마그네슘 이온주입 임플란트의 뒤틀림 제거력에 관한 연구

강릉원주대학교 치과대학 보철학교실 및 구강과학연구소

김보현 · 김대곤 · 박찬진 · 조리라

골과 임플란트의 기계적인 결합을 증진시키기 위한 다양한 시도가 이루어졌으며, 최근에는 불소 부식법, 양극산화법, 이온주입법 등 생화학적인 골유착을 유도할 수 있는 임플란트의 표면개질이 관심의 대상이 되고 있다. 본 연구는 플라즈마 상태의 이온을 임플란트 표면에 주입하여 이온 피막을 형성하는 방법(plasma source ion implantion, PSII)으로 표면을 개질한 임플란트에 대한 골반응을 흡수성 재료로 블라스팅 처리(resorbable blasting media, RBM)된 임플란트를 대조군으로 하여 평가하고 이온 주입량을 달리하여 비교한 결과를 알아보고자 하였다.

12마리의 뉴질랜드 가토의 경골에 대조군인 RBM 임플란트와 Mg 이온 주입량을 달리한 Mg 이온주입 임플란트 3개씩을 식립하고 공진주파수를 측정하였으며 6주 후 48개 임플란트의 뒤틀림 제거력과 공진주파수를 측정하였다. 반복측정이 있는 분산분석을 이용하여 95% 유의수준으로 통계적 유의성을 확인하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 각 임플란트간 공진주파수의 차이는 없었으나 군에 관계없이 식립 시에 비해 6주 후의 공진주파수는 증가하였다.
2. 초기 낮은 공진주파수를 나타낸 임플란트군의 공진주파수 증가량이 큰 경향을 나타내었다.
3. 이온잔존량 9.4%인 Mg 1 임플란트가 다른 임플란트 보다 통계적으로 유의하게 큰 뒤틀림제거력을 보였다.

이상의 결과를 종합하여 가장 우수한 골반응을 나타내는 이온주입량을 알 수 있었으며 이러한 이온주입 임플란트가 임상적으로 뛰어난 효능을 보이는 RBM 표면에 비해서도 생물학적 골반응이 더 우수하다는 것을 입증하는 결과라 할 수 있다

주요어: 이온주입, 뒤틀림 제거력, 마그네슘, 공진주파수 (대한치과턱관절기능교합학회지 2009;25(1):41~52)

서 론

골유착의 정확한 기전은 아직까지 잘 알려져 있지 않지만 최근에는 임플란트 표면의 형태 속으로 자라 들어온 골에 의한 생역학적 골유착과 임플란트 표면과의 생화학적 골유착 이론이 대두되고 있다.[1] 생역학적 골유착을 위해 임플란트의 표면조도를 증가시켜 개질하는 다양한 방법이 소개되었다. 소위 "적절한 조도 (moderately rough)"를 가진 표면을 만들기 위해 산부식, 블라스팅 및 다양한 복합 표면 개질법이 등장하였다. 산부식법은 HCl, H_2SO_4, HNO_3 등의 강산을 이용하여 표면의 조도를 미세하게 증가시키는 방법으로 선학들은 산부식법에 의해 우수한 골반응

교신저자 : 조리라
강릉원주대학교 치과대학 치과보철학교실, 강원도 강릉시 강릉대학로 1번지, 210-702, 대한민국
팩스: + 82-33-640-3103, 이메일: lila@nukw.ac.kr
원고접수일: 2009년 01월 20일, 원고수정일: 2009년 02월 23일, 원고채택일: 2009년 03월 25일

을 얻었다는 결과를 보고하고 있다.[2] 블라스팅 방법은 알루미나, 티타니아 및 칼슘포스페이트 분말과 같은 세라믹 분말을 이용하여 분사하는 표면개질법이다. Wennerberg 등[3]은 토끼 대퇴골을 이용한 골반응 비교 실험에서 티타니아와 알루미나 분말을 이용하여 표면을 개질한 임플란트가 기계절삭형 임플란트에 비해 우수한 골반응을 보인다고 하였다. 또 다른 분사용 분말로는 수산화인회석이나 베타-트리칼슘포스페이트와 같은 칼슘포스페이트 분말을 이용하는 흡수성 분말분사(Resorbable Blasting Media, RBM)가 있는데 이러한 재료는 생체 내에서 자연스러운 반응으로 흡수되어 인체에 나쁜 영향을 미치는 잔여물을 남기지 않는다는 특징이 있다. 실험결과 RBM 표면개질 임플란트가 기계절삭형 임플란트에 비해 우수한 골반응을 나타낸다고 한다.[4] Mueller 등[5]은 RBM 표면이 알루미나 분말 분사 임플란트보다 우수한 골-임플란트 접촉율을 보였다고 주장하였다.

임플란트 표면을 전해액에 담그는 전기화학적 표면개질법인 양극산화법에 의해 임플란트 표면의 형태에 기공(pore)를 형성하는 방식으로 임플란트와 골간의 생역학적 골유착을 강화하는 방법도 도입되었는데, 양극산화법을 이용하면 임플란트 표면에 다양한 이온함입이 가능하여 생화학적 골유착을 유발할 수도 있다는 논문[6]이 발표되었다.

그 외의 생화학적 표면개질법으로는 열처리를 동반한 NaOH 처리법과 불소처리법 및 이온주입법 등을 들 수 있다. 열처리를 동반한 NaOH 처리법을 이용하여 티타늄 표면에 인회석 층을 형성시킬 수 있다는 연구가 있다.[7] 불소처리법은 Ellingsen 등[8]이 개발한 방법으로써 불소함입에 의해 우수한 골반응을 나타내는 생화학적 표면처리법이라고 발표되었으나 그 효과가 실제 불소의 효과인지 표면의 조도변화에 의한 것인지는 명확히 제시되지 않고 있다. 재료의 표면에 이온을 주입함으로써 표면의 화학 상태를 변화시키는 이온주입(ion implantation) 방법은 표면의 조도나 형태를 변화시키지 않으면서 이온 주입에 의한 생화학적 특성만 변화시키는 방법이다. 이온주입이란 전기장을 이용하여 주입하고자 하는 이온들을 높은 운동에너지를 갖도록 가속시켜서 고체 상태인 재료의 표면에 충돌시킴으로써 이온을 주입시키는 표면기술의 하나로서, 열역학적 평형 상태에서 일어나는 과정이 아니므로 열역학적으로 성립되지 않는 새로운 성분의 표면층을 형성할 수도 있는 즉 용도에 따른 표면 맞춤(surface tailoring)이 가능하다는 특징을 갖는다.[9,10] 이전의 이온주입법은 대부분 빔에 의한 이온주입 (Beam Line Ion Implantation, BLII) 방법으로써 빔이 도달하지 못하는 면에는 이온이 주입되지 못한다는 한계가 있어 복잡한 형태를 가진 임플란트에는 적용하기 어려운 기술로 인식되어 왔다. 3차원 표면 형상을 갖는 임플란트를 처리하려면, 소재의 표면 형상에 따라서 여러 개의 이온빔을 설치하거나 이온빔을 고정시키고 소재를 여러 각도로 회전시켜야 한다. 여러 개의 이온빔을 설치하는 것은 설비 제작비용을 상승시키며, 소재를 회전시키는 것은 공정제어를 어렵게 할뿐만 아니라 처리시간이 길어지게 하므로 제조비용의 상승을 초래하는 결과를 가져온다. BLII에 대한 골반응 연구를 살펴 보면 Johansson 등[11]은 질소 이온주입을 한 표면을 이용하였고 Sawase 등[12]은 산소 이온주입을 이용한 연구를 발표한 바 있다. 또한 Hanawa 등[13]은 칼슘 이온주입의 결과와 Mandle 등[14]의 산소주입 표면의 결과는 우수한 골유착을 보인다고 하였다. 하지만 이러한 BLII 표면은 기술의 한계로 인해 디스크나 판형태, 봉형태 등에만 적용이 가능하기 때문에 대부분의 연구에서도 디스크를 이용한 결과를 발표한 것이다.

이와 같은 이온빔 주입(BLII) 기술의 한계를 극복할 수 있는 기술이 플라즈마 이온주입 (Plasma Source Ion Implantation, 이하 PSII)이다. PSII는 BLII와는 달리 별도의 이온 발생원과 가속장치를 사용하지 않는 대신에 주입하고자 하는 물질을 기체 또는 금속 플라즈마 상태로 만든

후, 처리하고자 하는 소재에 고전압의 바이어스를 인가함으로써 플라즈마 중의 양이온들이 소재의 표면에 충돌, 주입되도록 하는 것이다. 소재 주위에는 플라즈마 층이 형성되며 이온들은 소재의 모든 표면에 입사, 충돌을 일으키게 된다. PSII는 BLII 방법이 갖는 중요한 문제점 또는 제한점들을 극복할 수 있다고 생각된다. PSII 법은 처리할 소재의 마스킹 또는 회전이 필요 없고 또 플라즈마층의 크기만을 제어함으로써 복잡한 형상의 임플란트 표면에 균일한 이온주입층을 형성시킬 수 있는 장점을 가지고 있기 때문이다. 이러한 PSII를 이용한 임플란트가 최근 개발되었는데[9] 이온주입법의 특징에 따라 표면의 화학적 성질이 변화하였기 때문에 골유착에 어떤 영향을 주는지 규명할 필요가 있으며 이온주입의 농도에 따라 어떤 정도의 농도가 가장 적절한지 알아볼 필요가 대두되었다. 본 연구의 목적은 이온주입량을 달리한 3 종류의 마그네슘 이온주입 임플란트와 대조군인 RBM 임플란트의 생역학적 골반응을 비교해 보는 것이다.

재료 및 방법

1. 임플란트 설계 및 표면처리

48개의 직경 3.8mm, 8mm 길이의 나사형 임플란트(SFN3808, Dio, Busan, Korea)에 칼슘-포스페이트 입자로 표면을 거칠게 하는 방법으로 처리하였다. 이 때 사용한 입자의 평균크기는 40-60 μm로 구형입자 형태였으며, 4 kg/㎠의 분사압력으로 평균 표면거칠기 (Ra)가 약 1.0μm가 되도록 시간을 조절하였다. 분사가 끝난 후, 고압공기를 사용하여 표면에 잔류한 칼슘포스페이트 입자를 제거한 후, 알콜과 증류수에서 각각 15분간 초음파 세척하여 표면을 세정하였다. 이 상태의 RBM 임플란트를 대조군으로 설정하였다.

RBM 표면을 가진 36개의 임플란트에 마그네슘(Mg) 이온을 PSII법으로 주입하였다. 사용한 음극은 99.99 % 순도의 Mg 봉 (직경 6.25 mm)이며, 양극은 내경 25mm의 동관으로 구성되어 있다. 아크전류 펄스는 직육면체 형태로 진폭 400 A 펄스폭 350 μs 그리고 펄스 반복율은 3 pps 로 조절하였다. 임플란트 주위에 인가된 고전압 펄스로 인하여 플라즈마 층이 형성되며, 플라즈마 중의 양이온들이 플라즈마층 경계에 수직하는 방향으로 임플란트 표면에 입사하게 된다. 표면에 입사된 이온들은 높은 운동에너지로 인해 표면을 뚫고 침투하게 되어 이온주입이 일어나게 되며, 이러한 과정을 반복하여 이온주입층을 표면 직하에 형성하게 된다. 이때 임플란트에 인가하는 전압의 크기를 조절해서 이온의 침투깊이를 제어하였으며, 플라즈마의 밀도 및 주입시간을 조절함으로써 이온주입량을 제어하였다. 임플란트에 15 KeV의 에너지로 Mg 이온을 주입하여 잔여 이온량이 Mg-1군에서 $1.0x10^{16}ions/cm^2$, Mg-2군에서는 $1.5x10^{16}ions/cm^2$, Mg-3군에서는 $1.5x10^{17}ions/cm^2$ 가 되게 하였다.

2. 표면분석

대조군과 실험군 임플란트의 표면구조와 표면의 화학성분을 주사전자현미경 (SEM, JSM-5800; JEOL, Tokyo, Japan), Auger electron spectroscopy (AES; PHI650; Physical Electronics, Chanhassen, Minnesota, USA), X-ray photoelectron spectroscopy (XPS ESCALAB 250; Thermo Electron/VG Scientific, Waltham, MA, USA)와 Rutherford Backscattering spectroscopy (RBS 6SDH2, NEC, Tokyo, Japan)로 분석하였다. AES 분석 시, 40 μm 직경의 일차 전자빔을 3 keV 및 2.6 μA로 사용하였다. 심층분석시 분석하는 표면과 47°가 되도록 Ar 이온빔이 입사되도록 하였다. 원자농도는 제조사에 의해 주어진 상대 민감도에 따라 결정하였다. XPS 분석 시, 기저기압을 5.33×10^{-8} Pa에 맞추어 놓고, 직경 0.4 mm의 사각형을 3 nm 깊이까지 분석하였다. RBS 분석시, He 이온을 이온소스로 이용하였으며 Pelltro (6SDH2, NEC, Tokyo, Japan)를 이용하여 가속시켰다. 가속전압

은 2 MeV였으며, He 이온의 입사각과 산란각을 각각 0° 와 10° 로 맞추었다.

3. 임플란트 식립

본 연구계획은 강릉대학교 실험동물윤리위원회의 승인을 받아 진행되었다. 12마리의 평균연령 8개월의 뉴질랜드 토끼를 이용하였는데 평균체중은 3200 ± 400 g 이었다. 수술시 Zoletil (Vibac Laboratories, Carros, France)을 kg 당 0.4 ml의 양과 Rumpun (Bayer, Leverkusen, German)을 kg 당 0.1 ml 혼합하여 근육주사하여 전신마취를 시행하였다. 수술할 부위의 털을 제거하고 70% 알콜과 요오드 혼합액으로 소독하였다. 2% lidocaine (Lidocaine HCl; Huons Co., Seoul, Korea)을 수술부위에 국소마취한 후 경골부위를 절개하였다. 골막을 박리하고 피판을 거상한 후 수술부위를 round bur, 2.0 mm twist drill, pilot drill, 및 3.0 mm twist drill을 이용하여 형성하였다. 수술중에는 저속핸드피스를 사용하였으며 생리식염수로 냉각하였다. 각 실험동물마다 1개의 대조군 RBM 임플란트와 3가지 농도의 Mg-이온주입 임플란트를 식립하였는데 식립부위에 의한 편의를 방지하기 위해 round-robbin 방식으로 식립하였다. 수술 후 동물들은 각각의 독립된 장에서 운동하도록 허용하였다. 수술 6주후 succinylcholine (Ilsung phamaceutical Ltd., Seoul, Korea)을 사용하여 희생하였다.

4. 공진주파수 (Resonance frequency Analysis, RFA) 및 뒤틀림제거력 측정

모든 실험동물에서 임플란트의 안정성을 평가하기 위해 RFA를 측정하였다. RFA (Osstell Integration Diagnostics Ltd., Göteborg, Sweden)와 Type F1L5 transducers (Integration Diagnosics Ltd., Göteborg, Sweden)를 이용하여 식립시와 실험 6주 후 측정하여 비교하였다.

실험동물 희생직후에 모든 임플란트의 최대 뒤틀림제거력을 측정하였다. 뒤틀림제거력은 본 교실에서 개발한 장치를 이용하여 회전축을 임플란트에 맞춰 고정한 채로 일정한 속도로 제거력을 가하였다.

5. 통계분석

임플란트 종류에 따른 뒤틀림제거력과 공진주파수의 차이를 비교하기 위하여 토끼 개체 간의 차이를 인정하는 반복측정이 있는 분산분석을 이용하였다. Mann Whitney 분석법을 이용하여 식립시와 희생시의 공진주파수 차이를 비교하였다. 유의수준 0.05로 통계적인 차이를 평가하였다.

결 과

1. 표면분석 결과

Mg 이온주입한 임플란트의 표면변화 여부를 조사하기 위하여 이온주입 후의 표면을 전자현미경으로 관찰하였다. Fig. 1은 RBM 처리한 표면에 Mg을 이온주입한 다음 이온주입에 의해 표면형상이 변화하는지를 관찰한 전자현미경 사진이다. 사진으로부터 이온주입 시 입사하는 이온에 의한 표면에칭에 의해 RBM 표면의 예각부가 다소 부드러워 진 것을 제외하고는 표면형상 변화는 관찰 할 수 없었다.

Fig. 2는 Mg 이온주입한 시편의 AES depth profile이다. 이 경우 임플란트 표면에서의 이온주입 깊이는 약 6분, 최표면에서의 Mg 농도는 약 8.89 at%이었다. 이때 주목할 것은 표면으로부터 깊이 방향으로 Mg의 농도가 매우 점진적으로 감소하는 것으로서, 뚜렷한 계면이 없이 이온주입에 의해 이온이 혼합된 형태를 띠고 있다는 것이다.

다음은 이온주입량을 평가하기 위하여 Mg-1 조건으로 이온주입한 시편의 RBS분석을 행한 결과를 Fig. 3에 나타내었다. RBS 분석시 기판효

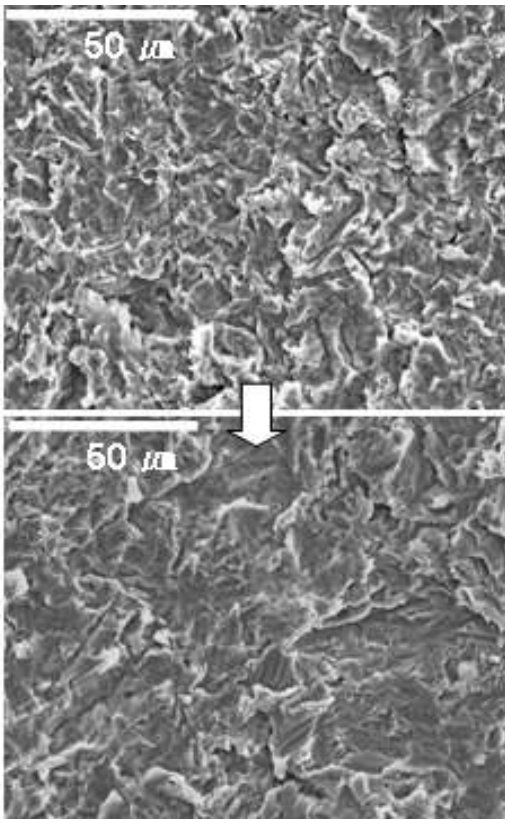

Fig. 1. Surface morphologies in SEM analysis. (a) RBM surface, (b) Mg-ion implantation on the RBM surface.

과를 배제하기 위하여 기판은 탄소 웨이퍼를 사용하였다. 그림으로부터, Mg이온의 주입량은 각각 Mg-1이 $1.0x10^{16}$ ions/cm^2, Mg-2가 $5.0x10^{16}$ ions/cm^2, Mg-3가 $10x10^{16}$ ions/cm^2였다.

XPS 분석결과, Ti 피크는 주로 Ti 금속과 그 산화물로 이루어져 있으며, 산화물 상태는 TiO_2, Ti_2O_3 및 TiO로 구성되어 있음을 알 수 있다 (Fig. 4). 한편 Mg은 MgO 또는 $Mg(OH)_2$ 형태의 마그네슘 산화물 또는 마그네슘 하이드레이트를 형성하고 있으며, 산소의 경우 순수 산소의 피크가 아닌 금속산화물을 형성하고 있음을 보여주고 있다.

Fig. 2. AES depth profile for the Mg-1 (upper), Mg-2 (middle) and Mg-3 (lower) implants.

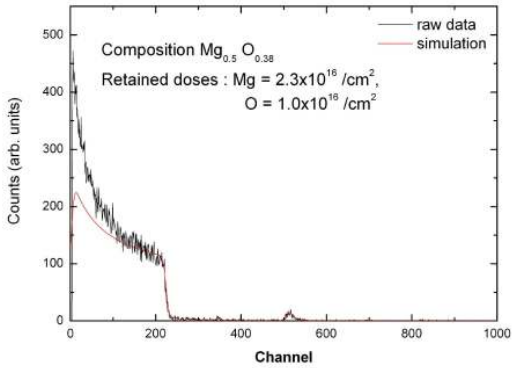

Fig. 3. RBS analysis for the Mg-ion implanted groups.

2. RFA 분석결과

공진주파수를 나타내는 수치인 ISQ는 시간에 따라 다른 양상을 보였다. 식립 시의 초기 ISQ 수치는 평균 65.8 이었으며, 군에 따라 차이를 나타내지는 않았다. (P=0.459, Fig. 5). 그렇지만 6주의 치유기간 후에 평균 ISQ는 70.3으로 증가하였다 (Fig. 6). Mann Whitney 분석 결과 식립 시와 6주 치유 후의 ISQ는 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다 (P=0.000). ISQ 증가량은 초기에 가장 높은 값을 보였던 Mg-2 군에서 가장 작았지만 증가량 또한 군별로 차이를 나타내지는 않았다.

Table I. Mean (SD) ISQ values at installation and after 6 weeks healing

	RFA at installation	RFA after 6weeks healing
Mg-1	65.3 (1.4)^{b}	71.7 (2.3)^{a}
Mg-2	66.6 (1.8)^{b}	68.5 (3.5)^{a}
Mg-3	65.7 (2.3)^{b}	70.7 (2.2)^{a}
Control	65.6 (2.4)^{b}	70.2 (3.1)^{a}

Same superscript letters indicate values that are not significantly different (P>.05)

Table II. Mean (SD) removal torque value after 6 weeks healing

	RTQ
Mg-1	41.5 (14.4)^{a}
Mg-2	33.7 (8.6)^{b}
Mg-3	39.1 (9.5)^{a,b}
Control	33.0 (11.4)^{b}

Same superscript letters indicate values that are not significantly different (P>.05)

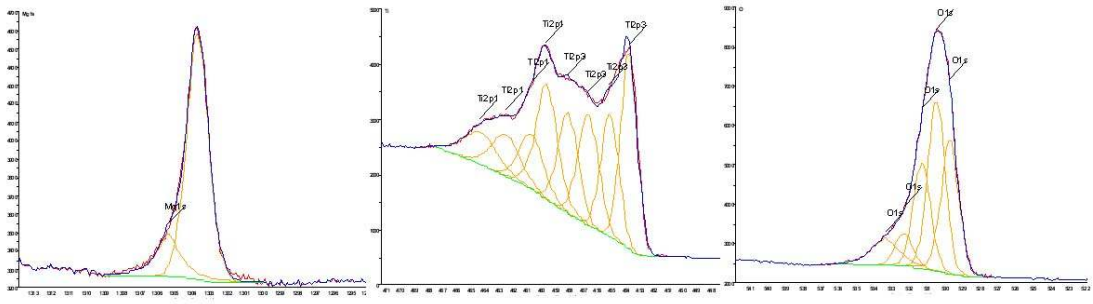

Fig. 4. XPS survey of the Mg-ion implanted surfaces with peak deconvolution (Mg-1s, Ti2p, O1s).

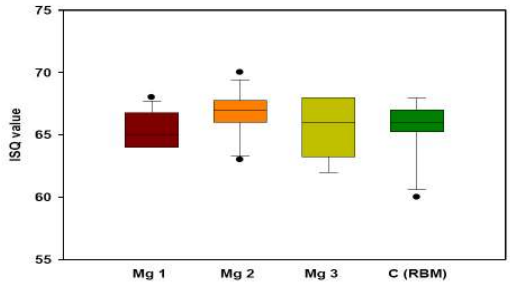

Fig. 5. Boxplots with outliners for the means and quartiles of initial ISQ values.

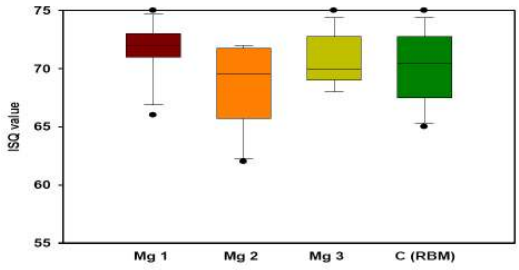

Fig. 6. Boxplots with outliners for the means and quartiles of ISQ values after 6 weeks healing.

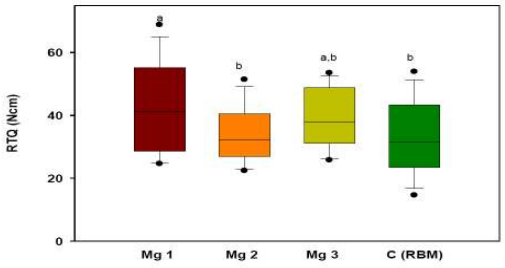

Fig. 7. Boxplots with outliners for the means and quartiles of removal torque (Ncm) of control implants and Mg ion implanted implants after 6 weeks healing time.

3. 뒤틀림 제거력 분석결과

Fig. 7은 6주간의 치유를 거친 후 모든 군에서의 뒤틀림 제거력 (RTQ)을 나타낸다. Mg-1 임플란트군이 다른 임플란트에 비해 높은 뒤틀림 제거력을 나타내었다 (P<0.05).

고 찰

본 연구는 Mg 이온을 다양한 농도로 주입한 임플란트가 생체 내에서 어떻게 다른 골반응을 유도하는지 살펴보기 위해 진행되었다. 대부분의 표면개질 임플란트를 연구한 선학들의 연구결과는 기계절삭형 표면을 대조군으로 하고 있다. 하지만 표면개질된 임플란트의 정당한 비교를 위해서는 또다른 효능이 입증된 표면개질 임플란트를 대조군으로 삼아야 한다는 비판이 많이 있었다. 본 연구에서는 흡수성 분사물질을 이용한 RBM 임플란트를 대조군으로 설정하고 대조군과 동일한 표면처리를 한 후 Mg 이온을 주입함으로써 화학적 성분 변화에 의한 생화학적 골유착의 효과를 증명할 수 있는 실험설계가 되었다고 사료된다.

질소이온, 산소이온, 칼슘이온 등의 이온주입 효과에 대한 생체연구가 진행되었으나 어떤 이온주입 표면도 제품화되지는 않았다. 그 이유는 이온주입비용이 크고 복잡한 장비가 필요하기 때문이었다. 본 연구에서와 같이 PSII 방법을 사용하면 복잡한 형상의 임플란트 표면에 균일한 이온주입층을 형성시킬 수 있기 때문에 제품화하기 적합한 방법이라고 생각된다.

생활성 Mg 이온을 3차원적인 형상을 가진 임플란트에 주입하기 위해서는 MgxOyTiz의 이온화가 필수적이지만, MgxOyTiz는 산화된 세라믹으로서 물리적인 이온주입법으로는 충분히 이온화되지 않는다. 금속에서 금속플라즈마를 생성하기 위해 다양한 방법이 응용되고 있는데 그 예로는 금속의 기화, RF 방전, 초단파법, 스퍼터링 및 진공증착 혼합법 등을 들 수 있다. 이 중 진공

증착법을 사용하면 금속의 완전한 이온화가 가능하다. 이러한 진공증착법을 이용하는 PSII 방법은 다른 방법에 비해 특별한 장비가 필요하지 않다.

Mg 이온이 임플란트 표면에 함입되었을 때의 생체내 효과에 대해서는 많은 연구가 제시되었는데, 이에 따르면 Mg 이온은 세포 표면의 수용체에 integrain superfamily가 결합하는데 주요한 역할을 하는 것으로 알려져 있으며 fibronectin, vitronectin, fibrinogen 및 세포와 세포의 부착에 관여하는 수용체 등의 결합에 큰 영향을 미친다고 하였다.[15-17] Sul 등[18]은 Mg 이온이 함입된 양극산화 임플란트를 이용하여 임플란트 표면에서 주변까지의 Mg 이온농도의 차이를 밝힘으로써 Mg 이온의 화학적 이동에 의한 integrin-ligand 결합 유도 때문에 Mg 임플란트는 생화학적 골유착을 유발할 수 있다고 하였다. Parise 등[19]은 Ca 이온이 있을 때보다 Mg 이온이 존재할 때 혈소판 수용체인 GPⅡb-Ⅲa가 fibronectin에 더 잘 결합한다고 하였다. Zreiquat 등[20]은 Mg 이온이 세포 부착 및 integrin 발현 및 세포내 신호전달에 주요한 역할을 하는 물질이라고 하였다. Martin과 Brown[21]은 수산화 인회석 형성 및 광화에 Mg 이온이 주요한 역할을 하였다. 또한 Howlett 등[22]은 인간의 세포에서 유도한 세포를 이용하여 Mg 이온이 주입된 알루미나 표면에 골세포가 부착하고 분화하는 현상을 관찰하면서 fibronectin과 vitonection의 부착에 영향을 미친다고 발표하였다.

Mg 이온의 생체 내에서의 골유착에 대한 영향을 규명하기 위한 생역학적 검사방법인 공진주파수와 뒤틀림제거력의 통계적 유의성을 검증하기 위해 반복측정이 있는 분산분석을 이용하였다. 일반적으로 군간 차이를 알아보기 위해서는 일원분산분석을 이용하는 경우가 많다. 하지만 생체를 대상으로 하는 실험에서는 개체간의 차이를 인정하는 반복측정을 인정해야 한다.[23] 예를 들어 한 마리의 토끼에서는 뒤틀림 제거력이 Mg-1군, Mg-2군, Mg-3군에서 각각 68.8, 33.6, 50.9였고 대조군에서 26.1이었지만 다른 토끼에서는 그 측정치가 41.5, 33.7, 39.1, 33.0 이었다. 뒤틀림 제거력의 경향은 비슷했지만 실험토끼의 개체 간의 차이로 인해 두 값의 평균을 구해 비교하면 이러한 경향을 가리는 것이다. 본 연구에서는, 각 개체의 토끼에서 4종의 임플란트를 반복적으로 관찰한 것으로 설정함으로써 개체 간의 차이가 오차로 전환하는 것을 방지할 수 있었다. 일원분산분석에서는 개체를 무작위적으로 다른 군에 배정하므로 개체 내에서의 차이 즉 임플란트의 종류와 같은 주요한 차이도 군을 나누는 방식에 따라 오차의 요인으로 간주될 수 있다. 그러므로 생체를 대상으로 하는 실험에서는 개체 간의 차이를 인정하는 반복측정을 도입해야 한다.

공진주파수 분석을 임플란트의 안정성 더 정확하게는 골내 임플란트의 견고성을 측정하는 비파괴적인 방법으로 임상적인 모니터링에는 매우 민감하고 객관적인 방법이라 할 수 있다.[24] 임상연구에 의하면 ISQ는 임플란트 주변골 밖으로 노출된 높이에 의해 영향을 받으며 임상적인 동요도로는 알 수 없는 임플란트와 주변조직간의 안정성 차이를 감지할 수 있는 방법이다.[25] 하지만 토끼의 경골은 인간의 악골과는 형태와 성상이 매우 다르다. 우선 경골의 피질골은 매우 얇아 1.5mm 정도 밖에 되지 않으며 3차원적인 형상이 삼각형으로 상부가 넓고 하부가 뾰족한 형태라서 공진주파수 측정시 두 개의 최고점이 나타날 수 있는 원인이 되기도 한다.

본 연구에서는 4종류의 임플란트에 대한 ISQ가 식립시 임플란트 종류에 따른 차이를 나타내지는 않았다. 이는 임플란트의 지형학적인 형태 즉 임플란트 외형 및 나사형태가 4군에서 모두 동일했기 때문으로 사료된다. 그 결과 ISQ는 주변골의 성질에 의해서만 결정되었다. 6주간의 치유를 거친 후 ISQ 수치는 모든 군에서 유의하게 증가하였다. 이는 골유착으로 인한 2차적인 안정성에 기반한 것이다. 식립 시 가장 높은 ISQ를 가졌던 Mg-2 군이 가장 적은 양의 ISQ 증가량을

보였으며 식립 시 가장 낮은 ISQ를 보였던 Mg-1군이 가장 큰 증가량을 나타내었다. 이는 초기 식립시 안정성이 낮았던 Mg-1군에서 표면에 의한 골유착 유도성으로 인하여 다른 임플란트들의 ISQ를 따라 잡은 것이라고 할 수 있다.

골반응을 평가하는 시금석으로 평가받는 조직계측학적인 방법은 단면에서만 측정하는 방법이지만 뒤틀림제거력은 3차원적인 전단력을 측정하는 방법이다. Sennerby 등[26]은 기계절삭형 임플란트에서 뒤틀림제거력 측정 시 임플란트와 골의 파절은 광화된 성숙골과 임플란트 사이의 미성숙골에서 발생한다고 하였다. 그러나 표면개질된 임플란트에서 뒤틀림제거력 측정시 임플란트 주변에 파절된 골을 관찰할 수 있다고 하였다.[18] 이는 표면개질된 임플란트의 골유착 강도가 강하여 파절이 골과의 계면에서 발생한 것이 아니라 골내에서 발생한 것임을 의미하는 것이다. 뒤틀림 제거력은 임플란트를 골내에서 파절시키기 위해 임플란트를 거꾸로 돌리는 힘에 비례한다. 골과 임플란트의 골유착의 단단한 정도에 따라 뒤틀림 제거력이 달라지는 것이다. 하지만 손으로 임플란트에 뒤틀림 제거력을 가할 경우에는 축을 임플란트와 동일하게 할 수도 없고 속도를 균일하게 유지할 수도 없다. 만약 빠른 속도로 뒤틀림 제거력을 가한다면 같은 골유착 정도를 가진 임플란트의 뒤틀림 제거력이라도 높은 값을 나타낼 수밖에 없다. 본 연구에서는 속도와 방향이 일정하게 유지되는 전자장치를 고안하여 사용하였기 때문에 이러한 오차를 배제할 수 있었다. 이로 인해 술자에 의해 결과가 달라지는 일 없이 일정한 값을 측정할 수 있다.

아직 발표되지는 않았으나 Mg-이온 주입의 결과를 연구한 이전의 논문에서 이온 주입 임플란트는 기계절삭형 임플란트에 비해 우수한 결과를 보였다. 본 연구의 가설에서는 Mg-이온의 농도가 높을수록 우수한 골유착을 나타낼 것이라고 예상하였으나 오히려 Mg-1 군에서 가장 높은 골반응을 나타낸 것으로 보아 Mg-이온의 특정한 농도에 골이 반응하는 것으로 보인다. 따라서 Mg ion 농도가 높을수록 좋은 골반응을 일으키기 보다는 좋은 골반응을 유도하는 적정농도가 있음을 알 수 있었으며, 그 적정 이온 농도는 Mg-1에 가까울 것이라고 추정해 볼 수 있었다. 본 연구에서 Mg-1군의 잔존 이온 농도는 $1.0x10^{16}ions/cm^2$, Mg-2군에서는 $5x10^{16}ions/cm^2$, Mg-3군에서는 $1.0x10^{17}ions/cm^2$ 였으나 골 반응에 가장 큰 영향을 미치는 표면에서의 상대원자농도를 RBS로 측정한 결과는 Mg-1에서 9.24at%, Mg-2에서 10.13 at% 및 Mg-3에서 11.74 at % 였다. Sul 등은 양극산화 임플란트에서 Mg-이온의 농도에 따른 골반응을 비교한 결과 Mg-이온의 양이 증가할수록 골반응이 우수하다고 하였으나 그 논문에서 실험한 최고 농도의 이온 함입량이 9%임을 감안할 때 Mg-이온이 약 9% 정도 되는 경우에 가장 우수한 골반응을 보인다고 추정할 수 있다.

이상과 같은 결과를 종합해 보면 임플란트 표면에서 세포부착과 인테그린 부착에 관여하는 것으로 알려진 Mg-이온은 골반응을 촉진시키는 것으로 추정되며 특정한 이온 농도에 반응하는 것으로 생각되지만 이를 확인할 수 있는 추가적인 임상연구가 필요한 것으로 생각된다.

결 론

PSII를 이용하여 Mg-이온을 주입한 임플란트의 이온주입 농도에 따른 골반응을 평가하기 위해 RBM 임플란트를 대조군으로 토끼 경골에서 뒤틀림 제거력과 공진주파수를 측정한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 각 임플란트간 공진주파수의 차이는 없었으나 군에 관계없이 식립 시에 비해 6주 후의 공진주파수는 증가하였다.
2. 이온잔존량 9.4%인 Mg 1 임플란트가 다른 임플란트보다 통계적으로 유의하게 큰 뒤틀림 제거력을 보였다.

이상의 결과를 종합하여 가장 우수한 골반응

을 나타내는 이온주입량을 알 수 있었으며 이러한 이온주입 임플란트가 임상적으로 뛰어난 효능을 보이는 RBM 표면에 비해서도 생물학적 골반응이 더 우수하다는 것을 입증하는 결과라 할 수 있다.

참 고 문 헌

1. Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implants - past and future. 1966-2042 J Can Dent Assoc 2005;71:327.
2. Trisi P, Lazzara R, Rebaudi A, Rao W, Testori T, Porter SS. Bone-implant contact on machined and dual acid-etched surfaces after 2 months of healing in the human maxilla. J Periodontol 2003;74:945 - 956.
3. Wennerberg A, Albrektsson T, Albrektsson B, Krol JJ. Histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. Clin Oral Implant Res 1996; 6:24 - 30.
4. Piatelli M, Scarano A, Paolantonio M, Iezzi G, Petrone G, Piatelli A. Bone response to machined and resorbable blast material titanium implants: an experimental study in rabbits. J Oral Implantol 2002;28:2 - 88.
5. Mueller WD, Gross U, Fritz T, Voigt C, Fischer P, Berger G. Evaluation of the interface between bone and titanium surfaces being blasted by aluminium oxide or bioceramic particles. Clin Oral Implants Res 2003;3:349-356.
6. Sul YT, Johansson CB, Jeong Y, Wennerberg A, Albrektsson T. Resonance frequency and removal torque analysis of implants with turned and anodized surface oxides. Clin Oral Implants Res 2002;13:252-259.
7. Kim HM, Miyaji F, Kokubo T, Nakamura T. Preparation of bioactive Ti and its alloys via simple chemical surface treatment. J Biomed Mater Res. 1996 ;32:409-417.
8. Ellingsen JE, Johansson CB, Wennerberg A, Holmen A. Improved retention and bone-to-implant contact with fluoride-modified titanium implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2004;19:659-666.
9. Byon E, Moon S, Cho S, Jeong C, Jeong Y, Sul YT. Electrochemical property and apatite formation of metal ion implanted titanium for medical implants Surf. Coat. Technol. 2005; 200: 1018-1021.
10. Maitz MF, Poon RW, Liu XY, Pham MT, Chu PK. Bioactivity of titanium following sodium plasma immersion ion implantation and deposition. Biomaterials. 2005; 26:5465-5473.
11. Johansson C, Lausmaa J, Röstlund T, Thomsen P. Commercially pure titamium and Ti6Al4V implants with and without nigrogen ion-implantation: surface characterization and quantitative studies in rabbit cortical bone. J Mater Sci-Mater Med 1993;4: 132-141.
12. Sawase T, Wennerberg A, Baba K, Tsuboi Y, Sennerby L, Johansson CB, Albrektsson T.Application of oxygen ion implantation to titanium surfaces: effects on surface characteristics, corrosion resistance, and bone response.Clin Implant Dent Relat Res. 2001;3:221-229.
13. Hanawa T, Kamiura Y, Yamamoto S, Kohgo T, Amemiya A, Ukai H, Murakami K, Asaoka K. Early bone formation around calcium-ion-implanted titanium inserted into rat tibia. J Biomed Mater Res 1997;36:131-136.
14. Mändl S, Krause D, Thorwarth G, Sader R, Zeihofer F, Horch HH, Rauschenbach B. Plasma immersion ion implantation treatment of medical implants. Surf Coat Tech 2001; 142:1046-1050.
15. Gailit J, Ruoslahti E. Regulation of the fibronectin receptor affinity by divalent cations. J Biol Chem 1988;263:12927-12932.
16. Mould AP, Akiyama SK, Humphries MJ. Regulation of integrin alpha 5 beta 1-fibronectin interactions by divalent cations. Evidence for distinct classes of binding sites for Mn2+,Mg2+,andCa2+.JBiolChem 1996;270:26270-26277.
17. Krause A, Cowles EA, Gronowicz G. Integrin-mediated signaling in osteoblasts on titanium implant materials. J Biomed Mater Res 2000;52:738-747.
18. Sul YT, Johansson P, Chang BS, Jeong BY. Bone tissue responses to Mg-incorporated oxidized

implants and machine-turned implants in the rabbit femur. J of appl Biomaterials and Biomechanics 2005;3:18-28.
19. Parise LV, Phillips DR. Fibronectin-binding properties of the purified platelet glycoprotein Ⅱb-Ⅲa comples. J Biol Chem 1986;261:14011-14017.
20. Zreiqat H, Howlett CR, Zannettino A, Evans P, Schulze-Tanzil G, Knabe C, Shakibaei M. Mechanisms of magnesium-stimulated adhesion of osteoblastic cells to commonly used orthopaedic implants. J Biomed Mater Res 2002;62:175-184.
21. Martin JY, Schwartz Z, Hummert TW, Schraub DM, Simpson J, Lankford J, Dean DD, Cochran D, Boyan BD. Effect of titanium surface-roughness on proliferation, differentiation, and protein-synthesis of human osteoblast-like cells(MG63). J Biomed Mater Res 1995;29:389-401.
22. Howlett CR, Zreiqat H, Odell R, Noorman J, Evan P, DaltonBA, Mcfarland C, Steele JG.The effect of magnesium ion implantation into alumina upon the adhesion of human bone-derived cells. J Mater Sci-Mater Med 1994;5:715-722.
23. Norman GR, Streiner DL. Biostatistics, The bare essentials. Mosby. St. Louis, 1994. Chap. 11 repeated-Measures ANOVA. 88-94.
24. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. Int J Prosthodont 1998;11: 491-501.
25. Friberg, B., Sennerby, L., Linde´n, B., Gröndahl, K. & Lekholm,U. Stability measurements of one-stage Brånemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency study. Int J Oral Maxillofac Surg 1999:28;266 - 272.
26. Sennerby, L., Thomsen, P. & Ericson, L.E. Ultrastructure of the bone - titanium interface in rabbits. Journal of Materials Science: Materials in Medicine 1992;3:262 - 271.

Removal Torque of Mg-ion Implanted Clinical Implants with Plasma Source Ion Implantation Method

Bo-Hyoun Kim, Dae-Gon Kim, Chan-Jin Park, Lee-Ra Cho

Dept. of Prosthodontics & Research Institute of Oral Science, College of Dentistry, National University of Kangnung-Wonju

The surface treatment of titanium implant could bring out the biochemical bonding between bone and implant. The purpose of this study was to evaluate the biomechanical bone response of Mg-ion implanted implants with plasma source ion implantation method.

Twelve New Zealand white rabbits were included in this study. Each rabbit received one control fixture (blasted with resorbable blasting media, RBM) and three types of Mg ion implanted fixtures in tibiae. The implants were left in place for 6 weeks before the rabbits were sacrificed. Removal torque value and resonance frequency analysis (ISQ) were compared. The repeated measured analysis of variance was used with $P \leq 0.05$ as level of statistical significance.

ISQ was not different among all groups. However, the ISQ was increased after 6 weeks healing. The group had lowest ISQ value showed the greatest increment. Mg-1 implants with 9.4% retained ion dose showed significantly higher removal torque value than that of the other implants. From this results, it is concluded that the Mg-1 implants has stronger bone response than control RBM surface implant.

Key words: ion implantation, removal torque, magnesium, RFA, RBM

Correspondence to : Prof. Lee-Ra Cho
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, National University of Kangnung-Wonju
1 GangneungDaehangno, Gangneung, Gangwon-Do, 210-702, Korea.
Fax: + 82-33-640-3103.
E-mail: lila@nukw.ac.kr
Received: January 20, 2009, Last Revision: February 23, 2009, Accepted: March 25, 2009