

충격흡수용 고분자재료의 이용이 Implant 초기안정성과 동적거동에 미치는 영향

주원, 최귀원, 권익찬, 최재봉, 문항진*, 신제원*, 이용찬**
한국과학기술연구원 의과학연구소, 경희치대 구강해부과*, 한림의대 구강외과**

The Effect of a Shock-Absorbable Polymer(Chitosan) on the Initial Stability and Dynamic Behavior of Dental Implant

W. Joo, K. Choi, I. C. Kwon, J. B. Choi, H. J. Moon*, J. W. Shin*, Y. C. Lee**
Biomedical Research Center, Korea Institute of Science and Technology
Dept. of Oral Anatomy, Dental School, Kyung Hee Univ.*
Dept. of Oral and Maxillofacial Surgery, Medical School, Hallym Univ.**

Abstract

Dental implant has been increasingly used to recover the masticatory function of tooth. It has been well known that the success of dental implant is heavily dependent on initial stability and long-term osseointegration due to optimal stress distribution in the surrounding bones. The role of periodontal ligament, removed during operation, is to absorb impact force and to distribute them to alveolar bone. For this reason, the study for artificial periodontal ligament has become an important issue in this field. In this study, chitosan was coated on dental implant for the purpose of replacing the role of intact periodontal ligament.

The results by experiment and FEM analysis showed :

I) Initial stability of dental implant was significantly increased(35%) when the implant was coated with chitosan.

II) The coated implant showed higher impact absorption, more even stress distribution and lower stress magnitude under impact force than uncoated implant. Accordingly, the micro-fracture of the surrounding bones due to impact force would be lessened by chitosan coating on dental implant.

I. 서론

우리 인류는 유사 이래 치아우식증, 치주염, 외상, 전신질환과의 관련으로 치아를 상실하는 고통을 안고 살아왔다. 상실된 치아를 인공적인 재료로 대체하여 저작계의 구조적, 기능적 회복을 목적으로 하는 치과 implant의 역사는 고대 이집트 시대부터 치아나 뼈 등을 사용한 흔적이 있으며, 1969년 Bränemark가 골유착(osseointegration)개념을 소개한 이후 골유착이론에 근거하는 다양한 형태의 치근형 임플란트가 개발되었다. 장기간의 실험연구 및 임상보고등을 통하여 그 효

울성이 과학적으로 증명됨에 따라 최근에는 임플란트 시술법이 구강기능의 회복을 위한 통상적인 치료술로 광범위하게 사용되고 있다.

Implant의 일반적인 특징은 저작운동에 따른 지속적인 교합압을 받는다는 것이다. 자연치아의 경우 탄력성이 있는 치주인대에 둘러싸여 있기 때문에 저작운동 시 치아는 치조골 조직내에서 약 100-200 μm 정도의 기능운동량을 가지나, implant의 경우 골과 직접 유착되어 10 μm 정도로 감소한다. 따라서 implant에 교합력이 작용하면 대부분의 하중이 지지골에 직접 전달되어 치주인대와 같은 보호기전이 없는 implant는 통상적으로 자연치보다 역학적으로 불리한 상황에 놓이게 되어 주변 골조직의 응력상태를 변화시킨다. 또한 이러한 응력변화는 골의 용혈작용을 유도할 수도 있고 심할 경우 인공치아 시술의 실패를 초래하기도 한다.

또한 치아는 반복해서 저작운동을 하게 되는데 이는 주위 뼈조직에 있어서 피로파괴를 유발시키며, 특히 순간적인 충격 하중이 작용하여 인공 치아를 둘러싸고 있는 뼈조직의 미세골절이나 지지골 흡수를 일으킨다. 이러한 이유로 implant와 주위 뼈와의 접합정도를 향상시키고 인공 치아에 충격 하중이 가해질 경우 그 충격을 흡수할 수 있는 방법을 모색하고자, 인공치아에 치주인대와 유사한 점탄성을 부여하기 위하여 충격감쇄 효과가 큰 고분자재료를 피개함으로써 골유착성 implant의 주위 지지골에 발생하는 응력의 감소와 분산효과를 기대할 수 있으며, 또한 돌발적으로 implant에 가해지는 충격력에 대한 충격흡수의 효과를 기대할 수 있다.

따라서 저자는 implant에서 정하중과 동하중으로 인하여 지지 골조직에 발생하는 응력을 보다 효율적으로 분산, 완화시킬 수 있는 방법을 비교 연구하고자, 첫째 Bränemark형 implant에 치주인대의 기능을 대신할 수 있는 고분자 물질을 피개한 후 동물뼈에 시술한 후 인장/압축 시험기를 이용한 기계실험을 통하여 고분자물질이 피개되지 않은 implant에 대한 초기안정성의 향상효과를 검증하며, 둘째 고분자물질이 피개된 인공치아에 대한 3차원 유한요소모델의 해석을 통하여 충격 하중하에서의 고분자물질의 충격흡수효과 여부를 판단하고자 한다.

II. 실험방법

1. 초기안정성 향상을 위해 카이토산(Chitosan)이 피개된 implant의 초기 안정성 기계실험

지지골에 작용하는 응력을 분산시키는 방법에는 인공치아의 형태를 개선하는 방법, implant와 지지골과의 경계면의 상태, implant의 재료, 표면 처리 등을 변화시키는 방법 등이 있는데, 본 연구에서는 그 중에서는 implant의 표면에 자연치에 있어서의 치주인대의 기능을 대신할 수 있는 고분자 물질을 피개시킴으로서 implant와 치조골사이의 안정성을 증가시키고자 한다. 따라서 본 실험에서는 현재 임상에서 사용되고 있는 Bränemark형 implant에 천연고분자물질인 카이토산을 피개한 후 기계실험을 실시하여 카이토산이 피개되지 않은 implant와 초기 안정성이라는 관점에서 상호 비교하였다.

카이토산은 게, 새우, 등의 껍질, 곤충류의 갑피, 오징어 등 연체동물의 골격 및 껍질, 버섯, 조개 등에 포함되어 있는 성분으로 분자량이 1백만 이상의 고분자 물질이다. 카이토산은 항균성, 보습성, 생체 친화성, 응집성 등이 뛰어나다는 것이 입증되었으며, 더욱이 일체의 부작용이 없다는 것이 장점으로 부각되어 있다.

초기 안정성 실험은 implant를 뼈에 이식한 후, 뼈를 움직이지 않게 고정하고 implant의 상단부위에 전단방향으로 일정한 속도로 힘을 가하여 implant 주위의 지지골이 완전히 붕괴될 때까지 하중의 변화를 지그의 하단부에 설치되어 있는 load cell을 통하여 측정하였다. 전단방향으로 하중을 가하는 것은 서론에서 언급한 바와 같이 치아는 반복적으로 저작운동을 하게 되는데 인공치아의 시술초기에 실패를 가져오는 원인이 implant에 가해지는 전단력(shear force)에 의한 주위 지지골의 붕괴이기 때문이다. 실험 후 변위에 대한 하중의 변화율을 구하였으며, 이것을 전단방향힘에 인공치아 지지골이 견디는 정도를 표시하는 것으로 전단강성도(shear stiffness, kg/mm)라고 표현하였다. 이것은 implant의 초기 안정성(initial stability)과 동일한 의미로 해석된다.

Fig. 1은 카이토산이 피개되지 않은 인공치아의 표면을 보여주고 있으며, Fig. 2와 Fig. 3은 각각 10번과 20번에 걸쳐 카이토산을 피개시킨 인공치아의 표면을 보여주고 있다. 본 기계실험에서는 Fig 2와 같이 카이토산 피막의 두께가 약 30~50 micron인 인공치아를 사용하였다.

실험에 사용된 뼈는 돼지 무릎의 슬개골(patella bone)로서 인공치아가 이식되는 부위의 뼈조직, 특히 망상골(cancellous bone)과 유사한 구조를 가지고 있으며 조직이 균일하여 실험에 적합함을 보였다. 실험에 사용된 슬개골은 돼지에서 적출된 지 1시간 이내의 것으로서 적출 즉시 얼음이 채워진 아이스박스에서 보관되어 운반되었다. 실험실에 도착 즉시 생체역학적 실험에 적합하도록 연부조직을 제거한 후 실험에 있어서 주위의 영향을 배제하기 위하여 주어진 시편내에서 최대 크기인 2cm×2cm×2cm의 크기로 ISOMET™을 이용하여 절단하고 증류수에 적신 거즈(gauze)에 싸서 -70℃의 냉동고에 동결보관하여 조직의 생물학적, 구조적 특징을 유지시키었다.

실험에는 Bränemark형 implant를 사용하였으며 실험결과와 비교를 위하여 동일한 방법과 순서로서 모든 implant를 시술하였다. 시술방법은 직경이 3.8 mm인 Bränemark형 implant를 시술하기 위하여 먼저 1 mm 직경의 드릴로 슬개골에 구멍을 뚫은 후, 2 mm와 3.5 mm의 드릴로 구멍의 직경을 확장한 후 implant를 시술하였다. 드릴로 구멍을 뚫는 과정에서 마찰열로 인한 조직의 손상을 방지하기 위하여 매우 낮은 속도로 드릴링을 실시하였으며, 증류수로 냉각을 실시하였다. 실험의 비교를 위하여 각각의 implant가 슬개골에 시술되는 깊이는 10 mm로 일정하게 유지하였다.

이후 implant가 이식된 슬개골(Fig. 4)을 초기 안정성 실험을 위하여 고안한 지그를 이용하여 실험을 실시하였다. Fig. 5와 같이 실험에 사용된 기기는 Instron 8511™(Instron Co.)이며 사용된 load cell의 최대용량은 50 kg, 인공치아에 가하는 변위는 0.1 mm/sec이다. 변위는 기계에 내장된 LVDT를 이용하여 측정되었으며, data acquisition은 Max V4.0 프로그램이 사용되었고, 초당 20개의 data를 샘플링하였다.

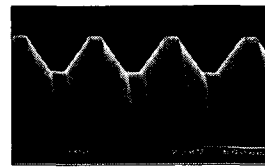


Fig. 1 Surface of uncoated dental implant

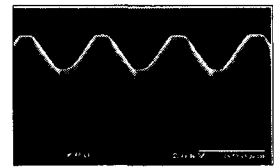


Fig. 2 Surface of coated dental implant (10 times)

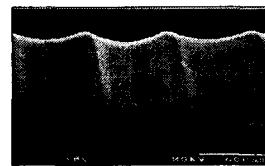


Fig. 3 Surface of coated dental implant (20 times)

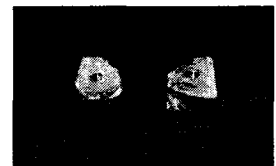


Fig. 4 Dental implant implanted into patella bone

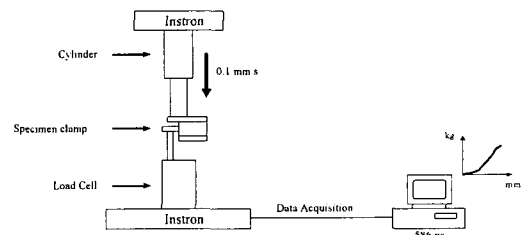


Fig. 5 Schematic diagram of the testing set-up

2. 고분자물질이 피개된 인공치아에 대한 동하중 유효요소해석

Implant와 지지골간의 골유착성 결합은 implant에 가해지는 충격을 크기 및 또는 하중전달 시간의 변화 없이 바로 지지골로 전달시키며, 따라서 충격량이 클

경우 지지골에 과도한 응집력 중 골유착계면에 미세골절을 일으킬 수 있다. 또한 간헐적이고 큰 응력이 지속적이며 낮은 응력에 비하여 implant의 지지골에 해로운 영향을 끼친다는 견해를 고려하면 장기간에 걸친 implant의 성공적 시술을 위하여 implant 주위지지골에 대한 충격흡수 효과에 관한 연구는 임상적 의의가 있는 것으로 사료된다.

Implant의 표면에 피개된 고분자물질이 충격흡수에 미치는 효과를 알아보고자, 실제 치조골의 조직구조와 유사하게 100 micron두께의 치주인대를 가지는 intact model(case 1), implant를 시술하였을 경우를 가정하여 치조골과 implant 사이에 50 micron의 간격이 있는 모델(case 2), implant와 치조골 사이에 고분자물질이 50 micron(case 3)와 100 micron(case 4)의 두께로 피개되어 있는 4가지 경우에 대하여 3차원 유한요소모델을 개발하였다. 유한요소해석시간의 단축과 모델링작업의 단순화를 위하여 원통형 implant를 모델링하였으며, 하악의 실제 구조를 기준으로 치조골의 형상을 단순화하였다. 모델링에는 전처리 프로그램인 I-DEAS™ 4.0을 이용하여 인공치아와 망상골, 피질골, 그리고 고분자피막의 모델형상을 제작하였고 이를 8절점 육면체 요소를 이용하여 분할하였다. 유한요소 모델에는 4919개의 절점과 4276개의 요소가 사용되었으며, 적용된 재료의 물성치는 Table 1에 나타내었다. 모든 재료는 등방성(isotropic)이고 균질(homogeneous)한 것으로 가정하였다.

인공치아의 동하중 해석을 위해서는 Pam-crash™ V96.1이 사용되었으며, 요소의 종류에는 탄-소성 재료(Pam-crash Type 1)가 사용되었고 contact type은 self-contact type 5가 사용되었다. 카이토산과 피질골, 카이토산과 망상골과의 경계면은 완전히 결합되어 있는 것으로 가정하였다. 치조골의 하면이 완전히 고정된 경계조건을 부여하였으며, 인공치아에 하중을 가하기 위하여 인공치아의 끝단에 입술방향에서 측방향으로 3 kg의 강체를 3 m/s의 속도로 충돌시켜 인공치아의 끝단에서의 변위를 구하였으며, 피질골과 망상골에 있어서 응력의 변화를 구하여 비교하였다.

Fig. 6은 각 부분들이 결합되어 있는 전체의 모습을 나타낸다.

<Table 1> Material properties for impact test of dental implant

Material	Elastic modulus (MPa)	Poisson's ratio	Density (gr/cm ³)
Cortical bone	13,000	0.3	2.00
Cancellous bone	1,300	0.3	0.97
Implant (Titanium)	110,000	0.3	4.5
Periodontal ligament	80	0.45	1
Chitosan	150	0.45	1

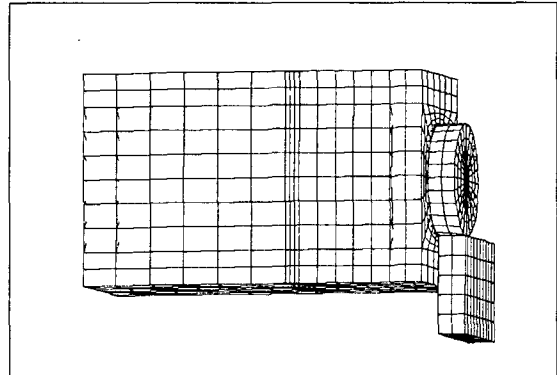


Fig. 6 FE model of whole system

III. 결과 및 고찰

1. 초기 안정성 기계실험 결과

Implant의 초기 안정성 실험을 통하여 각각의 시편에 대한 하중-변위 선도를 구하였다. 선도에서 초기에는 선형적인 거동을 보이다가 그 이상의 지점부터는 implant 주위 지지골에서 항복이 발생하여 소성변형을 일으키는 것을 관찰할 수 있었다. 이에 따라 하중-변위 곡선에의 선형구간(linear region)에서 회귀분석을 통하여 선형 기울기를 구하였으며, 이를 이용하여 전단 강성도를 구하였다. 선형 기울기를 구한 구간의 범위는 결정계수(coefficient of determination)가 0.98 이상의 값을 가지도록 범위를 정하였다.

Table. 2는 단순전단 기계실험을 통하여 얻어진 카이토산이 피개된 인공치아(coated implant)와 피개되지 않은 인공치아(uncoated implant)에 대한 전단강성도를 나타내고 있다. Uncoated implant의 경우 34.728 kg/mm의 전단강성도를 보여주고 있으며, coated implant의 경우 47.108 kg/mm의 전단강성도를 보여주고 있다. 이는 coated implant가 전단강성도에 있어서 35.64%의 증가를 보여주고 있음을 알 수 있다 ($p < 0.05$). 그 이유는 인공치아에 피개된 카이토산의 경우 인체내에서 수분을 흡수함에 따라 시술 전 건조상태보다 체적이 2배 이상 증가하게 되는데, 이로 인하여 인공치아의 시술시 발생하는 인공치아와 치조골과의 간격(gap)을 보충함으로써 인공치아의 안정성을 증가시켜 하중에 대한 저항력을 증가시키는 것으로 사료된다. 또한 카이토산이 자연치에 존재하는 치근막의 기능을 대신하여 인공치아에 가해지는 하중을 흡수하여 지지골의 파단을 방지하는 것으로도 사료된다. 이에 따라 coated implant가 초기안정성에 있어서 상대적으로 우수함을 보여주고 있다. 실험결과 두 그룹의 표준편차가 11.668kg/mm와 14.956kg/mm로 비교적 큰 값을 보이고 있는데, 이것은 인공치아를 시술한 슬개골의 해부학적, 기계적 특성이 각각의 동물마다 다른 값을 가지기 때문으로 사료된다.

<Table 2> Shear stiffness of chitosan coated dental implant and uncoated dental implant

	Uncoated implant	Coated implant
1	32.519	63.087
2	54.218	30.895
3	24.035	58.201
4	52.697	46.919
5	30.404	33.772
6	44.800	69.154
7	30.020	39.016
8	21.980	26.009
9	21.500	71.826
10	35.960	42.172
11	38.560	44.695
12	19.252	50.578
13	35.549	45.951
14	35.403	60.900
15	52.939	60.567
16	25.321	23.632
17	47.925	33.460
18	22.022	N/A
Average	34.728	47.108
S.D.	11.668	14.956
T-test	p=1.07E-02 < 0.05	

Dimension [kg/mm]

2. 고분자물질이 피개된 인공치아에 대한 3차원 유한요소해석의 결과

본 실험에서 implant와 지지골의 형상은 모델링 작업의 단순화와 계산시간의 절약을 위하여 최대한 단순화 하였다. 따라서 지지골의 전체적인 응력 분포 양상이 실제적인 경우와 정확하게 일치하지는 않으나 동일 조건의 실험 모형간의 상대비교에는 큰 영향이 없을 것으로 사료된다.

결과분석을 위한 응력관찰 시간의 결정은 implant에 충격하중이 가해진 후 implant가 최대변위를 지나 진동(oscillation)하게되는 시점까지의 시간을 관찰시간으로 결정하였다. 따라서 예비실험결과 충격 후 약 0.0075초의 시간이 경과하였을 때 상기한 조건을 만족하였기에 이 시간안에 피질골과 망상골의 최대 응력치가 모두 포함되었을 것으로 사료되어 0.0075초에서 관찰시간으로 결정하였다. 또한 첫 변위주기에서의 응력치를 상호 비교함으로써 전체 구조물 및 각 부위의 충격 감쇄율에 대한 자료부족으로 인한 영향을 최소화하였다. Fig. 7은 강체가 인공치아에 충돌하는 방향과 치조골내에서 응력변화의 관찰점(A, B, C, D)과 인공치아 끝점에서의 최대변위 관찰점(E)을 표시하고 있다. Fig. 8은 각각의 case에 있어서 강체충돌 후 implant 끝단의 변위를 보여주고 있다. 그래프에서 case 2의 경우 implant와 지지골사이에 간격이 존재함에 따라 case 1에 비교하여 큰 변위량을 가지는 것을 알 수 있다. case 1의 경우 치주인대가 충격량을 흡수하여 최대변위량을 감소시키며, 빠른시간내에 안정화되는 것

을 알 수 있다. 따라서 case 3, 4와 같이 implant에 카이토산을 피개하였을 경우 case 1과 유사한 변위곡선을 얻을 수 있었다.

Fig. 9와 Fig. 12은 피질골(A, D)에서 발생하는 응력의 변화를 보여준다. A점에서 case 2가 case 1에 비하여 약 9배의 최대응력이 발생하는 것을 알 수 있다. 이는 case 2의 경우 case 1에서 치주인대가 충격량을 흡수하는 것에 비하여, 충격량의 감소 없이 implant를 통하여 지지골에 직접 전달됨으로서 발생하는 것으로 사료된다. D점의 경우 충돌 초기에는 case 2의 응력이 case 3의 경우보다 작은 값을 가지는데, 이는 case 3의 경우 D점에 압축력과 인장력이 가해지는데에 비하여 case 2의 경우 implant와 지지골사이의 간격에 의하여 압축력만이 가해지기 때문이라고 사료된다. 카이토산이 피개되었을 경우 A점과 D점 모두 case 3에 비하여 case 4가 case 1에 가까운 응력변화를 보이고 있다. 또한 uncoated implant에 비하여 coated implant가 빠른 시간에 안정화하고 있음을 알 수 있다.

Fig. 10과 Fig. 11는 망상골에서 발생(B, C)하는 응력의 변화를 보여주고 있다. B와 C점 모두에서 case 2의 응력이 다른 경우에 비하여 큰 것을 알 수 있다. C점에서 case 2의 경우 1.2ms에서 큰 응력이 발생하는 것은 피질골을 축으로 하는 강체회전의 결과라고 사료된다. B점과 C점 모두 case 3에 비하여 case 4가 case 1에 가까운 응력변화를 보이고 있다.

동하중 해석의 결과를 종합해보면 case 2의 경우 피질골에서 발생하는 응력이 망상골에서 발생하는 응력의 10배 이상의 크기를 가지고 있음을 알 수 있으며, 망상골에서의 최대응력 발생시간이 피질골의 경우보다 늦기 때문에 동하중의 경우 피질골에 응력 집중이 되고 있다는 것을 알 수 있다. case 3, 4의 경우 모든 관찰점에서 발생하는 최대응력이 감소함을 알 수 있었으며, case 1의 응력변화와 유사한 형태를 가지는 것을 알 수 있었다. 따라서 고분자물질과 같은 점탄성 물질로 인공치아를 피개하는 방법이 implant에 치주인대의 기능을 부여함으로써 주위 지지골에 발생하는 응력집중을 감소시키는 충격흡수 효과가 있는 것으로 나타났다.

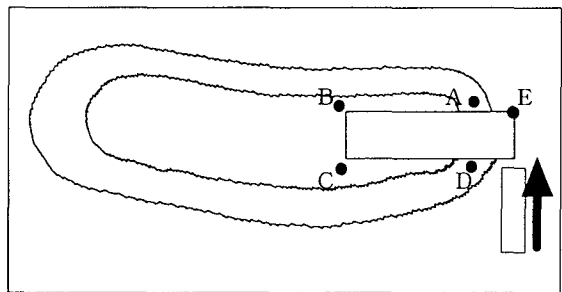


Fig. 7 Measuring point in mid section of dental prosthesis

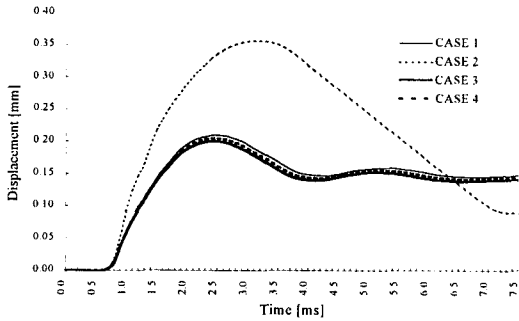


Fig.8 Displacement-time history at implant tip(point E)

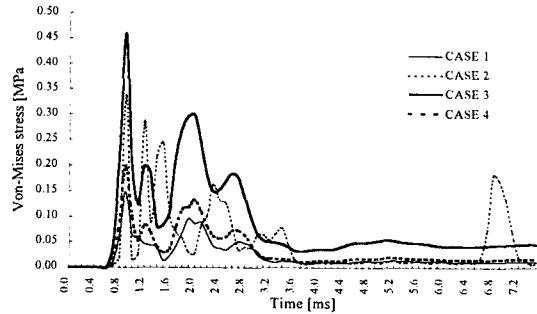


Fig. 12 Stress-time history at cortical bone(point D)

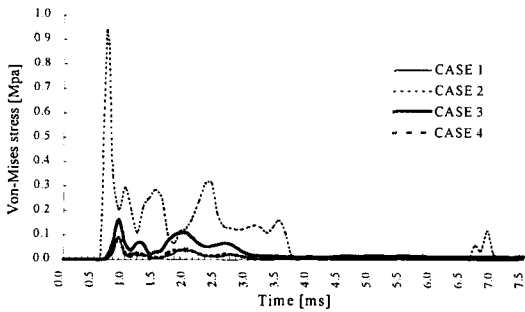


Fig. 9 Stress-time history at cortical bone(point A)

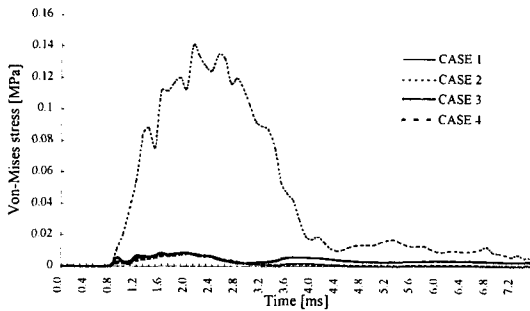


Fig. 10 Stress-time history at cancellous bone(point B)

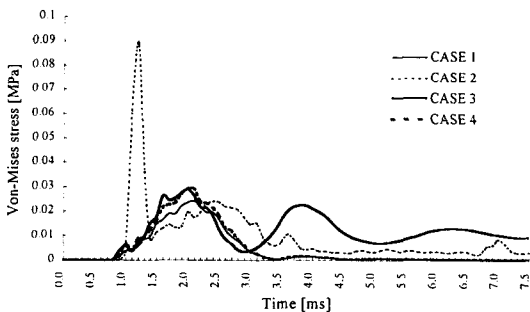


Fig. 11 Stress-time history at cancellous bone(point C)

IV. 결론

최근 예방의학의 발달로 구강보건이 크게 향상되었으나, 아직도 상당수의 성인이 결손치를 가지고 있는 것으로 추정되고 있으며, 부분 무치악 환자를 위한 보철물의 수요는 점점 증가할 것으로 예상된다. 따라서 다양한 부분 무치악 환자에서 implant를 이용한 구강 기능 회복술의 요구가 증가할 것은 당연하다.

일반적으로 implant 실패요인은 크게 implant 주위 염과 지지골에 발생하는 과도한 응력을 들 수 있다. 따라서 implant 주위의 감염을 예방할 수 있는 여러 가지 치주학적 고려사항과 더불어 implant 주위골에 발생하는 응력을 최소화하는 것이 필요하며, 특히 implant 주위 지지골의 응력집중이나 자연치의 생리적 자극 손실등의 문제점 및 직접적인 지지골로의 충격전달등의 문제를 해결할 수 있는 바람직한 보철학적 임상지침이 여러 시술방법에 따른 장기간의 임상보고나 생체역학적 연구들을 통하여 제시되어야 할 것이다.

따라서 본 연구에서는 implant표면에 치주인대와 유사한 기능을 가진 충격흡수성이 뛰어난 자연 고분자인 카이토산을 피개하여 인공치주인대의 기능을 수행할 수 있는 새로운 개념을 도입하여 충격흡수 및 implant시술후의 초기안정성을 증가시키고자 하였다.

카이토산은 자연상태에서 손쉽게 구할 수 있는 고분자 물질로 생체적합성이 뛰어나 현재 여러 분야에서 사용되고 있다. 또한 건조한 상태에서는 단단한 고체의 물성을 가지나 수분을 흡수하면 스스로 팽창하면서 고무와 같이 연한 물성을 나타낸다. 카이토산은 자체 내에 항균성을 내포하여 항균 물질로도 사용되기도 하며, 또한 골형성을 유도하는 인자를 함유하고 있어 osteoconduction의 기능도 가지고 있다. 이러한 성질을 살펴볼 때 카이토산의 implant의 표면의 피개는 오직 생체역학적인 기능뿐만 아니라 임상적으로도 여러 가지 장점을 보유하고 있다.

카이토산의 피개에 있어 본 연구에서는 그 두께를 30~50 micron정도로 하여 생체역학적 실험을 실시하였다. 시술후 부피가 팽창함을 고려하면 50~100 micron 정도로 치주인대의 두께와 유사할 것으로 사료된다. 시술후의 부피팽창에 따른 정확한 두께의 증가에 대한 자료는 없지만 조직학적 관찰에 의하면 카이토산이 implant주변의 망상골내로 침투함을 관찰하였다. 또한 표면에 피개된 카이토산은 시술중 발생하

는 마찰에도 벗겨짐이 없이 접촉상태가 양호하였다. 초기안정성을 측정하는 실험결과에서 밝혀진 대로 카이토산을 피개한 실험군의 전단강성도가 대조군의 그것보다 약 35%정도 우수하게 나타났다. 이는 카이토산이 시술후 부피팽창과 이에 따른 망상골 조직내로의 침투가 시술시 필연적으로 발생하는 implant와 골 조직사이의 공간을 채워 안정성을 향상시킨 것으로 사료된다.

다른 실험군으로 카이토산을 20번 피개하여 실험을 하고자 하였으나, 시술중 상당량의 카이토산이 implant 표면에서 벗겨져 나왔다. 이는 피개된 층의 두께가 implant와 골 조직사이의 간격보다 지나치게 두꺼워 시술시의 마찰로 인하여 발생한 것이다. 따라서 카이토산의 조성, 밀도 및 피개층의 두께의 변화에 따른 최적 피개조건은 향후 광범위한 실험을 요구하고 있다. 또한 이러한 카이토산의 피개가 실제 임상에서 골 형성을 유도하여 implant표면에 성공적인 골유착의 발생여부에 대하여서는 동물 및 임상실험으로 검증하여야 할 것이다.

동하중 실험 결과 implant의 표면에 카이토산을 피개하였을 경우 피질골과 망상골에서 발생하는 응력의 크기가 현저히 감소함을 알 수 있으며, implant의 최대변위는 감소함을 알 수 있다. 이는 implant에 가해지는 충격에너지가 카이토산 피막의 변형에너지로 흡수되면서 지지골에 전해지는 충격량이 감소된다는 것을 보여주고 있다.

Fig. 9~12에서 나타난 결과를 보면 카이토산의 피개 두께가 증가할수록 충격흡수 기능이 증가함을 알 수 있다. 반면 카이토산의 두께를 무한정 증가시킨다면 이는 implant의 기능을 상실시키는 결과를 야기할 것이다. 또한 시술후 성공적인 골유착을 유발하기 위해서는 implant와 주위 골 조직사이의 간격을 줄여야 할 것이다. 충격흡수 효과와 implant의 안정성 및 골유착 사이에서의 최적조건을 확립하는 것이 요구된다.

또한, 보다 정확한 유한요소해석을 위해서는 실험에 필요한 여러 가지 구강조직의 탄성계수, 밀도, 충격 감쇠율(damping ratio)등의 물성에 관한 실험자료나 구강내에서 발생할 수 있는 충격의 크기 등의 정확한 자료를 적용하여야 할 것이다.

따라서, 본 실험결과 계산된 응력의 크기나 방향은 절대적 수치로서의 의미보다는 실험모형간의 해석결과를 상호 비교함으로써 보다 효율적인 응력분산이나 충격흡수 효과에 대한 지침을 제시한 것으로 사료되며, 이상과 같은 실험방법 및 결과가 앞으로의 인공치아와 관련된 생체역학적 연구에 조그마한 도움이 되기를 바란다.

참고문헌

- 1) Lee. T. C. : History of dental implants. In Cramin A. N. ed. Oral implantology springfield : Charles C. Thomas, 13, 1970.
- 2) McKinney R. V., Stefflik D. E., Koth D. L. : Evidence for a biological seal at the implant-tissue interface. In Mckinney-R.V.,
- 3) Lemons - J. E. eds : The dental implant clinical

and biological response of oral tissue. Littleton:

- 4) Lum. L., Beirne O. R., Dillingers M. : Osseointegration of two type of implants in nonhuman primaters. J. Prosther. Dent. Vol. 60. No. 6p. 700-705. 1988.
- 5) 이원구, 이호용 : "implant에 의한 국소의치 치험례", 대한임프란트학회지, 제2권:29-35, 1981
- 6) 조인호 : "치과임프란트 시술에 관한 해외 최신지견", 대한치과의사협회지, 제29권 제11호: 869-873, 1991.
- 7) Formiggini M. : Protesi dentaria a mezzo di infibulanione diretta end alveolare. Revista Italiana di stomatologia, Mars. 9:193, 1947.
- 8) Maggiolo : Le Manual De L'Art Du Dentistry Nansy 50-81. 1807
- 9) Albrektsson, T., Branemark, P. I., Hansson, H. A. and Lindstrom, J. : "Osseointegration titanium implants", Acta. Orthop. Scan., 52:155-170, 1981
- 10) Albrektsson, T., Jasson, T. and Lekholm, U. : "Osseointegrated dental implants", Dent. Clin. North., 30:151-174, 1986.
- 11) Linkow L. I. : Clinical evaluation of the various designed endosseous implants. Jour. Oral Impl. and Transpl. Surg., 12:35, 1966.
- 12) "Niznick GA: The Core-Vent Implant System, J. Oral Implantol. 10:379, 1982."
- 13) "Branemark P. I., Hansson BO, Adell R et al : Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw, Experience for a 10-year period. Scand. J. Plast. Reconst. Surg. 11: Supple 16, 1977."
- 14) 김동원, 김영수, "골유착성 보철물에 관한 3차원 유한요소법적 연구", 대한치과보철학회지, 29:167-213, 1991.
- 15) 정창모, 이호용, "골유착성 임플란트와 자연치를 이용한 고정성 국소의치에서의 응력분포 및 충격 흡수에 관한 유한요소법적 응력 분석", 대한치과보철학회지, 20:582-609, 1992.
- 16) 최충국, 계기성, 조규중, "감소된 치조골 고정을 갖는 치아와 골 유착성 임플란트에 의해 지지되는 고정성 국소의치의 유한요소법적 응력 분석", 대한치과보철학회지, 32:396-326, 1994.