

임플란트 생체금속들과 골조직간의 생체적합도에 관한 연구

* 연세대학교 치과대학 보철학교실(영동세브란스)

** 서울대학교 치과대학 보철학교실

*** 서울대학교 치과대학 치주과학교실

**** 가톨릭의대 치과학교실(여의도 성모)

한종현* · 허성주** · 정종평*** · 구 영*** · 류인철*** · 최용창****

I. 서 론

골유착성 임플란트가 Brånemark에 의해서 소개된 이후 현재 전세계적으로 100여 종의 치과 임플란트 시스템이 사용되고 있으며, 정형외과 영역에서도 골유착성 임플란트의 개념을 이용한 임상술식들이 사용되고있어, 사용되는 임플란트 생체재료에 관한 연구는 중요한 연구 분야중 하나이다. 다수의 동물실험과¹⁾ 장기적인 임상결과²⁾들을 통하여 현재까지 알려진 가장 적절한 생체금속은 순수(commmercially pure, c.p.) titanium이라고 할 수 있다. 그러나 c.p. titanium은 그 강도 면에서 다소 약한 점이 단점으로 지적되고 있으며, 특히 정형외과에서 사용되는 보철물과 같이 하중을 많이 받는 임플란트 분야에서는 보철물의 파절등이 문제점으로 지적되고 있으며, 치과용 임플란트 분야에서도 임플란트 고정체의 파절과 연결부의 파손 등이 임상적인 단점으로 알려지고 있다 이러한 문제점을 극복하기 위해 북미에서는 1970년도 초에 aluminium과 vanadium이 첨가된 합금(titanium-6aluminum-4vanadium, Ti-6Al-4V)을 개발하게 되었다³⁾. 그러나 기계적인 강도 면에

서는 확실히 증진되었으나 여전히 생체 적합도 측면에서는 안전성을 인정받지 못한 상태에서 임상에서 사용되고 있는 실정이다^{4,5)}. 따라서 생체적합도 및 강도 면에서 기존의 c.p. titanium보다 우수한 성질을 가지는 생체재료 금속의 개발이 요구되고 있다. 새로운 titanium alloy 개발에 앞서 현재까지 안전한 생체금속으로 알려진 생체재료를 선정하여 상호 비교 실험함으로써 그 중 비교적 생체적합도가 우수한 금속을 서로 합금화하여 생체적합도와 강도가 우수한 새로운 합금을 개발하고자 한다.

Zirconium은 주사전자현미경을 통한 골조직 반응에 관한 관찰 결과 c.p. titanium에 비해 그다지 차이가 없는 골조직반응을 보인바 있으며¹¹⁾, 골과의 인장력 실험에서도 비교적 안정된 생체 금속으로 알려져 있다¹²⁾. Niobium (Nb)은 안정된 산화막층의 형성에 의한 높은 부식저항성으로 인해 생체적합도가 우수한 순수 금속으로 알려져 있으나¹⁴⁾, 그 강도가 다소 약하여 임플란트 재료로 사용되기에는 문제가 있어 Ti-6Al-7Nb의 합금을 구성하는 금속으로 제공된 바 있다¹⁵⁾. 스테인레스강은 부식 저항이 비교적 낮은 금속이지만 높은 강도와 생체 내

본 연구는 보건복지부 1995년도 G-7 연구비(HMP-95-G-2-28) 지원에 의해 이루어졌음.

에서 매식시에 긍정적인 조직 반응이 보고되고 있다⁶⁾. 이 중 Sus 304는 titanium 합금과 함께 정형외과 영역의 임플란트 재료로 가장 많이 사용되는 생체금속이다. 이 연구의 목적은 titanium, zirconium, niobium 및 스테인레스강 등 4종류의 생체재료 금속들을 가토의 골내에 이식한 후 골과 금속간의 생체 역학적, 조직계측학적 분석을 통하여 생체적합도를 비교, 분석하여 사용된 금속 중에서 생체적합도가 우수하다고 판단되는 종류의 금속들로 구성된 새로운 종류의 titanium alloy를 개발하는데 기초 자료로 이용하고자 함이다.

II. 연구재료 및 방법

1. 실험 동물

체중 4~5kg 내외의 생후 5개월된 32마리의 가토를 실험동물로 하였으며 이들 중 20마리는 수컷이었고 12마리는 암컷이었으며, 모두 건강한 상태였다. 실험 가토들은 실험기간동안 두 마리씩 각각 다른 우리에서 사육되었으며 변화된 환경에 대한 1주간의 적응기간을 갖게 한 후 실험을 시작하였으며, 표준화된 실험 사육용 사료를 먹게 하였고 물은 마음대로 마시게 하였다.

2. 실험 재료

실험에 사용된 생체금속은 스테인레스강(Sus 304), c.p. zirconium(CERAC, Milwaukee, Wis., U.S.A), c.p. niobium(CERAC, Milwaukee, Wis., U.S.A), c.p. titanium(CERAC, Milwaukee, Wis., U.S.A) 등이다. 제작된 임플란트는 나사간의 거리가 0.5mm, 길이는 10mm이며 고정체의 머리부위는 뒤틀림 제거력 측정을 위해 직육면체 형태로 정밀 선반 가공하였다.

3. 실험 방법

수술은 2% 염산자일라진액(Rompun®, 한국 바이엘, 서울, 한국) 0.2ml/kg을 근주하여 전신 마취를 유도한 후 시행하였으며, 수술부위에는

에피네프린(1:100,000)이 포함된 2% 염산리도케인(유한양행, 서울, 한국)을 이용한 국소 마취하에서 무균적 조건에서 실시하였다.

(1) 고정체 식립 수술

가토의 장골 좌우 측에 피부 절개 후 근막 및 골막의 판막을 형성하여 내측 기시부위를 노출시킨 후 Brånemark 임플란트 수술방법에 따라 고정체를 식립하였으며, 이때 상부의 나사산 2~3개정도 노출되도록 하였다. 좌, 우측 장골에 각각 두 개씩의 고정체를 1cm 간격을 두고 매식하였으며, 원심측 시편은 뒤틀림 제거력 측정에 사용하고 기부측은 조직형태학적 분석에 이용하였다 (Fig. 1). 실험은 각 군당 8마리씩 4군으로 나누었으며 한 마리당 4개의 임플란트 고정체를 식립하였다. 식립 후 골막과 근막은 흡수성봉합사인 4-0 chromic cat-gut (Ethicon Ltd. England)으로, 피부는 건사로 각각 봉합하였다.

(2) 뒤틀림제거력 측정 및 조직 표본 제작

32마리 중 1마리는 실험기간동안 사망하였으며 나머지 31마리는 고정체 매식수술 12주 경과 후, 가토의 귀 정맥에다 공기를 주입하여 희생시켰다. 피부 절개 및 근막, 골막을 이용한 판막을 형성하여 식립된 고정체를 노출시키고 새로이 개발한 뒤틀림 제거력 측정기구(Fig. 2)에 원심측 고정체의 머리부분을 연결한 후 골에서 임플란트가 분리되는 힘을 측정하였다. 장골을 절단한 직후 10% 중성포르말린액에 담구어 3주간 고정시키고 근심측 고정체를 시

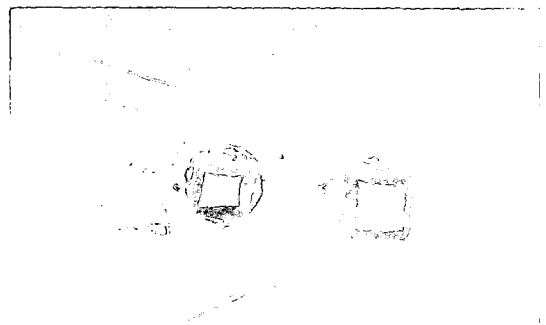


Fig. 1. Two experimental implant fixtures were installed in rabbit tibia

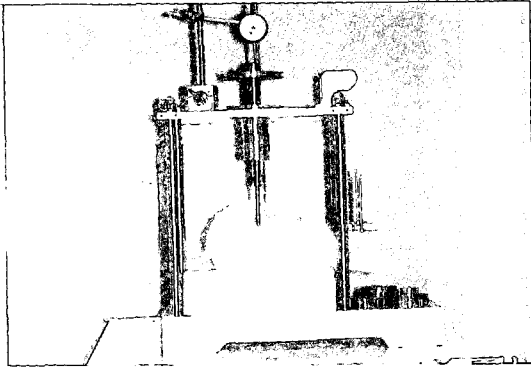


Fig. 2. The newly developed device for measuring removal torque force

편제자에 편리하게 고정체의 근원심으로 3mm 정도의 폭으로 고정체 장축과 평행하게 절단한 후 탈수 및 광중합레진포매(Osteo-bed® bone embedding solution, Polyscience, Inc. Warrington, PA., U.S.A.)를 하였다. 절단 및 연마장치(Exakt Apparatebau, Norderstedt, Germany)를 이용하여 최종적으로 두께 15 μ m의 얇은 표본을 만들고 toluidine blue 염색법으로 염색하고 광학 현미경(Olympus BH-2, Olympus Co, Tokyo, Japan)으로 조직 소견을 관찰하였다.

(3) 조직계측학적 분석

조직계측학적 분석은 Global Lab Image Analysis System(Data Translation Inc., Malboro, MA., U.S.A.)을 이용하였다. 광학 현미경(Olympus BH-2, Olympus Co, Tokyo, Japan)에 CCD 카메라(ITC-47, Ikegami Tsushinki Co. Ltd., Tokyo, Japan)를 부착하여 영상저장장치(framegrabber)(1DT-55, Data translation Inc., U.S.A.)로 컴퓨터와 연결하여 조직의 현미경상이 256회화도값(gray level)을 가지는 640x480 화소(pixel)의 디지털 영상으로 컴퓨터 화면상에 나타나도록 한 후, 영상분석소프트웨어(Global Lab Image Analysis System)(Data Translation Inc., Malboro, MA., U.S.A)를 사용하여 정량 계측하였다. 골 접촉이 가장 좋은 3개의 연속적인 나사산을 선택하여 먼저 나사산의 길이를 측정하고 나사와 접촉하는 골의 길이를 측정하여 백분율을 구하였다.

4. 통계처리

Wilcoxon matched-pairs signed rank sum test를 이용하여 통계처리를 하였으며 뒤틀림 제거력 관찰은 $P < 0.05$, 골접촉률 관찰은 $P < 0.01$ 수준에서 통계학적 유의정도를 비교하였다.

III. 연구결과

1. 뒤틀림 제거력 측정 결과

임플란트 식립 후 12주째 각 군의 뒤틀림 제거력 측정치는 다음과 같았다. Titanium군은 $6.64 \text{ Ncm} \pm 3.08$ (range : 3.5-12.5), niobium군은 $6.57 \text{ Ncm} \pm 2.75$ (range : 3.0-10.5), zirconium군은 $6.38 \text{ Ncm} \pm 3.25$ (range : 3.5-12.0), Sus 304군은 $4.25 \text{ Ncm} \pm 1.60$ (range : 2.5-7.5)으로 측정되었다(Table 1). Sus 304 군에서 비교적 낮은 뒤틀림 제거력을 보였으며 niobium군과 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다($P < 0.05$)(Table 2).

2. 임플란트 고정체와 골접촉률 측정 결과

임플란트 식립 후 12주째 각 군의 임플란트 고정체와 골접촉률의 조직계측학적 결과는 다음과 같다. Titanium 군은 $51.24\% \pm 14.05$ (S.D.)(range : 29.81-71.59)였으며(Fig. 3), niobium 군은 $48.19\% \pm 13.75$ (range : 27.24-67.24)였다(Fig. 4). Zirconium 군은 $31.79\% \pm 13.15$ (range : 17.18-56.23)였으며(Fig. 5), Sus 304 군은 $23.64\% \pm 3.63$ (range : 20.00-27.06)으로 측정되었다(Fig. 6). Sus 304 군에서 비교적 낮은 골접촉률을 보였고 titanium군에서 가장 높은 골접촉률을 나타내었다(Table 3.4).

Table 1. Comparison of removable torque force of biometals

Biometals	Mean \pm S.D.(Ncm)
Titanium	6.64 ± 3.08
Niobium	6.57 ± 2.75
Zirconium	6.38 ± 3.25
Sus 304	4.25 ± 1.60

Table 2. Results of Wilcoxon matched-pairs signed rank test of removal torque force

	Titanium	Niobium	Zirconium	Sus 304
Titanium	—			
Niobium	0.500	—		
Zirconium	0.500	0.433	—	
Sus 304	0.054	0.045*	0.081	—

*P<0.05



Fig. 3. Titanium specimen at 12 weeks. Bone formation occurs in close contact with the implant surface. Toluidine blue, original microscopic magnification : x4

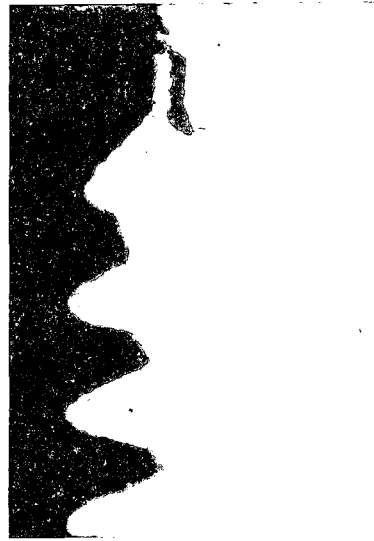


Fig. 4. Niobium specimen at 12 weeks. Bone ingrowth into an implant thread can be seen. Toluidine blue, original microscopic magnification : x4.

Table 3. Comparison of bone contact ratio

Biometals	Mean± S.D.(Ncm)
Titanium	51.24± 14.05
Niobium	48.19± 13.75
Zirconium	31.79± 13.15
Sus 304	23.64± 3.63

Table 4. Results of Wilcoxon matched-pairs signed rank test of bone contact ratio

	Titanium	Niobium	Zirconium	Sus 304
Titanium	—			
Niobium	0.193	—		
Zirconium	0.018	0.006*	—	
Sus 304	0.006*	0.006*	0.104	—

*P<0.01

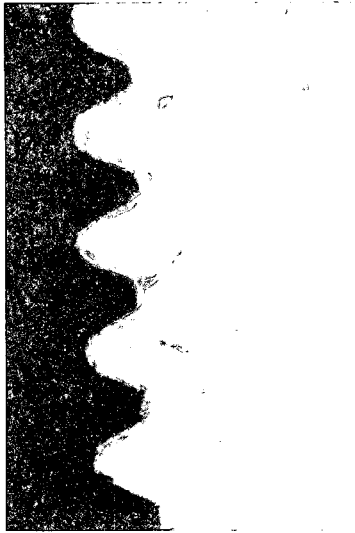


Fig. 5. Zirconium specimen at 12 weeks. Bone ingrowth can be seen but direct contact with the implant surface is insufficient. Toluidine blue, original microscopic magnification : x4

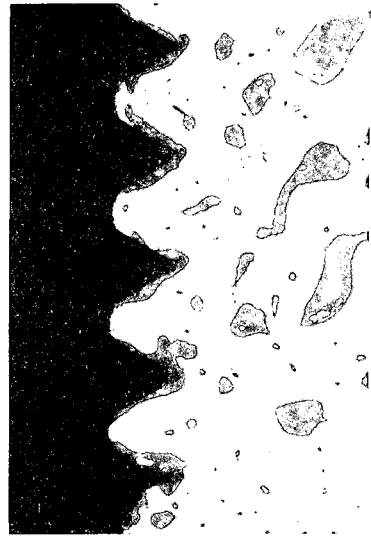


Fig. 6. Sus 304 specimen at 12 weeks. Soft tissues facing the implant surface are darker stained, which were not in direct bone contact. Toluidine blue, original microscopic magnification : x4

IV. 총괄 및 고안

순수 titanium을 나사형으로 제작한 후 성견의 악골에 이식한 Brånemark의 실험에서 연조직의 개입이 없는 직접적인 골접촉이 titanium 표면에서 관찰되었다고 보고된 바 있다⁷⁾. Schroeder 등⁸⁾은 titanium 분말을 고온에서 plasma spraying한 순수 titanium을 원숭이의 악골에 이식한 후 7개월째 실험에서도 같은 결과를 얻은 바 있으며, 하중을 가한 임플란트 계면에서도 긴밀한 골접촉을 보였음을 보고하였다⁹⁾. 순수 titanium, zirconium, tantalum을 plastic plug에 피막하여 가토의 장골에 이식한 후 계면을 전자현미경적으로 관찰한 실험^{10, 11)}에서는 사용된 세 가지 금속이 모두 유사한 골 반응을 보였다고 하였다. 그러나 스테인레스강 및 titanium-6aluminum-4vanadium과 비교한 실험에서는 순수 titanium이 더 우수한 생체적합도를 보였다²¹⁾. 치유기간에 따른 순수 titanium 주위의 골형성을 실험한 결과¹²⁾에서도 계면에서 밀접한 골접촉 반응과 시간에 따라 임플란트 주

변에 골 양이 증가되는 것을 관찰한 바 있다. 이 실험의 결과에서도 순수 titanium은 다른 생체 금속과 비교하여 가장 높은 뒤틀림 제거력과 골접촉률을 보여 다른 연구결과와 유사한 것으로 관찰되었다(Table 1, 3).

Niobium은 다른 생체 금속들과 비교하였을 때 골(피질골의 탄성률 : 0.2X1011Pa)과 가장 유사한 탄성률(1.1X1011Pa)을 가지고 있을 뿐만 아니라 부식저항성이 높은 생체 금속으로 알려져 있다. Plastic plug에 수종의 생체 금속을 얇게 피막한 후 가토의 장골에 이식한 후 계면을 비교 관찰한 Johansson 등¹⁰⁾의 실험에서 niobium은 순수 titanium, tantalum과 차이가 없는 골 반응을 나타내었으나, niobium의 계면에서 거대세포의 침윤이 관찰되었다. 또한 순수 niobium과 titanium의 뒤틀림 제거력 측정과 조직계측학적인 분석 실험 결과, niobium의 뒤틀림 제거력(32.9 Ncm)이 titanium(25.3 Ncm)보다 우수하였으며, 골접촉률에는 niobium은 41.1%, 순수 titanium은 37.2%으로 보고하였다. 높은 뒤틀림 제거력을 보인 것은 niobium의 강

도가 약하기 때문에 선반 가공시 titanium에 비하여 거친 표면이 형성되는데 이러한 표면 거칠기가 영향을 준 것으로 설명하고 있다. 이 실험에서도 titanium과 비교하였을 때 유사한 뒤틀림력과 골접촉률이 관찰되었기에 생체적합성이 우수한 안전한 생체 금속이라 할 수 있겠다 (Table 1, 3). 그러나 탄성률이 낮다는 장점도 있지만 강도 면에서 약하기 때문에 교합압등의 하중을 감당하기에는 문제가 있다. 따라서 순수 niobium 상태로는 임상적용이 어려워 다른 생체금속과 혼합하여 사용할 수 있겠다.

Zirconium과 순수 상용 titanium을 plastic plug에 얇게 피막하여 가토의 장골에 식립 6개월 후 계면을 전자현미경으로 관찰한 실험 결과에 따르면 두 금속 모두에서 연조직의 개입이 없는 골유착을 확인할 수 있어 생체금속으로 적절하다고 하였다¹¹⁾. 그러나 titanium은 계면에서 proteoglycan이 관찰된 반면 zirconium은 그렇지 않은 것으로 보아 titanium이 생체적합도면에서 더 적절한 생체금속이라고 할 수 있다. Ito등¹³⁾은 수종의 생체금속을 가토의 장골에 이식한 후 골과의 파절력을 측정 한 push-out 결과에 따르면 zirconium은 1.1MPa, vitallium 1.3MPa, titanium 1.9MPa 그리고 hydroxyapatite가 19.6MPa로 나타났다. Hydroxyapatite의 높은 파절력에 대하여 저자는 표면의 거칠기가 영향을 준 것으로 설명하였다. 골접촉률 결과에서는 titanium, vitallium은 50%, zirconium은 30%로 보고하였다. 본 실험에서는 zirconium의 뒤틀림력 측정치는 titanium, niobium과 비교하였을 때 유사하게 나타났으나 골접촉률은 titanium, niobium 보다 낮은 수치로 나타났다 (Table 1, 3). 이상의 보고들을 종합해 보면 zirconium은 titanium 보다 생체적합성이 다소 떨어지지만, 생체금속으로는 받아들일 수 있는 안정된 소재라고 생각된다.

여러 가지 종류의 스테인레스강이 외과 영역에서 이미 널리 이용이 되고 있다. 그 중의 하나인 duplex 스테인레스강(SAF 2507)은 다른 종류의 스테인레스강보다 부식에 대한 저항성과 기계 역학적인 면에서 더 안전한 결과를 생체내,외 실험에서 나타낸 바 있다¹⁷⁾. Linder와

Lundskog는 스테인레스강, titanium, vitallium 그리고 copper를 원통형 임플란트로 제작 한 후 가토의 골에 식립한 실험 결과에서, copper군을 제외한 나머지 군에서는 골성유착의 현상을 언급한 바 있다¹⁸⁾. 유사한 내용의 실험으로 titanium alloy (titanium-6aluminum-4vanadium), cobalt chrom, 스테인레스강, 그리고 titanium을 이용한 골과 임플란트 계면을 비교한 Linde¹⁹⁾의 실험에서 사용된 모든 임플란트 금속의 표면을 따라 골의 형성과 골유착현상을 보고 한 바 있다. 스테인레스강과 c.p. titanium을 plastic plug에 얇게 피막 하여 비교한 실험에서는 연조직 세포층이 스테인레스강과 골조직을 분리시키고 있는 반면, c.p. titanium에서는 골의 접촉을 관찰할 수 있었다²⁰⁾. 임플란트 디자인과 수술방법에 따라서 금속 종류별 생체적합도는 달리 표현될 수 있다고 생각된다. 임플란트 수술방법과 생체적합도 분석법에 있어 이 실험과 유사한 Johansson²¹⁾의 실험에서는 식립 후 4주째 뒤틀림 제거력은 스테인레스강이 c.p. titanium보다 현저히 떨어졌으나, 조직형태학적인 분석에서는 차이가 없는 것으로 나타났다²¹⁾. 4가지 서로 다른 생체금속들과 비교한 이 실험에서는 스테인레스강이 나머지 생체 금속에 비하여 생체 적합도가 낮은 것으로 나타났다. 뒤틀림 제거력 실험에서는 niobium군과 통계적인 유의의 차를 보였지만 나머지 군에서도 수치력의 차를 알 수 있었다(Table 2). 그러나 조직계측학적인 분석에서는 Johansson²¹⁾의 실험과는 다르게 골접촉률이 매우 낮은 것으로 관찰되었다. 따라서 스테인레스강은 강도 면에서 다른 생체 금속보다 우수하지만 골조직의 반응은 저조하기에 c.p. titanium에, zirconium, niobium을 적당량 혼합하여 생체적합도가 우수하고 강도 면에서 기존의 c.p. titanium보다 우수한 titanium 합금을 제작하는 근거 자료가 될 수 있겠다. 비탈회표본 제작과정에서 스테인레스강 시편의 강도가 너무 강하여 비탈회 표본 제작의 어려움이 있어서 일부의 시편은 임플란트 고정체를 제거한 후 시편 제작을 하였다. 골접촉률의 측정은 가장 나은 골접촉률을 보이는 세개의 연속적인 나사부위와 피질골과

접촉된 부위를 택하여 골접촉률을 측정하였다. 임플란트 전체의 골접촉률을 측정할 수 있지만 12주의 실험기간에는 수질골부의 골형성이 활발치 않아 피질골부로 제한하여 결과를 얻었으며, 임플란트 나사 안쪽으로 골이 생성된 양을 측정하는 골형성량은 제외하였다.

Titanium 합금이 비록 강도 면에서는 우수한 금속이지만 vanadium이나 aluminum이온의 유출 등의 문제점이 지적되고 있으며, 이러한 이온의 유출이 생체 내에서 해로운 영향을 줄 수도 있다고 보고되고 있으므로⁴⁾ 보다 안전하고 생체적합도가 우수한 금속재료를 혼합한 새로운 titanium 합금의 개발이 요구되고 있다.

이 연구의 결과, 순수 titanium의 생체적합도의 우수성을 확인할 수 있었으며, 스테인레스강을 제외한 niobium과 zirconium 두 종류의 금속들도 titanium과 상용할 수 있는 골 조직 반응을 보였기에, titanium을 주 생체 금속으로 하고 niobium과 zirconium을 적절히 혼합한 새로운 임플란트용 titanium 합금의 개발을 위한 기초적인 자료로 이용될 수 있을 것으로 사료된다.

V. 결 론

순수 titanium, niobium, zirconium 및 스테인레스강(Sus 304)의 생체금속을 나사형 임플란트로 선반 가공하여 가도의 장골에 이식한 후 12주째 뒤틀림제거력을 측정하고 골과 임플란트의 계면의 골접촉률을 관찰한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 뒤틀림 제거력은 titanium군(6.64Ncm), niobium(6.57Ncm)군, zirconium군(16.38 Ncm), Sus 304군(4.25Ncm)의 순이었으며 Sus 304군과 나머지 군과는 통계적으로 유의한 차이를 보였다.($P < 0.0$)
2. 조직계측학적인 분석에서 titanium군(51.24%)에서 가장 높은 골접촉률이 관찰되었고 niobium 군(48.19%), zirconium군(31.79%)의 순서로 골접촉률을 보였으며 Sus 304군(23.64%)에서는 가장 낮은 골접촉률이

관찰되었다.

3. Titanium, niobium, zirconium이 Sus 304보다 생체 적합도가 우수한 것으로 관찰되었다.

참 고 문 헌

1. Johansson C, Albrektsson T : Integration of screw implants in the rabbit : A 1-yr follow-up of removal torque of titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2(2) : 69-75, 1987.
2. Albrektsson T, Jansson T, and Lekholm U : Osseointegrated implants. *Dent Clin North Am* 30 : 151-177, 1986.
3. William Df. : Titanium and titanium alloys. In : Williams, D.F., ed. *Biocompatibility of Clinical Implant Materials*. CRC Series in Biocompatibility. Boca Raton : CRC Press, 1 : 9, 1981.
4. Johansson CB, Albrektsson T, Thomson P, Sennerby L, Lodding A, Odelius H : Tissue reactions to Titanium-6Aluminum-4 Vanadium alloy. *Eur J Exp Musculoskel Pes* 1 : 161-169, 1992.
5. Han C-H, Johansson CB, Wennerberg A, Albrektsson T : Quantitative and qualitative investigations of surface enlarged titanium and titanium alloy implants. Accepted for publication, *Clinical Oral Implant Research Vol 1* : 1, 1998.
6. Donath K : Die Trenn-D nnschliff-Technik zur Herstellung histologischer Pr paraten von nicht schneidbaren Geweben und Materialien. *Der Pr parator* 34 : 1, 197-206, 1988.
7. Br nemark P-I, Breine U, Lindstrom J, Adell R, Hansson B-O and Ohlsson P : Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 3, 81, 1969.
8. Schroeder A, Pohler O, and Sutter F : Ge-

- websreaktion auf ein Titan-Hohlzylinderimplantat mit Titan-Spritzschichtoberfläche. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 86, 713, 1976.
9. Schroeder A, Zypen van der E, Stich H and Sutter F : The reaction of bone, connective tissue and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Max Fac Surg* 9, 15–25, 1981.
 10. Johansson CB, Hansson H-A and Albrektsson T : Qualitative interfacial study between bone and tantalum, niobium or commercially pure titanium. *Biomaterials* 11, 277–280, 1990.
 11. Albrektsson T, Hansson H-A, and Ivarsson B : Interface analysis of titanium and zirconium bone implants. *Biomaterials Vol* 6, 97–101, 1985.
 12. Thomsen P and Ericsson LE : Titanium implants in rabbit knee joints. *Acta Orthop Scand* 58, 265–269, 1987.
 13. Ito G, Niki M, Matsuda T, and Ogino M : Comparative push-out data of bioactive and non-bioactive materials of similar porosity. *The Bone Biomaterials Interface Workshop*, Toronto, Canada, 1990.
 14. Johansson CB, Albrektsson T : A removal torque and histomorphometric study of commercially pure niobium and titanium implants in rabbit bone. *Clin Oral Implants Research Vol. 2*, 1991.
 15. Semlitsch M, Staub F, Weber H : Development of a vital, high-strength titanium-aluminum-niobium alloy for surgical implants. In : Christel P, Meunier A, Lee AJC, eds. *Biological and Biomechanical Performance of Biomaterials*, 69–74, 1986. Amsterdam : Elsevier Science Publishers BV.
 16. Sutow EJ, Pollack SR : The biocompatibility of certain stainless steels. In Williams DF, ed. *Biocompatibility of clinical implant materials*, Florida, Boca Raton CRC Press, 1 : 45–98, 1981.
 17. Cigada A et al : Duplex stainless steels for osteosynthesis devices. *Journal of Biomedical Materials Research*, 23 : 1087–1095, 1989.
 18. Linder L, Lundskog J : Incorporation of stainless steel, titanium and vitallium in bone. *Injury, the British Journal of Accident Surgery*, 6(4) : 277–285, 1975.
 19. Linder L : Osseointegration of metallic implants. *Acta Orthop Scand*, 60(2) : 129–134, 1989.
 20. Linder L, Obrant K and Boivin G : Osseointegration of metallic implants. *Acta Orthop Scand*, 60(2) 135–139, 1989.
 21. Johansson CB. : On tissue reactions to metal implants, Ph. D. Thesis. Biomaterials group, Dept. of Handicap Research, University of Gothenburg, Gothenburg, 1991.

Abstract

BICOMPATIBILITY OF BICOMTALS IN RABBIT BONE

Chong-Hyun Han*, Seong-Joo Hoe**, Chong-Pyong Chung***, Young Ku***,
In-Chul Rhyu***, Yong-Chang Choi****

* *Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Yonsei University*

** *Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University*

*** *Dept. of Periodontics, College of Dentistry, Seoul National University*

**** *Catholic University of Korea Medical School st. Mary Hospital Dept. of Dentistry*

Screw-shaped implants of commercially pure (c.p.) titanium, c.p. niobium, c.p. zirconium, and stainless steel(Sus 304) were inserted in the rabbit tibial bone over 12 weeks of follow-up. New developed torque gauge instrument was used to evaluate the implant holding power and a image analysis program coupled to a microscope was used for histomorphometry. The three best consecutive threads of each implant were measured. Quantitative analyses at 12 weeks revealed a partial bone contact to the four kinds investigated metals. There were no obvious adverse tissue reactions to any of the biomaterials. At 12 weeks the average removal torques for titanium, niobium and zirconium were better than that needed for Sus 304 screws, on the other hand high score of bony contact ratio of titanium and niobium were showed in comparison to those of zirconium and Sus 304. There was no significant differences in the amount of interfacial bone of zirconium and Sus 304 whereas there was significant difference in the torque forces of niobium and Sus 304.

Three months after implant insertion, the average removal torque was 6.64 Ncm for the titanium, 6.57 Ncm for the niobium, 6.38 Ncm for the zirconium, and 4.25 Ncm for the Sus 304. On average bone contacts there were 51.24% in the titanium, 48.19% in the niobium, 31.79% in the zirconium, 23.54% in the Sus 304.

Biocompatibility of the titanium, niobium and zirconium was acceptable level in comparison to the Sus 304.

주요단어 : 골유착성 임플란트, 골접촉률, 뒤틀림제거력, 비탈회표본, 생체금속, 생체적합도