

키토산으로 표면처리된 인공치아의 충격전달에 관한 연구

김기홍 · 이용찬 · 조병욱 · 권익찬* · 최귀원* · 배태수*

한림대학교 의과대학 치과학교실, 한국과학기술연구원 의과학센터*

Abstract

THE EFFECT OF A CHITOSAN COATING OF DENTAL IMPLANT ON THE SHOCK ABSORPTION UNDER IMPACT TEST

Ki-Hong Kim, Yong-Chan Lee, Byoung-Ouck Cho, Kui-Won Choi*, Ick-Chan Kwon*, Tae-Soo Bae*

*Dept. of Oral & Maxillofacial Surgery, Medical College, Hallym University, KIST Biomedical Research Center**

With the object of providing a temporary artificial periodonal ligament-like membrane around the dental implant, 10 Branemark type implants were coated with commercially available chitosan(Fluka Co., Buchs, Switzerland) which has a molecular weight of 70,000 and 80% deacetylation degree. Once this bioactive hydrophillic polymer(chitosan) contacts with blood or wound fluids, it becomes swollen and penetrates into the adjacent cancellous bone. Thus the interface between implant and surrounding bone is completely filled with chitosan. This tight junction in early healing phase enhances primary stability.

The chitosan coated dental implants were implanted into the fresh patella bones from porcine knees, since the thickness of cortical bone is relatively even and their cancellous structure is homogenous. To test the shock absorbing effect, 1mm delta-rogette strain gage was installed behind the implant.

The results showed

1. The principal strain peak value directed to the impact of coated implant was 0.064 0.018(p<0.05) and that of uncoated implant was 0.095(0.032 p<0.05).
2. The peak time delay of coated implant was 0.056sec(0.011 p<0.05) and that of uncoated implant was 0.024sec(0.009 p<0.05).

It can be reasoned from this results that the chitosan coating has a shock absorbing effect comparable with a temporary artificial periodontal ligament.

Key words : Chitosan coating, Dental implant, Artificial periodontal ligament, Impact test

I. 서 론

완전무치악 혹은 부분 무치악환자의 저작기능을 회복시키기 위하여 다양한 형태의 치과용 임플란트들이 사용되고있으며 이러한 임플란트를 이용한 진료의 성공여부는 주로 임플란트 식립시의 초기안정성과 장기간의 골유착에 기인하게 된다. Albrektsson 등¹⁾은 임플란트의 골유착에 영향을 미치는 요소는 여러가지가 있으며 이에는 금속의 생체 친화성, 형태, 표면의 구조, 외과 기술, 생역학적인 요소등이 있다고 하였다. 임플란트의 초기 안정성은 치과용 임플란트의 기계적 요소외에도 임플란트 표면과 임플란트의 식립후의 생리적 현상과 밀접한 관계를 맺고 있다. 임플란트를 식립하기 위하여 임플란트 수용부를 형성하는

도중에 골막, 피질, 수질골내의 혈관이 손상을 받아 혈액이 임플란트의 주위 공간에 채워지며 골과 임플란트의 양측 표면에 섬유소들이 부착된다. 이러한 혈중은 신생 7일에서 14일 정도가 지나고 나면 모세혈관과 섬유성 교원 결합조직으로 구성된 증식성 조직에 의해 개조가 이루어진다²⁾.

신생골이 임플란트 주위에 근접하여 직접 접촉하여 형성되는 데에는 임플란트가 얼마나 안정성있게 식립되어 있느냐에 달려 있다. 임플란트가 안정되지 못하면 세포의 분화에 영향을 미쳐 결국 골 형성에까지 영향을 미치는 것이다. 임플란트가 동요도를 보일때에는 주변골로부터 모세혈관이 자라 들어오지 못하면서 임플란트 주변 세포들이 섬유아세포나 골아세포로 분화하는데 영향을 미치게 된다. 실험에 의하면 임플란트 초기유동성과 임플란트 주위 공간에 연골 또는 결합조직이 형성되는 것 사이에는 직접적인 양성의 상관관계가 있음이 밝혀졌다. 따라서 임플란트에서 골이 성장하는데 절대적으로 필요한 것은 기계적인 안정성과 풍부한 혈액공급이다³⁾.

저작압에 대해 골유착된 임플란트와 자연치아가 반응하는 방식이 완전히 다른데 이는 자연치아에는 치주인대가 존재하여

이 용 찬

150-071, 서울시 영등포구 대림1동 948-1

한림대학교 의과대학 치과학교실

Yong-Chan Lee

Dept. of Oral and Maxillofacial Surgery, College of Medicine, Hallym University

948-1, Daelim1-Dong, Youngdungpo-Gu, Seoul, 150-071, Korea

Tel : 82-2-829-5233 Fax : 82-2-835-3293

E-mail : yclee@sun.hallym.ac.kr

100-200 μ m 정도의 미세운동을 허용하며⁸⁾ 이로인해 응력을 받으면 치근단 3분의 1을 회전 중심으로 하여 치근의 전표면을 따라 응력을 분산하는데 반해 골유착된 임프란트에는 치주 인대가 없으므로 응력 분산에 필수적인 미세운동이 거의 없고 단지 약 10 μ m 정도밖에 움직이지 않으며 응력이 집중되거나 주변골의 미세한 파절(microfracture)을 야기하기도 한다⁹⁾. 또한 임프란트에 너무 일찍 부하가 가해지면 마이크로 스트레인이 증가하게 되어 임프란트와 골과의 계면에 섬유성 조직의 형성이 이루어지게 된다는 연구결과가 있으나⁹⁾ 최근에는 식립후 즉시 혹은 다소 일찍 임프란트에 하중을 가하여도 좋은 결과를 얻었다고하는 연구결과들도 보고되고 있다⁸⁾.

이러한 그 동안의 많은 연구 결과들을 종합하여 볼 때 치과용 임프란트를 이용한 진료의 성공률을 높이기 위한 여러 가지 요소들은 크게 수술적 요소, 보철적 요소, 치주학적 요소의 3가지로 분류되며, 수술적 요소에서는 임프란트 식립시의 초기 안정성이 그 무엇보다도 중요하다. 초기 안정성을 높이기 위하여는 티타늄 임프란트의 표면적을 넓히고 주위 골과 잘 접촉할 수 있도록 하기 위하여 임프란트 표면에 티타늄을 스프레이하거나 티타늄 임플랜트의 표면을 부식시키는 등의 티타늄 임프란트 표면을 직접 변형하는 방법과 티타늄 임프란트 표면위에 세라믹을 피복하여 생체 활성인 표면을 만들어 골결합력을 증진시키는 하이드리드 결합형 방법들이 사용되고 있다.

자연계에서 셀룰로오즈 다음으로 풍부한 키틴을 탈아세틸화(deacetylation)하여 얻을 수 있는 키토산은 지혈 및 창상치유 효과 외에 골 형성을 도와주는 것으로 알려져 있으며 게다가 콜라겐과 마찬가지로 생체 흡수성 및 생체 친화성을 가지고 있어서 의료용 물질로 각광을 받고있는 물질로써 최근 티타늄 임프란트의 표면에 키토산을 피복하여 초기 안정성을 높이는 연구⁹⁾와 키토산 피복시 계면에 관한 연구¹⁰⁾들이 보고되고 있어, 본 연구에서는 키토산을 임프란트에 피복하고 임프란트에 충격을 가했을 때 충격 방향(임프란트 뒷편)의 최대 변형도와 최대 변형이 발생하는 시간의 차를 조사함으로써 키토산피복이 충격량을 흡수하여 임프란트 주위골로 충격전달을 지연시키는지를 알아보았다. 키토산은 조직액이나 혈액과 접촉하면 팽윤하는 특성을 가지고 있으므로 키토산피복된 임프란트가 골안에 식립되면 식립하는 도중과 그 이후 초기 단계에서 혈액이나 조직액과 결합하여 팽윤하고 이 팽윤된 키토산피복체는 나무뿌리가 주위의 흠속으로 뿌리를 뺏는 것과 같은 모습으로 주변의 성긴 수질골 내로 파고 들어감으로써 일시적이거나 마치 자연치아의 치주인대와도 같은 모습 및 역할을 하여 충격량을 흡수 할 수 있을 것이다. 만일 키토산피복이 유의할 만한 수준으로 임프란트에 가해지는 충격을 흡수하여 임프란트 주위골에 가해지는 충격전달을 지연시킬수 있다면, 초기에 유해한 수준의 외력이 임프란트에 가해지는 경우에도 보다 더 잘 견디어 낼 수 있어서 초기 안정성의 증가와 함께 상승적인 작용을 할 수 있을 것이며, 골의 밀도가 좋지않은 부위에도 치과용 임프란트를 식립하여 저작기능을 회복할 수 있는 기회가 그만큼 더 늘어나고 치과용 임프란트를 이용한 진료의 성공률을 한단계 높히는데 중요한 기초 연구가 될

수 있을 것으로 사료된다.

II. 재료 및 방법

본 연구는 천연 고분자물인 키토산으로 티타늄임프란트를 피복하였을때 키토산 피복체가 일시적인 치주인대로써의 역할을 수행하여 충격량을 적절히 흡수하는가를 알아보기 위한 것으로 다음과 같은 실험을 시행하였다.

실험군에 사용된 임프란트는 직경 3.75mm 길이 10mm의 브레네마크형으로 분자량 70,000, 80%의 탈아세틸화된 키토산(Fluka Co., Buchs, Switzerland)으로 피복한 것이며 대조군에 사용된 임프란트는 키토산으로 피복하지않은 동일한 형태의 임프란트이다.

1. 키토산 피복

본 연구에서 키토산을 피복하는데 사용한 dip-coating 방법은 다음과 같이 최등이 사용한 방법⁹⁾을 사용하였다.

- 1) 치과용 임프란트를 아세톤(aceton) 용액으로 씻은 후 다시 증류수로 수세하고.
- 2) 키토산을 아세톤용액에 녹여 1% 용액으로 만들어
- 3) 치과용 임프란트를 1% 키토산 용액에 수직으로 5초간 담겼다 빼낸후 진공상태에서 약 30분간 말리는 과정을 15회 반복한후.
- 4) 상온의 1mmHg 진공상태에서 24시간 동안 치과용 임프란트를 건조시킨다.

2. 키토산피복된 임프란트의 식립

방금 도살된 돼지(porcine)의 슬개골(patella)에서 연조직을 제거한후 ISOMET (Buehler LTD., Lake Bluff, Illinois, USA)을 사용하여 2cm×2cm×2cm의 크기로 자른후 치과용 구내 촬영을 실시하여 임프란트를 식립하기 적절한 피질골과 수질골이 위치한 부위를 조사하였으며 돼지의 슬개골은 골 구조가 균질하여 실험에 적절한 것으로 판단되었다. 한 사람의의해 실험군과 대조군의 임프란트가 각각 10개씩 채취된 슬개골에 식립되었다.

3. Strain gage의 부착

Impact test를 시행하기 위하여 Fig. 1과 같이 각 시편 하나에 3개의 strain gage를 임프란트의 후방에 부착시켰다.

3개의 strain gage의 위치는 충격방향을 가운데로하고($\epsilon 2$) 좌우로 각각 60°의 각도에 위치시켰다($\epsilon 1$, $\epsilon 3$)(Fig. 1).

- 1) Gage type : KFG-1-120-D17-11L1M2S (120 Ω , general purpose)
일명 Delta-Rogette gage
- 2) Gage length : 1mm
- 3) Gage location (Fig. 2)
- 4) Impact conditions (Fig. 3)

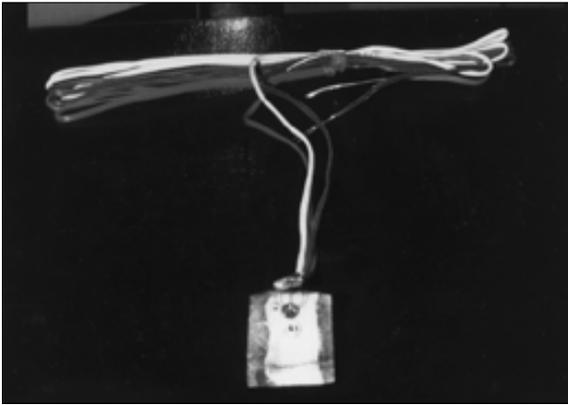


Fig. 1. The position of delta roquette gage.

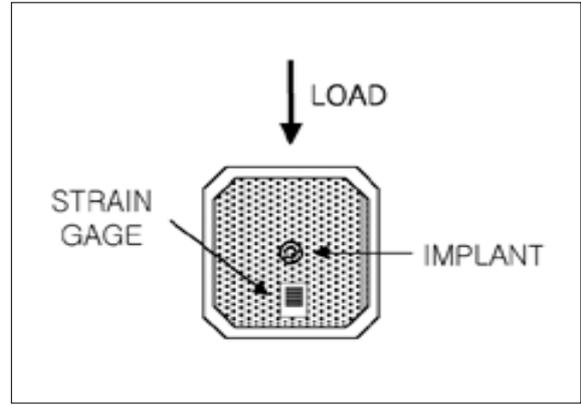


Fig. 2. Schematic of straingage installation.



Fig. 3. Data acquisition system.

- impact angle 수직에서 35도로 비껴서
- gage 위치 6.3mm(임프란트 중심에서 gage끝 부분까지의 위치)
- impact 길이 충격이되는 진자축의 반경 : 219mm
- 추의 무게 250g

5) Data Acquisition(Fig. 3)

충격실험에 따르는 데이터 획득 방법은 A/D 변환기(Model-DATASHuttle, Strawberry Tree Inc.)와 데이터 수집 프로그램인 WorkBench 2.60(Strawberry Tree Inc. Versaion 2.60)을 통하여 data sampling rate를 50Hz로 정하였다.

Delta Roquette gage를 사용하여 얻을 수 있는 $\epsilon_1, \epsilon_2, \epsilon_3$ 를 통하여 충격방향의 주변형도를 측정하였고 이에 사용된 식은 아래와 같다.

The equation of Principal strain

$$\epsilon_p = \frac{\epsilon_1 + \epsilon_2 + \epsilon_3}{3} + \frac{1}{\sqrt{3}} \sqrt{(\epsilon_1 - \epsilon_2)^2 + (\epsilon_2 - \epsilon_3)^2 + (\epsilon_1 - \epsilon_3)^2}$$

6) 통계학적 분석

키토산 피복 및 비피복 임프란트의 충격흡수에 관한 비교를 위해 두 군의 충격방향의 principal strain의 최대치와 peak time delay

를 측정하였다. 실험에 사용한 시편의 수는 각각 10개씩이며 통계프로그램은 SAS를 사용하였고 unpaired t-test 검정을 하였으며 통계적으로 유의한 차이가 있었다($P < 0.05$).

III. 연구 성적

Fig. 4는 3개의 strain gage가 부착된 하나의 시편에 대한 충격시험의 결과로 각 gage별 변형률과 각 변형률로부터 계산된 압축 주변형률의 전형적인 모습을 보여주는 그림이며, Fig. 5는 한 시편의 충격 방향의 주변형도(principal strain) 및 변형도 최대치(peak strain)가 발생하는 시간을 비교하는 그림이다.

Table 1은 키토산 피복된 임프란트와 피복되지 않은 임프란트의 충격방향의 principal strain의 최대치를 나타내고 있으며, Table 2는 변형도 최대치가 나타나는 시간차를 보여주고 있다. Table 1에서 보여주듯이 충격 방향의 주변형도(principal strain)의 최대치는 피복된 경우가 0.064 (0.018, $p < 0.05$), 피복되지 않은 경우에는 0.095 (0.032, $p < 0.05$)로 나타났다. 이는 순간적으로 충격이 가해지면 그 부위가 충격으로 인해 충격방향으로 줄어들게 되는데 3부위에서 측정하여 산출한 주변형도가 작을수록 줄어든 양이 적다는 것이며 이는 키토산 피복체가 충격을 흡수하여 골의 변형을 적게하였다는 것을 의미하는 것이다. Table 2에서 알 수 있듯이 변형도 최대치(peak strain)를 나타내는 시간의 차 역시 피복된 경우가 0.056초 (0.011, $p < 0.05$), 피복되지 않은 경우는 0.024초 (0.009 $p < 0.05$)로 나타났다. 이는 충격이 가해진 후 최대 변형을 나타날 때까지의 시간 값이며 시간이 더 긴 것은 피복체가 충격을 흡수하여 골이 최대 변형에 도달하는 시간이 길어진 것으로 충격전달을 지연시킬 수 있음을 의미하는 것이다.

IV. 고 찰

— 현재까지의 연구 결과와 동향

치과용 임프란트는 악골에 식립된 후 외부에서 하중을 받지않는 일정기간 안정된 치유기간을 거쳐서 골 유착을 이루게 된다.

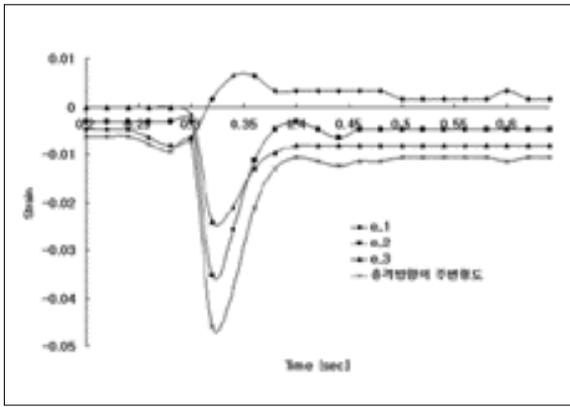


Fig. 4. Typical impact test data.

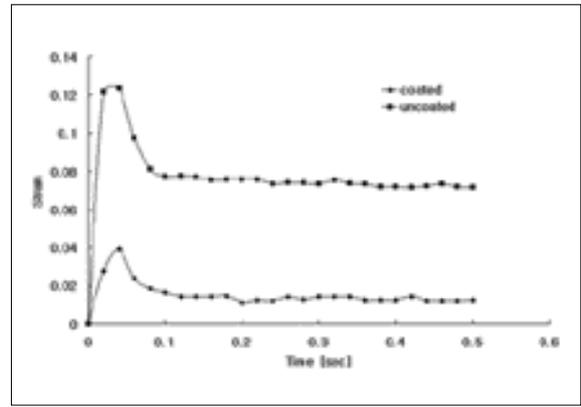


Fig. 5. Comparison of peak time delay between coated and uncoated implant in impact loading direction.

Table 1. Principal strain peak value in impact loading direction(Mean SD)

	coated implant	uncoated implant
n=10	0.064	(±0.018)
	0.095	(±0.032)

※ significant at p < 0.05

Table 2. Peak time delay(Mean SD)

	coated implant	uncoated implant
n=10	0.056	0.024
	(±0.011)	(±0.009)

※ significant at p < 0.05

Osborn(1980)¹¹⁾은 생체재료의 서로 다른 화학적 성질과 가능한 조직 반응에 근거하여 생체적합성을 생체내성(biotolerant), 생체 불활성(bioinert), 생체활성(bioactive)으로 분류하였다. 그러나 최근의 실험 결과에 따르면 임플란트 주위가 결합조직으로 둘러 쌓이거나 혹은 골유착되거나 하는 것은 임플란트의 재료에 의해서만 결정되는 것이 아니라 임플란트 매식후 치유기간 동안의 기계적 안정성(mechanical stability)에 의해 더 큰 영향을 받는다는 것이 알려졌다¹²⁾. 기계적 안정성은 식립된 부위의 골의 질, 임플란트매식체의 외형, 임플란트 표면의 미세형태(micromorphology), 임플란트와 임플란트 매식부위와의 형태상의 조화 및 일치에 의해 결정되며, 임플란트의 초기 안정은 임플란트 주변세포들이 조골세포로 분화되어 신생골의 형성과 성숙골로의 발전을 촉진한다. Brunski 등⁴⁾은 임플란트와 골수용부간에 상대운동(relative movement)이 발생하면 임플란트 주변이 섬유성 조직으로 둘러 쌓인다고 하였고 Branemark 등¹³⁾은 임플란트 매식후 4-6개월간 외부 하중없이 치유된 경우에는 임플란트와 주변골간에 직접 골 결합(광학현미경하)이 발생하였다고 하였다. 현재 사용되고 있는 제품들은 표준화된 수술기구를 사용하여 임플란트와 임플란트 수용부의 계면의 간격을 최소화 하거나, 임플란트의 직경이 수용부보다 크게하여 매식시 압박을 받아 초기 안정성을 얻는 press-fit 방식이 사용된다.

임플란트 수용부를 형성하고 임플란트를 식립하고 난 후 우선은 임플란트 표면의 비교적 좁은 부위만이 수용부의 골과 직접 접촉한다. 나머지 임플란트의 표면과 골소주 사이에는 여러 다양한 크기의 균열 공간이 생기며, 이 공간은 처음에는 수용부 형성시 골천공으로 인해 배출된 혈액과 혈병의 형성으로 채워진다. 이 혈병은 피브린과 세포 혈액구성 성분으로 구성되며 재생

조직을 위한 발판으로 작용한다. 따라서 임플란트 표면에 혈구가 부착되는 것은 치유에 있어서 매우 중요하다²⁾. 수용부 형성의 외상으로 인해 배출된 골 구성성분의 일부는 괴사되고 임플란트 주변의 틈에서 나오는 대적혈구, 다핵거대세포, 파골세포 등을 통해 제거된다. 동시에 이러한 골유착의 초기 단계에 생명력이 왕성한 변연골에서부터 조직 증식을 통한 상처 치유 과정이 시작된다.

골이 상처를 받은 부위에서는 임플란트 주변 골과의 계면의 균열폭에 따라 두 가지 상이한 회복과정이 진행된다. 약 200-700 μ m의 좁은 폭까지는 골원(하버시안 시스템)의 재구성을 통해 층판골로 직접 연결되는 것이 가능하며(소위 1차적 골절 치료) 이 층판골 속에서는 조골세포가 미세한 지류를 통해 유사상피조직까지 연결되어 있다. 조골세포는 얇은 막으로 층층히 쌓인 골양(석회질화 하지않은 기질)을 침전시키며 Frost¹⁴⁾에 의하면 하루에 생성되는 양이 약 1 μ m정도에 이르는 것으로 되어있다. 이러한 기질과 아직 어리고 무기질화하지 않은 골의 무기질화 과정은 약 8-10일에 이르는 성숙기가 지난 이후에야 비로소 시작된다.

이와는 반대로 균열폭이 더 큰 경우(700 μ m 이상), 또는 미세한 상대운동(micromotion)이 있을 경우에는 1-2주내에 우선 혈관과 세포가 풍부한 배(胚)조직이 형성된다(소위 callus). 이 배조직은 2차적으로 칼슘염의 침전을 통해 석회질화하여 막내골이 생성되고 나중에야 비로소 부분적으로 층판골로 대체된다. 초기의 골은 형태학적으로 층판구조가 결합되어 있으며 교원섬유가 미세하게 무질서한 그물을 형성하고 있어 교직골이라고 불리며 골세포가 풍부하게 존재하고 대개 약 14일 정도에 균열부를 채우며, 이후 2개월 정도에 층판골로 개조된다. 그러나 임플란트 표면이 골로 완전히 피개되는 현상은 어떠한 임플란트에서도 발

생하지 않는다. 임프란트 표면에 대한 골의 직접적인 접촉은 나사형 임프란트의 경우 약 56-85%로 나타나고 있으며¹⁵⁾, Linkw 칼날형 임프란트의 경우 46-82%의 접촉을 갖는 것으로 보고되고 있다¹⁶⁾. 골로 덮이지 않은 임프란트의 표면은 섬유성층의 개재없이 지방세포가 차지한다고 했다²⁾.

— 고 찰

임프란트의 초기 안정성과 함께 적절한 골유착상태의 보존이 임프란트 진료의 성공에 필수적인 요소들이다. 치과용 임프란트 진료의 장기간에 걸친 성공률을 보면 임프란트를 둘러싸고있는 골의 상태가 좋으며 임프란트와 골간의 계면이 건전한 상태를 유지하고 있을 때이다. 좋은 상태의 골이란 골 밀도를 유지하면서도 미세파절이 일어나지 않는 정도의 적절한 수준의 골개조과정이 일어나고 있을 때에 가능한 것이며 이는 주변골로 응력분산이 되는 정도에 의해 지배된다. 한편 임프란트 진료의 실패로 나타나는 주변골의 흡수와 연이어 결체조직이 임프란트와 골사이의 계면에 개재하여 임프란트의 동요가 나타나는 데에도 계면내 골개조 과정에서 외력이 중요한 역할을 한다. 이렇게 병원군이 존재하지않음에도 불구하고 임프란트의 동요 및 탈락이 일어나는 중요한 원인으로는 골유착된 임프란트와 자연치아간에는 외력을 분산시키는 생역학이 전혀 다르기 때문이다. 이러한 차이점은 치주인대의 유무에 의한 것으로 치주인대의 미세한 운동성은 외력이 가해질 때 치근단 3분의 1을 회전 중심으로 하면서 치근의 전 표면을 따라 힘이 분산되는데 반해 치주인대가 없는 골유착된 치과용 임프란트의 경우에는 힘의 분산에 필수적인 미세한 운동성의 결여로 말미암아 힘의 분산이 일부에 집중되거나 미세파절을 야기하기 때문이다.

현재 치주인대와 유사한 인공막을 임프란트 주위에 형성하는 것은 불가능한 것으로 알려져 있으나 티타늄 임프란트 표면에 폴리머 등을 피복하여 골결합력을 증진시키거나 또는 천연 고분자물인 키토산을 피복하여 일시적이거나 치주인대의 역할을 대신하게하면서 골 결합력을 증진시키는 연구가 행해지고 있다^{9,10,17)}. 생체활성이며 친수성인 고분자로 티타늄 임프란트의 표면을 피복하여 골에 식립하면 이 고분자가 혈액이나 조직액과 접촉하여 팽창하고 마치 나무 뿌리와도 같이 주위 수질골로 침투하여 들어가 임프란트와 주변골 사이를 완전히 채우게 된다. 골치유과정동안 이러한 긴밀한 결합(tight junction)은 초기 안정성을 높이고, 외력을 적절히 분산시키며 또한 이 고분자가 골 전도능을 가지고 있다면 시간이 경과함에 따라 골 유착이 증가할 것이다¹⁷⁾.

키토산은 절지동물의 껍질, 갑충각의 주성분, 일부 종의 균류에 존재하고 셀룰로즈 다음으로 자연계에서 풍부한 다당류인 키토산에서 얻어지는 물질로써 백색 불용성의 다당류이며 의학, 농업, 생활용품으로 널리 쓰이는 천연 고분자이다. 치의학영역에서는 치태 생성 억제제나 의치 세정제, 연조직과 경조직의 대체 물질로 활발히 연구되고 있다. 키토산은 낮은 독성, 생체 분해성, 낮은 항원성등과 같은 생체 친화성과 창상 치유 촉진, 세포

활성, 면역 보강성, 세균 발육 억제 특히 oral streptococcus의 흡착 방지, alkaline phosphatase를 증가시켜 골 형성에 영향을 주는 등의 생물학적 기능성과 생리적 매개체내에서 팽창하며 팽창된 상태에서 탄력성을 보유하는 등의 충격 완화효과 등의 3대 특성을 가지고 있다. 이 등¹⁷⁾은 이러한 키토산으로 티타늄 임프란트 표면을 피복하는 목적은 임프란트와 골 사이의 간격을 채워주어 초기 안정성을 높이며 충격완화 효과를 얻는 치주인대와 유사한 역할을 기대하면서 골 형성능과 감염에 대한 높은 저항성을 이용하기 위한 것이라고 하였다.

이 등¹⁷⁾은 돼지 슬개골에 키토산이 피복된 임프란트를 식립한 후 초기 안정성에 대한 mechanical test 결과 키토산 피복된 임프란트가 피복되지않은 임프란트에 비해 약 35%정도 초기 안정성이 증가되었다고 하였으며, 최 등⁸⁾은 충격량에 대한 3차원 유한요소 분석 연구 결과 키토산 피복층이 피질골과 수질골 모두에서 전단력을 감소시켜 키토산 피복층이 충격량을 흡수하여 주변골로 과다한 stress가 분산되는 것을 막을 수 있음으로써 치주인대와 유사한 역할을 하는 것을 보여 주었다.

박 등¹⁰⁾은 토끼 장골에 키토산을 피복한 임프란트를 식립한 후 3일, 9일 및 24일의 비교적 초기에 희생시키고 confocal laser scanning microscope를 이용하여 골과 임프란트의 계면에서 키토산이 골형성에 미치는 영향을 알아보고자한 연구에서 3일째 골과 임프란트의 계면은 키토산으로 피복된 층으로 완전히 충전되었으며, 9일 후에는 키토산으로 피복된 표면이 골화되는 양상을 보이고 24일 때에는 골과임플라스트사이의 계면이 직접 골유착되는 양상을 보인다고 하였다.

본 연구에서는 직경 3.75mm 길이 10mm의 브레네마크형 임프란트를 키토산으로 피복한 것은 실험군으로 피복하지않은 것은 대조군으로 하여 돼지 슬개골에 각 군당 10개씩 식립하였다. 돼지 슬개골은 피질골의 두께가 일정하며 수질골이 균일하게 분포하여 mechanical test를 시행하기에는 적절한 것으로 판단되었으나 보다 정확하게 매식하기 위하여 20개의 슬개골 시편을 구내 표준필름을 이용하여 식립에 적합하지 여부를 방사선으로 검사하였다. 적절한 위치에 임프란트가 식립되고 난 후 임프란트의 후방에 충격을 측정하는 delta roset strain gauge를 부착하였으며 그 위치는 임프란트의 중심에서 gage 끝부분까지의 거리를 6.3mm로 하였다. 충격의 각도는 수직에서 35도 비껴서 설정하였고 추의 무게는 250g, 충격이되는 진자축의 반경은 219mm로 하였다.

충격시 충격방향(임프란트의 뒷편)의 주 변형도(principal strain peak value)와 변형도 최대치가 발생하는 시간(peak time delay)의 차를 그림 및 표로 나타내본 결과 키토산으로 피복되지 않은 경우가 피복된 경우보다 최대 변형이 약 50% 정도 많이 발생하여 충격에 약함을 보여주고 있다. 또한 최대변형 발생시간을 보면 키토산 피복층이 충격을 흡수하여 임프란트 주변에 충격전달을 지연시킴을 확실하게 알 수가 있다. 이는 충격이 임프란트에 가해지고 나서 순차적으로 키토산 피복층과 주변 골을 거쳐 strain gage에 도달하는 충격전달이 지연됨과 함께 변형되는 정도도 크기가 작음을 보여주는 결과로 최 등⁸⁾의 초기안정성에 관한 연구

보고와 유사한 결과를 보였다.

티타늄 임플란트 표면을 키토산으로 피복하였을 때 나타나는 초기 안정성의 증가와 충격량 흡수효과는 일시적으로나마 임플란트 표면에 치주인대를 형성하는 것과 같은 효과를 얻을 수 있으며 이는 또한 골의 질이 나쁜 악골 부위나 혹은 방사선 조사 등으로 골의 질이 나빠졌을 때에도 임플란트를 이용하여 저작기능 회복을 피할 수 있으며 더 나아가 임플란트 진료의 성공률을 높히는데 이바지할 수 있을 것으로 사료된다.

V. 결 론

티타늄 임플란트 표면을 키토산으로 피복하여 임플란트와 골 사이의 공간을 완전히 메움으로써, 초기 안정성을 높히고 충격을 흡수하는 효과를 얻을 수 있는 치주인대와 유사한 인위적인 피복층을 형성한 후, strain gage를 이용하여 충격흡수효과를 연구해본 결과 다음과 같은 결과를 얻었다.

- 1) 충격 방향의 주변형도(principal strain)의 최대치는 피복된 경우가 $0.064(\pm 0.018, p < 0.05)$, 피복되지 않은 경우는 $0.095(\pm 0.032, p < 0.05)$ 로 나타났으며.
- 2) 변형도 최대치(peak strain) 나타나는 시간의 차 역시 피복된 경우가 $0.056\text{초}(\pm 0.011, p < 0.05)$, 피복되지 않은 경우는 $0.024\text{초}(\pm 0.009, p < 0.05)$ 로 나타났다.

이상의 결과에서 키토산 피복층이 충격을 흡수하여 최대 변형이 적게 나타나며 또한 충격 전달을 지연시킬 수 있음을 알 수 있었다.

참고문헌

1. Albrektsson T, Branemark P, Hansson H & Lindstrom J : Osseointegrated titanium implants, Requirement for insuring a long-

lasting, direct bone-to-implant anchorage man. Acta Orthop Scand, 52:155-170, 1981.

2. Spikermann H, Donath K, Hassel T, Jovanovic S & Richter J(Eds) : Color atlas of dental medicine, Implantology, New York, Thieme, 1995, p.64-74.

3. Hobo S, Ichida E & Garcia LT(Eds) : Osseointegration and occlusal rehabilitation, Tokyo, Quintessence Publishing Co., 1989.

4. Brunski JB : Biomechanics of oral implants. Future research directions J Dent Educ 52:775-787, 1988.

5. Albrektsson T, Jansson T, Jansson T & Lekholm U : Osseointegrated dental implants. Dent Clin North Am 30:p151-174, 1986.

6. Henry P, Rosenberg I : Single-stage surgery for rehabilitation of the edentulous mandible Preliminary results. Pract Periodontics Aesthet Dent 6:15-22, 1994.

7. Buser D, Weber H & Lang N : Tissue integration of non-submerged implants. 1-year results of a prospective study with hollow cylinder and hollow-screw implants. Clin Oral Implants Res 1:33-40, 1990.

8. Piattelli A, Corigliano M & Scarano A : Microscopical observations of the osseous responses in early loaded human titanium implants. A report of two cases. Biomaterials 17:1,333-1,337, 1996.

9. 최귀원, 주원, 권익찬, 최재봉, 신제원, 문항진, 이용찬 : The effect of a shock-absorbable polymer(Chitosan) on the initial stability and dynamic behavior of dental implants. Biomaterial Research 3:90-96, 1999.

10. 박연천, 안병근, 박영주, 이용찬, 조병욱 : Confocal laser scanning microscopy study on interface of bone and titanium implant coated chitosan. 대한구강악안면외과 학회지 4:440-447, 1998.

11. Osborn JE, Kovacz E & Kallenberger A : Hydroxylapatitkeramik-Entwicklung eines neuen biowerkstoffes und erste tierexperimentelle Ergebnisse. Dtsch Zahnarztl Z 35:54, 1980.

12. Donath K, Kirsch A : Welche Bedeutung hat die primare Stabilisation von Implantaten fur die ossale Integration wharend die Einheilphase. Z Zahnarztl Implantol 2:11, 1986.

13. Branemark P-I, Zarb G & Albrektsson T (Eds) : Tissue integrated prosthesis, Chicago, Quintessence, 1985, p56.

14. Frost HM : The bone dynamics in osteoporosis and osteomalacia, III, Springfield, Thomas, 1966.

15. Sennerby L, Ericsson LE, Thomsen P, Lekholm U & Astrand P : Structure of the bone-titanium intrface in retrieved clinical oral implants. Clin Oral Implant Res 2: 103, 1991.

16. Linkow LJ, Donath K & Lemons JE : Retrieval analyses of a blade implant after 231 months of clinical function. Implant Dent 1:37, 1992.

17. 이용찬, 이유현, 조병욱 : Chitosan coated dental implants: a new concept. 대한치과의사협회지 6:394-396, 1998.