluating Parameters of osseointegrated dental implants using finite elements analysis - a two - dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction, J. Oral Implantology 1998; 24(2):80-8.
7. Dixon, D.L., Breeding, L.C., Peter Sadler, J. & Mckay, M.L. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant

- designs, *Journal of Prosthetic Dentistry* 1995; 74, 270-278.
8. Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater* 1992; 10(3): 153-201.
9. Skalak R. Biomechanical consideration in osseointegrated prostheses. *J. Prosthet Dent* 1983 Jun; 49(6): 843-848.
10. Lewinstein I, Banks-sills L, Eliasi R. Finite element analysis of a new system(IL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995 May-Jun; 10(3): 355-66.
11. del Valle V, Faulkner G, Wolfaardt J. Craniofacial osseointegrated implant-induced strain distribute numerical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997 Mar-Apr; 12(2): 200-10.
12. Holmes DC, Grigsby WR, Goel VK, Keller JC. Comparison of stress transmission in the IMZ implant system polyoxymethylene or titanium intramobile element: a finite element stress anaylsis. *Jin J Oral Maxillofac Implants* 1992 Winter; 7(4): 450-8 Abrahamsson, I., Berglundh, T., Moon IS & Lindhe, J. Peri-implat tissue at submerged and non-submerged titanium implants. *Journal of Clinical Periodontology* 1989; 26: 600-607.
13. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J. Biomech* 1975; 8(6): 393-405.
14. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., Bränemark, P. Lindhe, J., Eriksson, B. & Sbordone, L. Marginal tissue reactions at osseintegrated titanium fixtures. A 3-years longitudinal prospective study. *International journal of Oral & Maxillofacial Surgery* 1986; 15: 39-52.
15. M. Quirynen, I. Naert, D. van Steenberghe: Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Bränemark system. *Clin Oral Impl Res* 1992; 3: 104-111.
16. Meijer, HJA, starmans FJM, Steen WHA & Bosman F. A three-dimensional finite element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Archives of Oral Biology* 1993; 38: 491-196.
17. Meijer GJ, Starmans FJ, De Petter C, van Blictenstwijk CA. The influence of a flexible coating on the bone stress around dental implants. *J Oral Rehabil* 1995 Feb; 22(2):105-11.
18. Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implants biomechanics. *J Oral Rehabil* 1998 Apr; 25(4): 299-303.
19. CHUN HY, CHEONG SY, HAN JH, HEO SJ, CHUNG SJ, RHYU IC, CHOI YC, BAIK HK, KU Y, .KIM, MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite elements. *Journal of Oral Rehabilitation* 2002; 29: 565-574.
20. 김한성, 이상엽, 조남효, 고재영, 박상수, 이훈, 안세영, 심준성, 이철영, 문홍석. “치과용 임플란트의 형상과 계면 응력의 상관관계” 대한정밀공학회 2002; 춘계: 128-131.
21. 이상엽, 김한성, 조남효, 고재영, 박상수, 심준성, 문홍석, 유용석, “치과용 임플란트의 형상에 대한 매개변수 해석”, 제26회 대한의용생체공학회 춘계, 2002.
22. Mattheck, C., and Burkhardt, S., “A New Method of Structural Shape Optimization Based on Biological Growth,” *International Journal of Fatigue* 1990; 12(3): 185-190.
23. Zienkiewicz, OC., and Campbell, JS., “Shape Optimization and Sequential Linear Programming,” in R. H. Gallagher and O.C. Zienkiewicz(ed.), *Optimum Structural Design Theory and Application* 1973; 109-126.
24. Schroeder A, Pohler O, Sutler F. Tissue reaction

- to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer. SSO Schwiez *Monatsschr Zahnheilkd* 1976 Jul; 86(7): 713-27.
25. Eriksson RA, Albrektsson T: Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 101-7,
 26. Weinlaender M, Kenney EB, Lekovic V, et al: Histomorphometry of bone apposition around three types of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Surg*, in press
 27. Thomsen, P., Ericsson LE. Titanium implants in rabbit knee joints. *Acta Orthop Scand*; 1987; 58: 256-269.
 28. Robert RW, Smith, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith R. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J orthod* 1984; 86: 95-111.
 29. Ericsson I, Nilson H, Lindh, Nilner K, Randow K. Immediate functional loading of Brånemark single tooth implants. An 18 month follow-up study. *Clin Oral Implants Res* 2001; 11: 26-33.
 30. Wennerberg A, Ekström A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B. A 1-year follow-up of implants of differing surface roughness placed in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12: 486-494,
 31. Albrektsson T, Johansson C. Quantified bone tissue reactions to various metallic materials with reference to the so-called osseointegration concept. In: Davies JE, ed. *The Bone-biomaterial Interface*. Toronto: University of Toronto Press 1991; 357-363.
 32. Johansson, CB. & Albrektsson, T. A removal torque and histomorphometric study of commercially pure niobium and titanium implant in rabbit bone. *Clinical Oral Implants Research* 1991; 2: 24-29.
 33. Buser, D., Schenk, RK, Steinmann, S. Fiorellini, P., Fox, CH. & Stich, H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *Journal of Biomedical Materials Research* 1991; 25: 889-902.
 34. Abrahamsson, I., Berglundh, T., Moon IS & Lindhe, J. Peri-implant tissue at submerged and non-submerged titanium implants. *Journal of Clinical Periodontology* 1989; 26: 600-607.
 35. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: A 5-year analysis. *J Periodontol* 1991; 62: 2-4
 36. Friberg B, Jemt T, Lekholm V. Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants. A study from stage I surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6: 142-146.
 37. Paolo Trisi, Richard Lazzara, Alberto Rebaudi, Walter Rao, Tiziano Testori, Stephan S. Porter. Bone-implant contact on machined and dual acid-etched surfaces after 2 months of healing in the human maxilla. *J Periodontol* 2003; 74: 945-56.

사진부도 설명

- Figure 4. Implants placed in the tibia.
- Figure 5. After 12 week, Photomicrograph of bone to implant contact(BIC) A)the highest BIC(68.9%) B)the lowest BIC(45.3%) ($\times 20$)
- Figure 6. Photomicrograph of Bone-Implant contact at cortical area A)Most of the bone to implant contact took place in the cortical bone($\times 20$). B) Higher magnification at the cortical level($\times 40$)
- Figure 7. The peri-implant woven bone is reinforced by lamellar bone at the marrow.
(A. $\times 40$, B. $\times 100$).
- Figure 8. There is direct bone-implant contact in the almost apical area.(A. $\times 40$). Higher magnification of the apical area(B. $\times 100$)
- Figure 9. There is connective tissue lining in the implant surface.(A. $\times 40$, B $\times 200$)
- Figure 10. Morphometry of ground sections. For each thread, the length from A to B along the fixture surface was measured first(d), and then the length in concontact with bone was measured next(a+b+c), bone to implant contact was calculated as $\{(a+b+c)/d\} \times 100$. For each thread, the area of the triangular region defined by an imaginary line connecting A and B(dotted line) and the fixture surface is measured first(Af). The area of bone inside the triangular region is calculated next(Ab). Percentage of bone area inside threads was calculated as $(Ab/Af) \times 100$.
- Figure 11. High magnification of the implant-bone interface for bone density calculation

사진부도 (I)



Figure 4

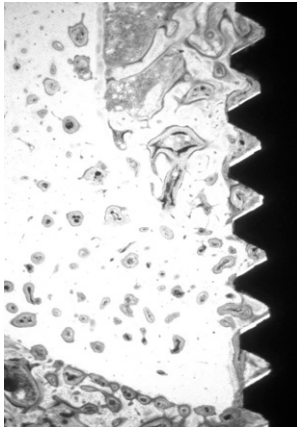


Figure 5A

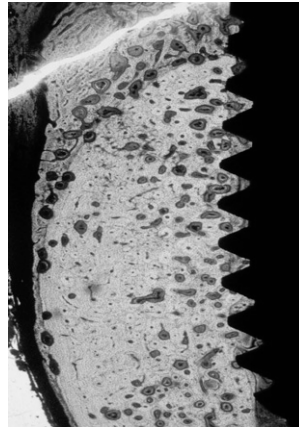


Figure 5B

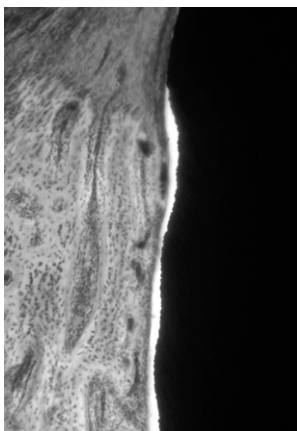


Figure 6A

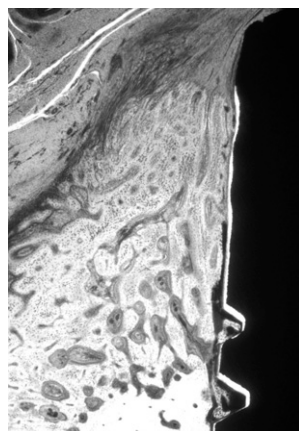


Figure 6B

사진부도 (Ⅱ)

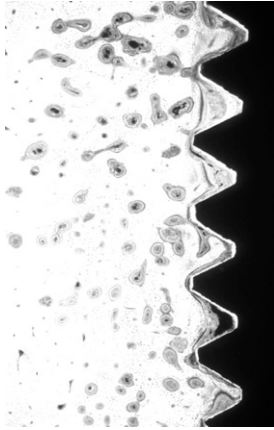


Figure 7A

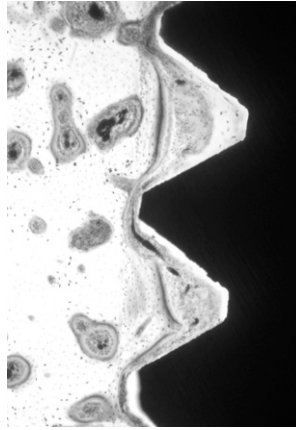


Figure 7B

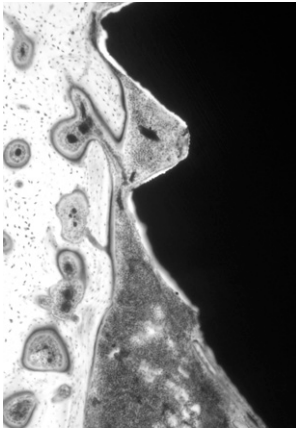


Figure 8A

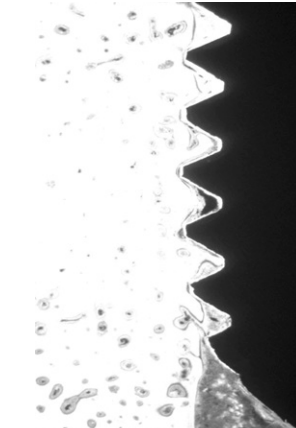


Figure 8B

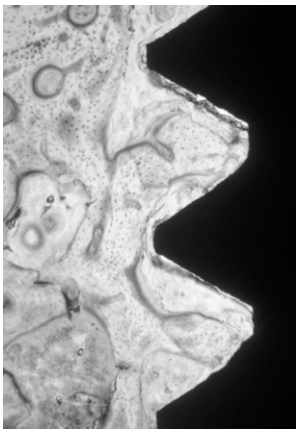


Figure 9A

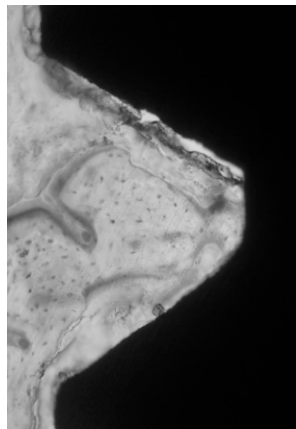


Figure 9B

사진부도 (Ⅲ)

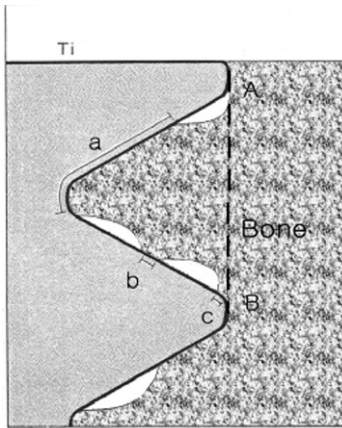


Figure 10

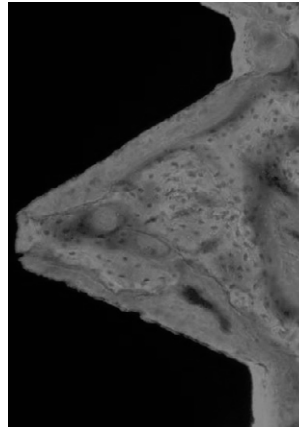


Figure 11

Histomorphometric evaluation of the implant designed by shape optimization technique

Hyuk-Rak Kwon¹, Sang-Kwon Moon¹, Joon-sung Shim⁴, Sei-young Ahn³,
Hun Lee³, Han-Sung Kim⁵, Seong-ho Choi^{1,2}, Chong-Kwan Kim^{1,2}

¹Department of Periodontology, Research Institute for Periodontal Regeneration,
College of Dentistry, Yonsei University

²Brain Korea 21project for Medical Science, Yonsei University

³Solco Bio-medical Engineering Institute

⁴Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Yonsei University

⁵Department of Biomedical Engineering, Yonsei University.

Since the occlusal loading is transmitted to the surrounding bone, the success of an implant treatment is closely related to the distribution of the stress on the implant. The finite element analysis method is often used in order to produce a model for dispersion of stress. Assessment of the success of the implant is usually based on the degree of osseointegration which is a bone and implant surface interface.

Implant used in this research was designed through the method of shape optimization after the stress on implant was analyzed by the finite element analysis method. This study was pertinently assessed by a clinical, histologic, histomorphometric analysis after the shape optimized implant was installed on beagle dog tibia.

The results are as follows

1. It clinically showed a good result without mobility and inflammatory reaction.
2. Implant was supported by dense bone and bone remodeling showed on the surrounding area of the implant
3. The average percentage of bone-implant contact was 58.1%. The percentage of bone density was 57.6%.

Having above results, shape optimized implant showed the pertinence through clinical and histologic aspects. However, to use the shape optimized implant, the further experiment is required for finding problems, improvement.

Key words; Stress, Finite element analysis, Shape optimization, Bone Implant Contact, Bone density