

염기처리한 SLA 표면이 표면 특성 및 골모유사세포의 반응에 미치는 영향

박진철^{1a} · 김주현^{2a} · 강은숙³ · 류재준^{4*} · 허중보^{2*}

¹고려대학교 임상치의학대학원 심미보철과, ²부산대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실,

³인제대학교 해운대백병원 보철과, ⁴고려대학교 안암병원 치과보철과

Effects of SLA surface treated with NaOH on surface characteristics and response of osteoblast-like cell

Jin-Chul Park^{1a}, Joo-Hyeun Kim^{2a}, Eun-Sook Kang³, Jae-Jun Ryu^{4*}, Jung-Bo Huh^{2*}

¹Graduate School of Clinical Dental Medicine, Korea University, Seoul, Republic of Korea

²Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Pusan National University, Yangsan, Republic of Korea

³Department of Prosthodontics, In-Je University Haeundae Paik Hospital, Busan, Republic of Korea

⁴Division of Prosthodontics, Department of Dentistry, Korea University Anam Hospital, Medical Center, Seoul, Republic of Korea

Purpose: The purpose of this study was to evaluate the surface characteristics and response of osteoblast-like cell at SLA surface treated with NaOH. **Materials and methods:** Three kinds of specimens were fabricated for the experiment groups. Control group was a machined surface, SLA group was a conventionally SLA treated surface, and SLA/NaOH group was SLA surface treated with NaOH. To evaluate the surface characteristics, the surface elemental composition (XPS), surface roughness and surface contact angle were evaluated in each group. And the cytotoxicity, cell adhesion, cell proliferation and ATP activity of osteoblast-like cells (MG-63 cells) were compared in each group for evaluation of the cell responses. Statistical comparisons between groups were carried out via one-way ANOVA using the SPSS software (SPSS Inc., Chicago, USA), and then performed multiple comparisons. The differences were considered statistically significant at $P < .05$. **Results:** SLA surface treated with NaOH (SLA / NaOH group) was changed to hydrophilic surface. All groups did not show the cytotoxicity to the MG-63. In cell adhesion studies, SLA / NaOH group showed the higher degree of adhesion than others ($P < .05$). Up to 7 days of incubation, the proliferation was showed the increasing tendency in all groups but SLA / NaOH group showed the highest cell proliferation between the three groups ($P < .05$). At 7 days of incubation, there was no difference in ALP activities between the three groups, but at 14 days, SLA / NaOH group showed significant increase in ALP activities ($P < .05$). **Conclusion:** In this study, SLA surface treated with NaOH promoted cell adhesion, proliferation and differentiation. It means that SLA/NaOH group is possible to promote osseointegration of implants. (*J Korean Acad Prosthodont* 2014;52:211-21)

Key words: SLA surface; NaOH; hydrophilic; MG-63 cell; Cell culture

서론

임플란트는 Brånemark¹에 의해서 처음 소개된 이후, 많은 임상 연구^{2,6}에서 장기간의 높은 성공률이 보고되었으며, 현재는 완전 무치악 및 부분 무치악 뿐만 아니라 상실된 단일 치아를 회

복하는 예측 가능한 보철치료의 한 가지 방법으로 널리 이용되고 있다.

Albrektsson 등⁷은 골유착이란 광학 현미경하에서 임플란트가 섬유성 결합조직의 개재 없이 골조직과 직접 접촉하여 임상적으로 움직임이 없는 상태라고 정의하였으며, 골유착을 얻

*Corresponding Author: Jae-Jun Ryu

Department of Dentistry, Korea University Anam Hospital, 73, Incheon-ro, Seongbuk-gu, Seoul, 136-705, Republic of Korea +82 29205423: e-mail, koprosth@unitel.co.kr

*Corresponding Author: Jung-Bo Huh

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Pusan National University, Beomeo-ri, Mulgeum-eup, Yangsan, 626-870, Republic of Korea +82 55 360 5130: e-mail, neoplasia96@hanmail.net

Article history: Received June 2, 2014 / Last Revision June 30, 2014 / Accepted July 1, 2014

© 2014 The Korean Academy of Prosthodontics

© This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

^a These authors contributed equally to this work.

기 위해서는 임플란트의 재질, 디자인, 표면처리방법, 골의 상태, 수술기법, 그리고 임플란트의 부하조건 등이 중요하다고 하였다.

초기에는 절삭 가공된 표면을 가진 임플란트가 주로 사용되었으나, 골질이 좋지 않은 상악의 경우 낮은 성공률이 보고되었으며,⁸⁻¹⁰ 골질이 좋지 않은 부위에서도 높은 성공률을 얻고 치유기간을 단축시키기 위해 표면 거칠기를 변화시키거나 표면의 성질을 개선하는 여러 연구들이 진행되었다.¹¹

표면처리 방법으로 티타늄 플라즈마 분사(Titanium plasma spraying surface), 수산화인회석 플라즈마 분사(HA plasma sprayed surface), 분사처리(Blasted surface), 산부식(Acid etched surface), 분사처리와 산부식의 병용(Sandblasted, Large-grit, Acid etched surface), 다공성 소결처리(Porous sintered surface), 양극 산화법(Anodic Oxidation)등이 개발되어 사용되고 있다.¹²

티타늄 임플란트의 표면에 수산화인회석 분말을 플라즈마 분사하여 코팅하거나, 고온 용융된 티타늄 입자를 빠른 속도로 분사하는 방식의 표면처리법은 수산화인회석 계면의 문제나 티타늄 입자들의 조직내 유리의 문제점이 보고되었다.^{11,13} 알루미늄 입자를 이용한 분사처리법은 입자들이 임플란트 표면에 자주 박히기 때문에 이를 제거하기 위하여 초음파 세척과 산부식 같은 세척과정을 거쳐야 한다. 그러나 세척 후에도 일부 입자가 임플란트 표면에 잔존하며, 식립 후 조직내로 유리되어 골융합을 방해하는 단점이 있다.^{11,14} 이런 문제를 해결하기 위해 체내에서 흡수될 수 있는 수산화인회석 입자나 인산칼슘을 임플란트 표면에 분사하는 RBM(resorbable blasting media) 표면처리법이 소개되었다.¹⁵⁻¹⁷

Buser 등¹⁸은 큰 입자(250 - 500 μm)를 분사하여 macro-roughness를 부여하고 산부식(HCl/H₂SO₄)에 의해 micro-roughness를 부여하는 SLA 표면이 조직 형태계측학적 연구에서 골침착을 향상시켰고, 생역학적 실험에서 더 높은 제거 토크값(removal torque value)을 얻었다고 보고 하였으며,¹⁹ 식립 6주만에 SLA 임플란트에 부하를 가하는 임상 연구를 시작하여, 5년까지의 실험 결과는 99%의 성공률을 보고하였다.²⁰

양극 산화법은 고온의 전해질 용매에 임플란트를 담그고 이를 양극으로 하여 전기화학적 자극을 가하여 표면의 산화막의 두께와 형태를 조절하는 방법이다. Sul 등^{21,22}은 양극산화법과 그 응용에 관한 일련의 연구를 통하여 결정도가 높고, 산화막이 두꺼울수록 골 반응이 양호했으며 칼슘이 함유된 군에서 더 나은 골 반응을 보였다고 보고하였다.

최근에는 티타늄을 수산화나트륨(NaOH)용액에 침적시킨 후 열처리하여 나노구조의 나트륨 티탄산염(sodium titanate)을 형성시키는 방법이 보고되었다. 이렇게 처리된 티타늄을 유사체액(SBF: simulated body fluid)에 침적시키면 Na⁺와 H₃O⁺ 이온간의 이온교환을 통하여 Ti-OH군을 형성함으로써 임플란트 표면이 전기적으로 음의 전하를 가지게 된다. 따라서 SBF 용액내의 Ca²⁺이온들이 임플란트 표면에 빠르게 흡착되어 칼슘 티탄산염(calcium titanate)을 형성하게 되고 이것들이 점차적으로 결정

질 아파타이트(crystalline apatite)로 전환되기 때문에 임플란트의 생체활성도가 크게 증가하게 된다.^{14,23}

표면의 젖음성은 표면 에너지에 크게 의존하며, 임플란트 표면과 생물학적 환경 사이의 상호작용을 개선시킨다.²⁴ MacDonald 등²⁵과 Rupp 등²⁶은 임플란트의 젖음성이 좋으면 골유착이 유리하다고 하였다. 임플란트는 식립 후 초기에 조직액과 반응하여 임플란트 표면에서 fibronectin 같은 세포 부착 단백질의 흡착이 일어난다. 거친 표면을 갖고 표면에너지가 높은 임플란트는 초기 단백질 흡착이 더 많이 일어나고 결과적으로 골모세포들의 부착을 증가시키기 때문에 골유착에 유리하다.

표면 거칠기(Ra)는 임플란트 표면의 거칠기를 나타내기 위해 널리 사용되는 height parameter이다. 하지만 비슷한 거칠기(Ra)를 가지는 임플란트 표면이라도 매우 다른 표면 형태를 가지며 표면 에너지에 따라 초기 흡착량에 많은 차이가 나타난다.²⁷ 이런 흡착량은 정적 접촉각 측정 방법인 Sessile drop method로 측정 가능하다. Yanagisawa 등²⁸은 접촉각이 세포의 부착과 확산 속도에 영향을 미친다고 하였다. 접촉각이 작으면, 즉 높은 젖음성을 가지면 세포의 부착 정도가 높고, 접촉각이 크면 세포 부착 정도가 낮다.

Smith 등²⁹은 여러 다른 표면 처리를 한 Ti-6Al-4V 합금, Co-Cr-Mo 합금, alumina, 합성 hydroxyapatite의 젖음성을 연구하였다. detergent-cleaning 후 두 합금의 표면에서 젖음성이 개선되는 효과를 나타냈으며, 그 후 plasma 처리를 한 것이 가장 큰 젖음성 개선 효과를 나타냈다. MacDonald 등³⁰은 Ti-6Al-4V 합금을 열처리하거나 과산화수소 처리시 아무런 처리를 하지 않은 합금보다 친수성이 증가한다고 보고하였다. Rupp 등³¹은 sandblasting과 산부식 후 N₂의 보호하에서 세척되고 등장상의 NaCl 용액에 보관되는 modified SLA surface (SLActive)가 공기와의 접촉을 통해 오염되지 않으므로 젖음성이 증가한다는 가정하에 dynamic wettability measurements를 실행하였고, 그 결과 modified SLA surface는 surface free energy (SFE)가 증가하고 친수성이 증가하였다고 보고하였다. Kim 등³²은 알칼리 처리된 티타늄 표면의 젖음성이 접촉각 측정을 통해 연구되었고, 5 M NaOH 또는 5 M KOH 용액에 침적된 티타늄이 친수성 표면을 가진다고 보고되었다.

친수성 표면을 만드는 여러 방법 중에 알칼리 처리된 티타늄에 대해 세포 반응을 알아본 연구는 많지 않다. 따라서 본 연구에서는 기존의 SLA 표면을 높은 친수성을 가지는 표면으로 개질하고자 NaOH에 침적하는 방법이 SLA 표면 형상 및 특성에 어떤 영향을 미치는지 알아보고, 골모유사세포의 증식, 부착 및 분화에 어떤 영향을 미치는지 알아보려고 계획되었다.

재료 및 방법

1. 연구 재료 및 시편 준비

지름 10 mm, 두께 3 mm인 Grade IV 치과용 티타늄(FORT WAYNE METALS, Fort Wayne, Indiana, USA) 디스크를 제작하여

모든 분석과 세포 실험을 진행하였다. 실험군은 모두 3군으로 나누어 실시하였다. 제 1군은 대조군으로 표면처리를 하지 않은 machined surface이다. 질삭유 제거를 위해 에칠 알콜을 사용하여 10분간 초음파 세척을 3회 실시한 후 70℃에서 건조하였다. 첫 번째 실험군은 SLA surface로 HA powder를 2 atom의 압력으로 10초 동안 150 mm 거리에서 분사하였다. 그 이후 $\text{H}_2\text{SO}_4 : \text{HCl} : \text{H}_2\text{O}$ 를 3.5 : 3.5 : valance로 상온에서 1분간 산처리 하였다. 두 번째 실험군은 SLA surface와 동일처치 후 5% NaOH로 1시간 처치한 후 세척하였다. 모든 시편의 제작 및 표면처리는 (주)네오바이오텍에서 시행하였고, SLA 표면 제작을 위한 일부 과정은 공개를 원치 않았다.

2. 표면 특성 평가

표면 처리 후 티타늄 시편의 표면 구성성분은 X-ray photoelectron spectroscopy (K-Alpha spectrometer, Thermo Electron, Austin, Texas, USA)를 이용하여 분석하였다. 본 연구에서는 칼슘(Ca), 인(P), 탄소(C), 산소(O), 질소(N) 그리고 티타늄(Ti)을 포함한 여섯 가지 원소를 측정하여 각 시편의 표면 성분 변화를 비교 평가하였다.

각 시편의 거칠기 분석을 위하여 비접촉식 3차원 측정기 (Non-Contact 3D Video Measuring Machine, Video Check IP600, Werth Messtechnik GmbH, Giessen, Hesse, German)를 이용하였다. 측정 조건은 scan range 20 μm , probe의 주파수는 0.5 Hz 이하로 설정하였다. 시편의 표면을 9 등분(상좌, 상중, 상우, 중좌, 중중, 중우, 하좌, 하중, 하우)한 다음 각 면에 대하여 표면 거칠기(Ra)를 측정하였고 그 평균을 구하였다. 각 군 당 9개씩의 시편을 평가하였다.

각 시편의 표면 형상은 주사 전자 현미경(Hitachi S-4700 SEM, Hitachi, Tokyo, Japan)을 이용하였고 2000배의 확대 비율로 각 시편을 관찰하였다.

친수성 평가는 각 시편의 접촉각을 Phoenix 300(SEO, Suwon, Gyeonggi-do, Korea)을 이용하여 측정하였고, 시편 당 3 μL 의 멸균 생리식염수(JW Pharmaceutical, Seoul, Korea)를 시험 용액으로 하였다. 접촉각의 측정범위(Measurement range for contact)는 0 - 180도, 측정 정확도(measurement accuracy)는 ± 0.1 도 이었다. 각 시편 당 5개씩 측정하였다.

3. 세포반응 평가

(1) 세포 배양

100% 습도가 유지되는 37℃, 95%의 공기와 5% CO_2 조건하에서 MG-63 세포(Korea Cell Line Bank, Seoul, Korea)를 기본 배양하였다. 이 때 사용한 배지는 10% Fetal bovine serum (FBS, PAA Laboratories GmbH, Pasching, Austria)과 1% penicillin-streptomycin (PAA)이 첨가된 Dulbecco's Modified Eagle's Medium (DMEM)이다. 모든 *in vitro* 실험에서, 골모유사세포는 분화유도 배지[50 $\mu\text{g}/\text{mL}$ ascorbic acid (Sigma-Aldrich, St. Louis, MO, USA), 10 mM β -glyc-

erophosphate (Sigma-Aldrich), 100 nM dexamethasone (Sigma-Aldrich), 10% FBS 그리고 1% penicillin-streptomycin을 포함하는 DMEM]에서 배양하였다.

(2) 세포 독성 평가

24-transwell culture plate에 machined surface (control group), SLA surface (SLA group), SLA에 NaOH 처리한 표면(SLA/NaOH group)의 각 시편을 넣고, MG-63 세포를 5×10^4 개의 세포수가 되도록 분주하였다. 각각 24시간 동안 37℃에서 배양한 후 시료에 대한 세포 독성을 평가하기 위해 CCK-8 (Dojindo, Tokyo, Japan) 시약을 각각 10 μL 처리하고 1시간 동안 37℃에서 반응시켰다. 시약을 주의하여 96-well plate에 옮기고 microplate reader를 사용하여 흡광도 450 nm에서 값을 측정하였다. 각 그룹에서 3번 배양 및 독성 평가를 시행하였다.

(3) 세포 부착 평가

각 시편에서의 세포의 부착을 평가하기 위해 crystal violet assay를 시행하였다. MG-63 세포를 각 시편이 들어있는 24-well plate에 4×10^4 개의 세포수가 되도록 분주하여 3시간 동안 37℃에서 배양하였다. 그 후 PBS (Phosphate buffer saline pH 7.2) 200 μL 사용하여 부착되지 않은 세포들을 제거하였다. 부착된 세포들은 10% 에탄올에서 0.2% crystal violet (Sigma-Aldrich, wt/vol)으로 염색하고 5분 동안 실온에서 보관하였다. 남아있는 염색액은 PBS (pH 7.2)로 4번 세척하여 제거하였다. 염색된 세포들은 실온에서 15분 동안 용해시켜 96-well plate로 조심스럽게 옮겼다. enzyme-linked immune sorbent assay (ELISA) analyzer (Quant, Bio-Tek, Highland Park, USA)를 사용하여 590 nm에서의 흡광도를 측정하였다.

(4) F-actin 염색

각 시편 위에서 성장한 골모유사세포의 세포형태를 F-actin 염색으로 평가하였다. 세포를 1×10^4 세포수가 되도록 분주하여 24시간 동안 배양 후, 각 시편은 PBS (pH 7.2)로 세척하였다. 각 시편 위에서 성장한 세포들을 10분 동안 PBS (pH 7.2)에서 4% paraformaldehyde로 고정 후, 각 시편을 PBS (pH 7.2)로 세척하였다. 고정 후, 각 시편에서 성장한 세포들을 37℃에서 10분 동안은 0.1% Triton X-100에 그리고 30분 동안은 blocking solution (Image-iT FX signal enhancer, Invitrogen, Eugene, OR, USA)에 침지하였다. 그 후, 30분 동안 37℃, 3% Bovine serum albumin (BSA)에서 rhodamine phalloidin (Invitrogen)로 세포를 염색하였다. 37℃에서 24시간 동안 각 티타늄 시편은 mounting solution (ProLong[®] gold antifade reagent with DAPI, Invitrogen)과 함께 microscope slide에 마운팅하였고, confocal laser scanning microscope (LSM700, Zeiss, Oberkochen, Germany)으로 관찰하였다.

(5) 세포 증식 측정

MG-63 세포를 각 시편에 1×10^4 개의 세포수가 되도록 200

$\mu\text{L}/\text{well}$ 분주하였다. 배양 3일과 7일에 각 샘플을 PBS (pH 7.2)로 세척하였다. Water soluble Tetrazolium salt (WST) assay kit reagents를 $10\mu\text{L}/\text{well}$ 처리하고 추가로 2시간동안 CO_2 incubation에서 배양하였다. 그 후 용액을 96-well plate에 조심스럽게 옮기고, assay solution (EZ-cytox) $10\mu\text{L}/\text{well}$ 첨가하여 30분 incubation 시킨 후 ELISA analyzer (Sunrise, Tecan, Salzburg, Austria)를 사용하여 450 nm에서 광학밀도를 측정하였다.

(6) 염기성 인산분해 효소(ALP) 활성도 측정

세포를 각 시편의 표면에 5×10^3 개의 세포수가 되도록 분주하고, 골모유사세포의 초기 분화를 평가하기 위해 ALP 활성도를 배양 7일과 14일에 측정하였다. 배양 7일과 14일에 세포를 PBS (pH 7.2)로 세척하고, lysis buffer[10 mM Tris/HCl, (pH 7.2), 1% Triton X-100, 150 nM NaCl, 5 mM Ethylenediaminetetraacetic acid (EDTA), 2 mM Phenylmethylsulfonyl fluoride (PMSF), $2\mu\text{g}/\text{mL}$ aprotinin and $2\mu\text{g}/\text{mL}$ leupeptin]를 첨가하였다. Cell lysis buffer 500 μL 에서 세포를 Vibra Cell™ instrument (Sonics & Materials INC., Danbury, CT, USA)로 얼음에서 초음파 분쇄하였다. 그 후, 세포 잔해를 제거하기 위해 세포 용해물을 10분 동안 4°C 에서 15,000 rpm로 원심 분리하였다. 37°C 에서 15분 동안 *p*-nitrophenyl phosphate 용액과 함께 상층액을 배양하였다. 0.5 N NaOH을 첨가하여 반응을 중지시켰다. ALP 활성도는 *p*-nitrophenyl phosphate가 *p*-nitrophenol 변환되는 것을 측정함으로써 결정된다. ELISA analyzer (Sunrise)를 이용하여 405 nm에서 광학밀도를 측정하였다.

(7) 통계분석

모든 자료는 표준 \pm 표준편차로 표기하였다. 모든 실험은 3번 반복하였다. 그룹간의 통계학적 비교는 SPSS software (SPSS Inc., Chicago, USA)를 사용하여 one-way ANOVA 통해 이루어졌고, ANOVA 후 다중비교를 시행하였다($P < .05$).

결과

1. 표면 특성 평가

(1) XPS 표면 성분 분석

세 군의 시편에서 XPS분석을 통해 칼슘(Ca), 인(P), 탄소(C), 산소(O), 질소(N) 그리고 티타늄(Ti)의 성분비를 측정하였다. 각 군의 성분비는 Table 1과 같다. Machined 군과 비교하여 SLA 군은 탄소 성분이 많이 검출되었고 SLA/NaOH 군은 탄소와 칼슘의 함량이 증대되는 반면 산소와 티타늄의 비율이 감소하는 것을 알 수 있었다.

(2) 표면 거칠기 평가

각 시편의 거칠기 분석을 위하여 비접촉식 3차원 측정기 (Non-Contact 3D Video Measuring Machine, Video Check IP600, Werth Messtechnik GmbH, Giessen, Hesse, German)를 이용하였고, 표

Table 1. The surface elemental compositions of each group analyzed by X-ray photoelectron spectroscopy

Group	C (%)	N (%)	O (%)	P (%)	Ca (%)	Ti (%)
Machined	6.10	0.83	58.85	0.21	-	34.02
SLA	14.10	1.06	57.96	-	-	26.85
SLA/NaOH	23.23	0.89	51.79	-	5.73	18.35

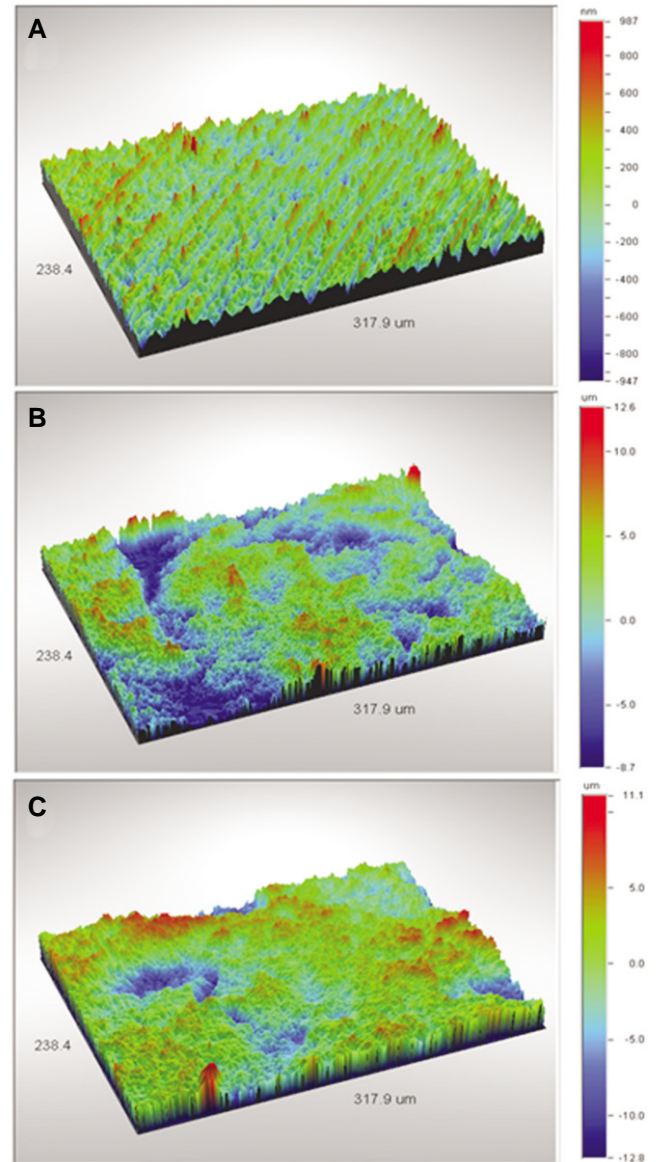


Fig. 1. Non-Contact 3D Video Measuring images of each group. (A) Machined, (B) SLA, (C) SLA/NaOH group.

면 거칠기(R_a , arithmetic average of the deviation of peaks and valleys on the profile from the mean line)를 측정하였다. 각 그룹의 거칠기는 machined 군에서 $0.183 \pm 0.029\mu\text{m}$, SLA 군에서 $2.570 \pm 0.182\mu\text{m}$ 그리고 SLA/NaOH 군에서 $2.114 \pm 0.216\mu\text{m}$ 의 R_a 값을 보였다. SLA 처리 후 NaOH 처리를 함으로써 18% 가량의 거칠기 감소를 보였다(Fig. 1).

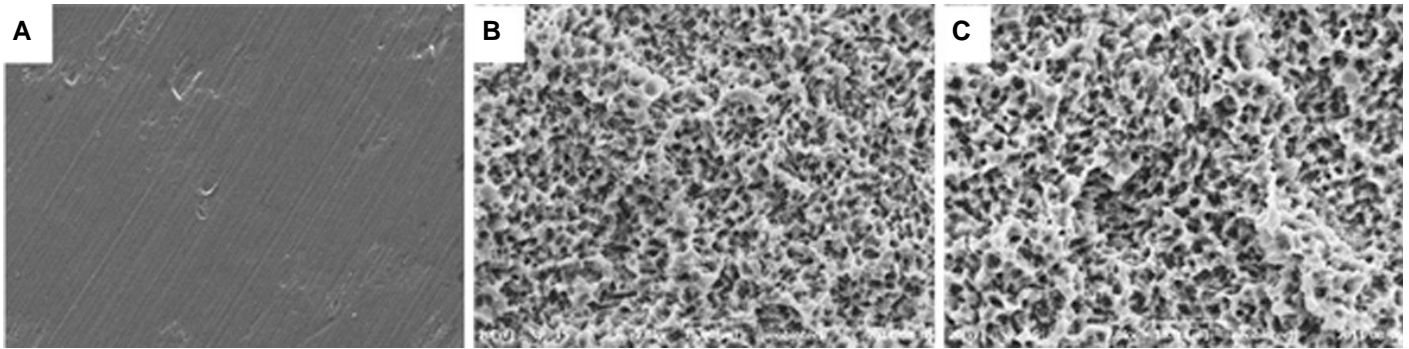


Fig. 2. scanning electron microscope (Hitachi S-4700 SEM, Japan) images of each group ($\times 2000$ magnification). (A) Machined, (B) SLA, (C) SLA/NaOH group.

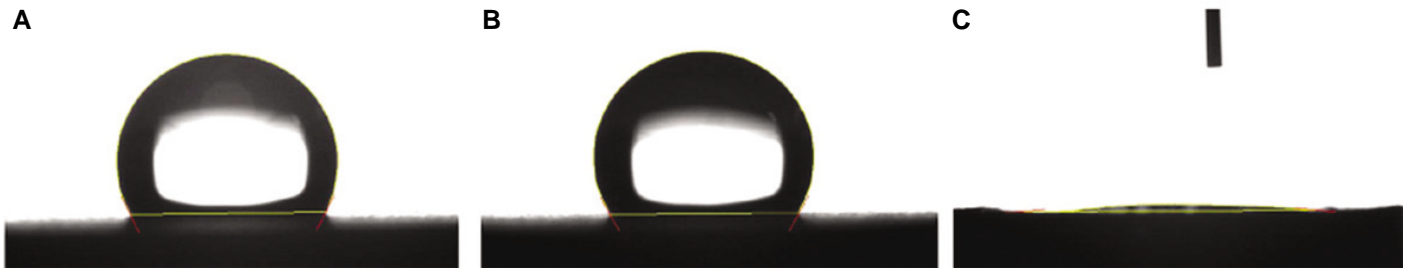


Fig. 3. Contact angle of each group. (A) machined group, (B) SLA group, (C) SLA/NaOH group.

(3) 표면 형상 관찰

각 군의 표면 형상은 주사 전자 현미경(Hitachi S-4700 SEM, Hitachi, Tokyo, Japan)을 이용하여 2000배의 확대 비율로 관찰하였을 때 Fig. 2와 같이 실험군에서 거친 면을 확인할 수 있었다. SLA 군과 SLA/NaOH 군은 큰 차이를 보이지 않았으나 SLA/NaOH 군에서 거친 면의 peak가 SLA 군 보다 더 둥근 형태를 보여 NaOH에 의한 부식을 관찰할 수 있었다.

(4) 친수성 평가

각 시편을 5개 씩 측정하여 구한 접촉각의 평균(표준 편차)는 machined 군이 113.44 ± 9.85 도, SLA 군이 120.66 ± 6.71 도, SLA/NaOH 군이 5.59 ± 1.13 도이었다. NaOH 처리를 통해 완전한 친수성 표면이 됨을 알 수 있었고, SLA/NaOH 군의 경우 접촉각을 구하긴 하였지만 그 측정이 어려울 정도로 표면 전체로 물이 퍼져 정확한 측정은 불가능 하였다(Fig. 3).

2. 세포 반응 평가

(1) 세포독성평가

Fig. 4에서 처럼, machined 군, SLA 군 그리고 SLA/NaOH 군에서의 세포의 생활력이 24시간동안 간접법에 의해 평가되었다. 대조군과 비교할 때 모든 군에서 세포 생활력이 98% 이상 유지되

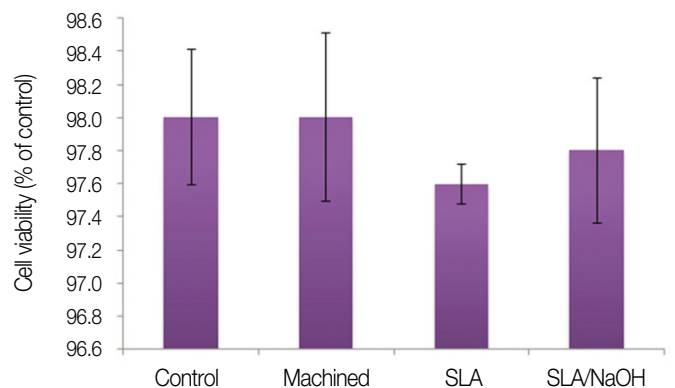


Fig. 4. Cytotoxicity test of machined group, SLA group and SLA/NaOH group against osteoblasts (MG-63 cells).

었다. 모든 군들은 MG-63 세포에 대해 세포독성을 가지지 않았다. 또한 대부분의 MG-63 세포는 machined 군, SLA 군 그리고 SLA/NaOH 군에서 배양 24시간 후 살아있었다(Fig. 5).

(2) 세포 부착 평가

모든 시편에 부착된 MG-63 세포의 세포 형태 및 세포 골격을 confocal laser scanning microscope로 관찰하였다(Fig. 6). 이 이미지

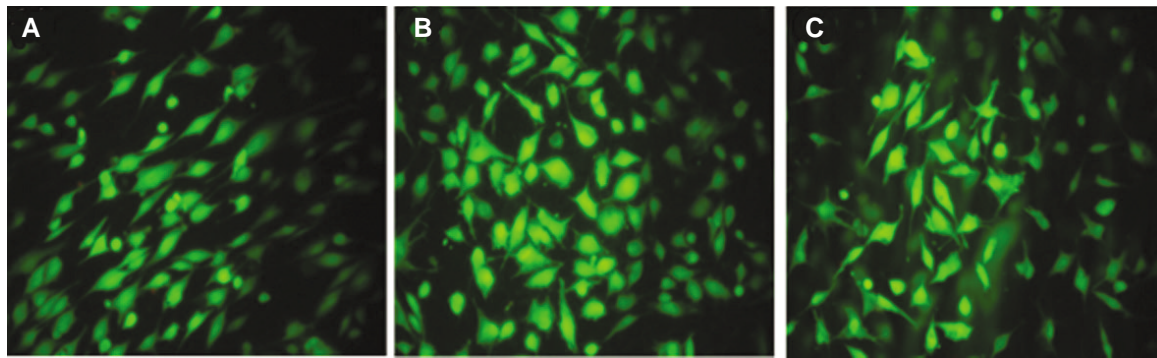


Fig. 5. Live/dead assay for machined group, SLA group and SLA/NaOH group against osteoblasts (MG-63 cells).

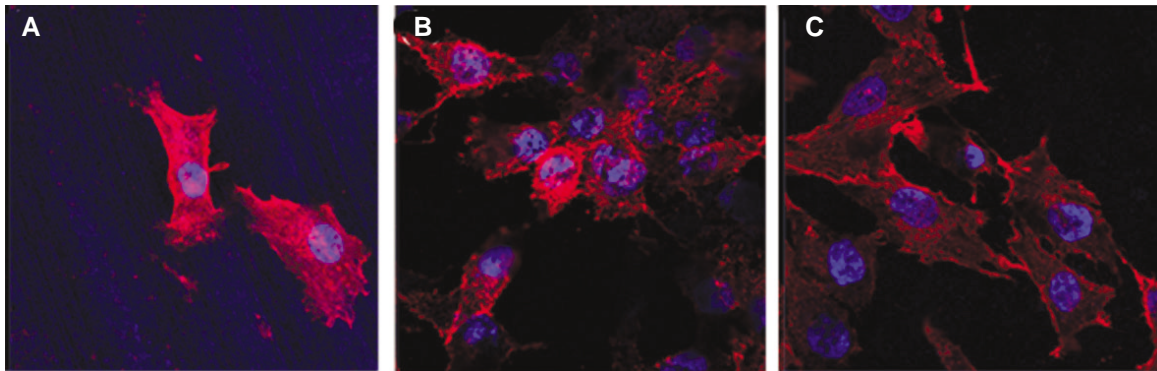


Fig. 6. Cells adhesion and spread of MG-63 cells on machined group, SLA group and SLA/NaOH group after 1 day.

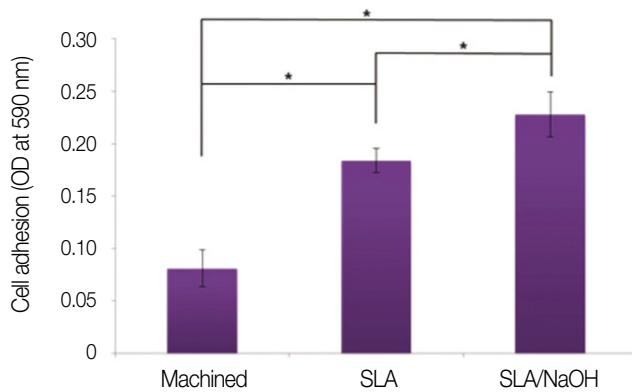


Fig. 7. Cells adhesion of MG-63 cells on machined group, SLA group and SLA/NaOH group after 3 h.

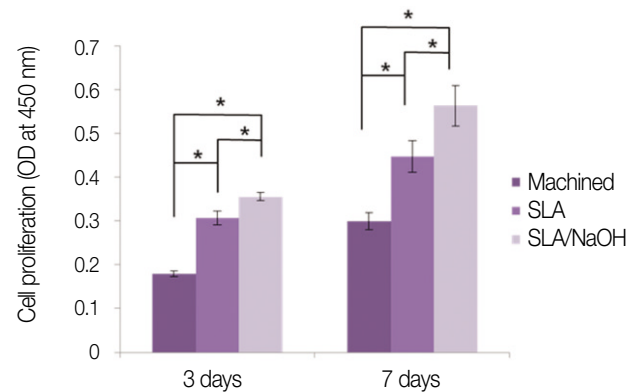


Fig. 8. Cell proliferation of osteoblast-like cells (MG-63 cells) grown on machined group, SLA group and SLA/NaOH group after day 3, and day 7.

들은 SLA 군과 SLA/NaOH 군에서의 MG-63 세포가 machined 군에서 보다 더 많이 부착되어있고 넓게 퍼져있다는 것을 보여준다.

Crystal violet assay를 통한 세포 부착 평가에서도 Fig. 7과 같이 SLA/NaOH 군에서 가장 높은 부착 정도를 보였고($P<.05$), Machined 군과 SLA 군에서도 표면 거칠기가 높은 SLA군에서 더 높은 세포 부착정도를 확인할 수 있었다($P<.05$).

(3) 세포 증식

3일 그리고 7일에 각 군에서 MG-63 세포의 증식을 평가하였다(Fig. 8). 배양 7일까지 모든 군에서 MG-63 세포의 증식이 점차 증가하였다. 모든 군에서 3일과 7일에 세포의 증식에서 유의할 만한 차이가 보였고 SLA/NaOH 군에서 가장 높은 세포 증식을 보였다.

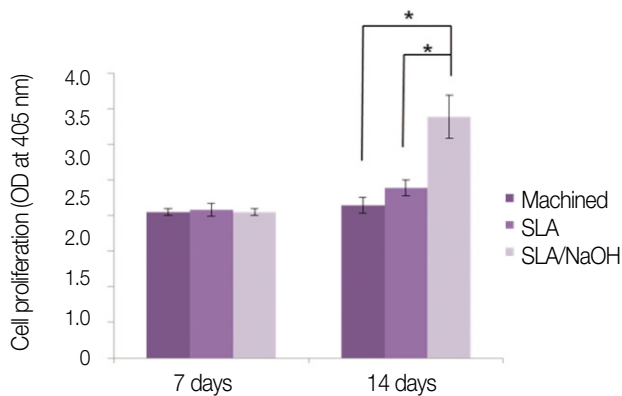


Fig. 9. ALP activity of osteoblast-like cells (MG-63 cells) cultured on machined group, SLA group and SLA/NaOH group after 7 and 14 day.

(4) ALP 활성

골모유사세포의 초기 분화를 평가하기 위해, 7일과 14일에 ALP 활성도를 평가하였다. Fig. 9에서처럼, 7일에서는 세 군 사이에 차이가 없었다. 하지만 14일에는 SLA/NaOH 군이 유의성 있는 증대를 보였다($P < .05$). 하지만 SLA 군과 machined 군 사이에는 기간별 유의성을 관찰할 수 없었다($P > .05$).

고찰

임플란트가 상실된 치아를 대신하여 기능과 심미를 회복하기 위해서는 임플란트가 섬유성 결합조직의 개재 없이 골조직과 직접 접촉하여 임상적으로 움직임이 없는 골유착을 이루어야 한다. Albrektsson 등⁷은 골유착을 얻기 위해서는 임플란트의 재질, 디자인, 표면처리방법, 골의 상태, 수술기법, 그리고 임플란트의 부하조건 등이 중요하다고 하였다.

임플란트의 표면 거칠기를 변화시켜 표면적을 증가시키거나 임플란트 표면의 물리화학적 성질을 개선하여 티타늄의 생체 활성도를 증진시켜, 임플란트 매식 직후 골과 임플란트 사이에 더 나은 기계적 안정성을 얻고,^{19,33,34} 혈병을 더 잘 유지할 수 있는 표면 형태를 제공하며,³⁵ 세포의 부착과 성장에 영향을 주어 골 치유를 촉진시키는 방법들이 제시되고 있다.³⁶ 이 중 알칼리와 열처리를 통한 표면처리 방법으로 쉽고 저렴하게 티타늄의 생체 활성도를 증진시킬 수 있다고 보고되고 있다. Kokubo 등²³의 연구에 따르면 티타늄 금속은 얇고 화학적으로 안정한 TiO_2 층으로 둘러 쌓여 있다. 이 TiO_2 층이 NaOH 용액과 반응하여 나트륨 티탄산염 겔(sodium titanate gel)을 형성하는데, 이 겔 층은 적절한 열처리를 통해 무정형의 나트륨 티탄산염 층으로 안정화된다. 이 나트륨 티탄산염 층은 생체에서 표면의 Na^+ 이온과 주위의 조직액에서의 H_3O^+ 이온의 교환을 통해 표면에 많은 Ti-OH 그룹을 형성한다. NaOH 처리와 열처리한 티타늄을 유사체액(SBF: simulated body fluid)에 침적시키면 Ca^{2+}

이온과 결합하여 무정형의 칼슘 티탄산염(calcium titanate)을 형성하고, 골과 유사한 아파타이트(bone-like apatite)로 전환된다고 보고하였다. 그리고 이 골과 유사한 아파타이트층에서 세포의 ALP 활성이 증가되고 골과 직접적으로 결합한다고 보고하였다.¹⁰

본 연구를 통하여 기존에 상용화되고 있는 SLA 표면에 NaOH를 처리함으로써 높은 친수성 표면을 만들고 이러한 방법으로 만들어진 친수성 표면이 골모유사세포의 증식, 부착 및 분화에 어떤 영향을 미치는지 알아보고자 하였다. Machined surface (control group), SLA surface (SLA group), SLA에 NaOH 처리한 표면(SLA/NaOH group)의 각 시편을 제조하여 친수성을 극대화한 SLA/NaOH 군의 표면 특성을 평가하기 위해 표면성분(XPS), 표면 거칠기, 표면 접촉각 등을 평가하였다.

표면성분 분석에서 Kokubo 등²³은 NaOH 처리와 열처리의 결과로 표면층에서 아무런 처리도 하지 않은 티타늄 보다 나트륨과 산소가 증가하고 티타늄의 비율이 감소하였다고 보고하였고, SBF에 침지하는 시간이 증가할수록 빠르게 Na^+ 을 방출하고 Ti-OH 를 형성하면서 산소의 비율이 증가한다 하였다. 본 실험에서는 Machined 군과 비교하여 SLA/NaOH 군은 산소와 티타늄의 비율이 감소하였고 탄소함량은 증가하였다. 산소와 티타늄 비율의 감소는 임플란트 표면의 산화막이 감소하고 나트륨 티탄산염이 형성된 결과로 생각되고 탄소의 증가는 임플란트 표면처리 과정에서 높은 압력과 상승된 온도로 인해 대기중에 존재하는 다량의 탄소가 표면에 흡착되었기 때문인 것으로 생각된다. Kokubo 등²³의 실험 결과와의 차이를 보이는 것은 표면 개질 방법의 차이로 기인된 것이라 생각된다. 이번 연구에서는 NaOH 처리 후 열처리를 시행하지 않았으며 NaOH 처리 시간도 1시간으로 24시간을 처리한 이전 연구보다 짧았다. 이번 연구에서는 NaOH 처리를 통해 표면 형상 개질을 하고자 한 것이 아니라 단순히 친수성 표면만 만들고자 하였기에 그 처리시간을 최소화하였다.

Wennerberg 등³⁷은 표면 거칠기 측정시 optical profiling instrument만이 나사 형태의 임플란트 디자인을 적절히 평가할 수 있는 유일한 방법이라고 하였다. 임플란트 표면에 직접 측정팁을 접촉시켜 표면 거칠기를 측정하는 mechanical contact profilometer를 사용시 임플란트 표면이 손상될 뿐 아니라, 좁고 깊은 틈에는 측정팁의 적용이 제한되므로 정확한 거칠기 값을 측정할 수 없다. 따라서 본 실험에서는 실험 시편을 제작한 후 표면 거칠기를 측정하기 위해 비접촉식 3차원 측정기(Non-Contact 3D Video Measuring Machine, Video Check IP600, Werth Messtechnik GmbH, Giessen, Hesse, Germany)를 이용하였다. 또한 주사전자현미경 사진을 비교하여 표면처리에 따른 표면 구조의 현미경적 변화를 관찰하였다. SLA 군에서 $2.570 \pm 0.182 \mu\text{m}$ 그리고 SLA/NaOH 군에서 $2.114 \pm 0.216 \mu\text{m}$ 의 Ra 값을 보였다. SLA 처리 후 NaOH 처리를 함으로써 18%가량의 거칠기 감소를 보였다. 마찬가지로 SLA 군과 SLA/NaOH 군은 주사전자현미경 상에서 큰 차이를 보이지 않았으나 SLA/NaOH 군에서 거친 면

의 peak가 SLA 군보다 더 둥근 형태를 보여 NaOH에 의한 부식을 관찰할 수 있었다.

표면의 젖음성은 표면 에너지에 크게 의존하며, 임플란트 표면과 생물학적 환경 사이의 상호작용을 개선시킨다.³⁸ MacDonald 등³⁹과 Rupp 등⁴⁰은 임플란트의 젖음성이 좋으면 골유착이 유리하다고 하였다. 임플란트는 식립 후 초기에 조직액과 반응하여 임플란트 표면에서 fibronectin 같은 세포 부착 단백질의 흡착이 일어난다. 거친 표면을 갖고 표면에너지가 높은 임플란트는 초기 단백질 흡착이 더 많이 일어나고 결과적으로 골모세포들의 부착을 증가시키기 때문에 골유착에 유리하다. 하지만 비슷한 거칠기를 가지는 표면 구조라도 표면 에너지에 의해서 초기 흡착량에 많은 차이가 나타난다. 이런 흡착량은 정적 접촉각 측정 방법인 Sessile drop method로 측정 가능하다. 본 연구의 결과에서 SLA 표면에 NaOH 처리를 통해 얻은 SLA/NaOH 군은 완전한 친수성 표면이 되었음을 알 수 있었고, 접촉각을 구하긴 하였지만 그 측정이 어려울 정도로 표면 전체로 물이 퍼져 정확한 측정은 불가능 하였다.

본 연구에서는 Machined surface (대조군), SLA surface (SLA 군), SLA에 NaOH 처리한 표면(SLA/NaOH 군)의 각 시편을 디스크 형태로 제작하여 골모유사세포의 반응을 알아보았다. 쥐 유래 MG-63 세포는 골모세포의 특성을 가지고 있다. 이 세포들은 티타늄 표면과의 반응에서 골 형성 기능을 연구하기 위한 대표적인 세포 배양 모델로 간주된다. 하지만 MG-63 세포의 증식이나 ALP 활성도는 골 형성 기능 연구에 적합하지는 않다.⁴¹ 본 연구에서는 표면에 따른 세포 반응을 평가하고자 하였고 골 형성 기능 연구는 아니었으므로 MG-63 세포를 채택하였다.

더 높은 임플란트 표면 에너지는 젖음성 때문에 표면에 더 많은 세포들이 결합함으로써 세포 부착을 향상시킨다고 보고 하였다.²⁵ Lai 등⁴²은 SLA와 표면 에너지를 극대화한 modSLA에서의 세포 부착율은 1시간과 3시간에만 통계학적으로 유의미한 차이가 있다고 보고되었다. 이것은 세포 부착이 초기 3시간 안에 표면 에너지와 관계가 있다는 것을 의미한다. 표면 젖음성은 표면 에너지에 의존하고 임플란트의 표면과 생물학적 환경과의 관계를 향상시키고, 따라서 세포의 부착, 세포의 분화, 기질 형성과 광화에 영향을 미친다.²⁴

본 실험의 결과를 보면 SLA 군과 SLA/NaOH 군에서 Machined 군에서보다 MG-63 세포가 더 많이 부착되어있고 넓게 퍼져있다는 것을 보여준다. SLA 군과 SLA/NaOH 군에서 MG-63 세포의 형태는 다각형의 형태를 가지고 있으며, 두 군 간의 차이는 별로 없어 보인다. 이것은 세포의 형태가 표면 에너지 보다는 표면 형태에 더 많이 영향을 받기 때문이다.⁴² Machined 군의 경우 납작한 세포의 형태를 가지고 있다.

세포 부착 평가에서 SLA/NaOH 군에서 가장 높은 부착 정도를 보였고, 이것은 표면 에너지가 높고 친수성인 표면에서 세포 부착이 더 잘 이루어짐을 의미한다. Machined 군과 SLA 군에서도 표면 거칠기가 높은 SLA 군에서 더 높은 세포 부착 정도를 확인할 수 있었다. 이것은 큰 입자(250 - 500 μm)를 분사하여

macro-roughness를 부여하고 산부식(HCl/H₂SO₄)에 의해 micro-roughness를 부여한 SLA는 중등도의 표면 거칠기(moderately rough surface, Sa 1.0 - 2.0 μm)를 가지고 있어 골 반응에 적합한 거칠기를 가진 것으로 생각된다.

본 실험에서 배양 7일까지 모든 군에서 MG-63 세포의 증식이 점차 증가하였다. 모든 군에서 3, 7일에 세포의 증식에서 유의할 만한 차이가 보였고 SLA/NaOH 군에서 가장 높은 세포증식을 보였다. 골모세포의 초기 분화를 평가하기 위한 ALP 활성도 평가에서 7일에서는 세 군 사이에 차이가 없지만, 14일에는 SLA/NaOH 군이 유의성 있는 증대를 보였다($P < .05$). 하지만 SLA 군과 machined 군 사이에는 시간별 유의성을 관찰할 수 없었다($P > .05$).

결론

친수성 표면이 골유착에 긍정적이라는 연구들이 많이 있어 왔으나 기존의 SLA 표면에 NaOH 염기 처리를 통한 수화 방식에 대해 연구된 바는 거의 없었다. 본 연구를 통하여 이런 수화 방식을 통해 SLA 표면을 변형시킴으로서 세포의 부착, 증식 및 분화를 더욱 촉진시켜 임플란트의 골유착을 증진시킬 수 있는 가능성을 확인하였으며 향후 이와 같은 표면을 개발하는 기초자료로 활용할 수 있으리라 사료된다.

References

1. Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg 1969;3:81-100.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 1981;10:387-416.
3. Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. Clin Oral Implants Res 1996;7:329-36.
4. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Lindén U, Bergström C, van Steenberghe D. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. Int J Oral Maxillofac Implants 1999;14:639-45.
5. Brocard D, Barthet P, Baysse E, Duffort JF, Eller P, Justum P, Marin P, Oscaby F, Simonet T, Benqué E, Brunel G. A multicenter report on 1,022 consecutively placed ITI implants: a 7-year longitudinal study. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:691-700.
6. Jemt T, Johansson J. Implant treatment in the edentulous maxilla: a 15-year follow-up study on 76 consecutive patients provided with fixed prostheses. Clin Implant Dent Relat Res 2006;8:61-9.
7. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. Acta Orthop

- Scand 1981;52:155-70.
8. Hutton JE, Heath MR, Chai JY, Harnett J, Jemt T, Johns RB, McKenna S, McNamara DC, van Steenberghe D, Taylor R, et al. Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:33-42.
 9. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62:2-4.
 10. Sullivan DY, Sherwood RL, Mai TN. Preliminary results of a multicenter study evaluating a chemically enhanced surface for machined commercially pure titanium implants. *J Prosthet Dent* 1997;78:379-86.
 11. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater* 2007;23:844-54.
 12. Lee YJ, Lee BU, Kim YS. Current studies of implant surface treatment - in perspective of bone healing mechanism. *Implantology* 2003;12:12-29.
 13. Urban RM, Jacobs JJ, Tomlinson MJ, Gavrilovic J, Black J, Peoc'h M. Dissemination of wear particles to the liver, spleen, and abdominal lymph nodes of patients with hip or knee replacement. *J Bone Joint Surg Am* 2000;82:457-76.
 14. Song HJ. Advanced surface modification techniques for enhancing osseointegration of titanium implant. *J Korean Dent Assoc* 2010;48:97-105.
 15. Sanz A, Oyarzun A, Farias D, Diaz I. Experimental study of bone response to a new surface treatment of endosseous titanium implants. *Implant Dent* 2001;10:126-31.
 16. Piattelli M, Scarano A, Paolantonio M, Iezzi G, Petrone G, Piattelli A. Bone response to machined and resorbable blast material titanium implants: an experimental study in rabbits. *J Oral Implantol* 2002;28:2-8.
 17. Lee HJ, Song KY, Yoon TH. Effect of different surface treatments to increase biocompatibility of dental implant. *J Korean Acad Prosthodont* 2006;44:594-605.
 18. Buser D, Broggini N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran DL, Hoffmann B, Lussi A, Steinemann SG. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res* 2004;83:529-33.
 19. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991;25:889-902.
 20. Bornstein MM, Schmid B, Belser UC, Lussi A, Buser D. Early loading of non-submerged titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface. 5-year results of a prospective study in partially edentulous patients. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:631-8.
 21. Sul YT, Johansson CB, Albrektsson T. Oxidized titanium screws coated with calcium ions and their performance in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:625-34.
 22. Sul YT, Johansson CB, Jeong Y, Röser K, Wennerberg A, Albrektsson T. Oxidized implants and their influence on the bone response. *J Mater Sci Mater Med* 2001;12:1025-31.
 23. Kokubo T, Kim HM, Kawashita M, Nakamura T. Bioactive metals: preparation and properties. *J Mater Sci Mater Med* 2004;15:99-107.
 24. Kilpadi DV, Lemons JE. Surface energy characterization of unalloyed titanium implants. *J Biomed Mater Res* 1994;28:1419-25.
 25. MacDonald DE, Deo N, Markovic B, Stranick M, Somasundaran P. Adsorption and dissolution behavior of human plasma fibronectin on thermally and chemically modified titanium dioxide particles. *Biomaterials* 2002;23:1269-79.
 26. Rupp F, Scheideler L, Rehbein D, Axmann D, Geis-Gerstorfer J. Roughness induced dynamic changes of wettability of acid etched titanium implant modifications. *Biomaterials* 2004;25:1429-38.
 27. Lim YJ, Oshida Y, Andres CJ, Barco MT. Surface characterizations of variously treated titanium materials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:333-42.
 28. Yanagisawa I, Sakuma H, Shimura M, Wakamatsu Y, Yanagisawa S, Sairenji E. Effects of "wettability" of biomaterials on culture cells. *J Oral Implantol* 1989;15:168-77.
 29. Smith DC, Pilliar RM, Chenecky R. Dental implant materials. I. Some effects of preparative procedures on surface topography. *J Biomed Mater Res* 1991;25:1045-68.
 30. MacDonald DE, Rapuano BE, Deo N, Stranick M, Somasundaran P, Boskey AL. Thermal and chemical modification of titanium-aluminum-vanadium implant materials: effects on surface properties, glycoprotein adsorption, and MG63 cell attachment. *Biomaterials* 2004;25:3135-46.
 31. Rupp F, Scheideler L, Olshanska N, de Wild M, Wieland M, Geis-Gerstorfer J. Enhancing surface free energy and hydrophilicity through chemical modification of microstructured titanium implant surfaces. *J Biomed Mater Res A* 2006;76:323-34.
 32. Kim C, Kendall MR, Miller MA, Long CL, Larson PR, Humphrey MB, Madden AS, Tas AC. Comparison of titanium soaked in 5 M NaOH or 5 M KOH solutions. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2013;33:327-339.
 33. Gotfredsen K, Wennerberg A, Johansson C, Skovgaard LT, Hjørting-Hansen E. Anchorage of TiO₂-blasted, HA-coated, and machined implants: an experimental study with rabbits. *J Biomed Mater Res* 1995;29:1223-31.
 34. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:24-30.
 35. Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ* 2003;67:932-49.
 36. Brett PM, Harle J, Salih V, Mihoc R, Olsen I, Jones FH, Tonetti M. Roughness response genes in osteoblasts. *Bone* 2004;35:124-33.
 37. Wennerberg A, Albrektsson T, Ulrich H, Krol JJ. An optical three-dimensional technique for topographical descriptions of surgical implants. *J Biomed Eng* 1992;14:412-8.
 38. Kilpadi DV, Lemons JE. Surface energy characterization of unalloyed titanium implants. *J Biomed Mater Res* 1994;28:1419-25.
 39. MacDonald DE, Deo N, Markovic B, Stranick M, Somasundaran P. Adsorption and dissolution behavior of human plasma fibronectin

- on thermally and chemically modified titanium dioxide particles. *Biomaterials* 2002;23:1269-79.
40. Rupp F, Scheideler L, Rehbein D, Axmann D, Geis-Gerstorfer J. Roughness induced dynamic changes of wettability of acid etched titanium implant modifications. *Biomaterials* 2004;25:1429-38.
 41. Clover J, Gowen M. Are MG-63 and HOS TE85 human osteosarcoma cell lines representative models of the osteoblastic phenotype? *Bone* 1994;15:585-91.
 42. Lai HC, Zhuang LF, Liu X, Wieland M, Zhang ZY, Zhang ZY. The influence of surface energy on early adherent events of osteoblast on titanium substrates. *J Biomed Mater Res A* 2010;93:289-96.

염기처리한 SLA 표면이 표면 특성 및 골모유사세포의 반응에 미치는 영향

박진철^{1a} · 김주현^{2a} · 강은숙³ · 류재준^{4*} · 허중보^{2*}

¹고려대학교 임상치의학대학원 심미보철과, ²부산대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실,

³인제대학교 해운대백병원 보철과, ⁴고려대학교 안암병원 치과보철과

목적: 기존의 SLA 표면을 높은 친수성을 가지는 표면으로 개질하고자 NaOH에 침적하는 방법이 SLA 표면 형상 및 특성에 어떤 영향을 미치는지 알아보고, 골모유사세포의 증식, 부착 및 분화에 어떤 영향을 미치는지 알아보고자 계획되었다.

재료 및 방법: Machined surface (대조군), SLA surface (SLA 군), SLA에 NaOH 처리한 표면(SLA/NaOH 군)의 각 시편을 제조하고 친수성을 극대화한 SLA/NaOH 군의 표면 특성을 평가하기 위해 표면성분(XPS), 표면 거칠기, 표면 접촉각 등을 평가하였다. 그 이후 MG-63 세포 배양 후 이번 실험에서 만든 표면들이 세포독성을 가지는지를 평가하고, WST assay를 통하여 세포 증식, F-actin 염색을 통하여 세포의 부착형태를 관찰하였다. 이 후 ALP assay를 통하여 세포 분화를 평가하였다. 각 군간 통계측정을 위해 ANOVA 후 다중비교를 하였다($P<.05$).

결과: SLA/NaOH 군의 접촉각은 5.59 ± 1.13 도였다. 모든 군들은 MG-63 세포에 대해 세포독성을 가지지 않았다. 세포 부착 평가에서 SLA/NaOH 군에서 가장 높은 부착 정도를 보였고($P<.05$), Machined 군과 SLA 군에서도 표면 거칠기가 높은 SLA군에서 더 높은 세포 부착정도를 확인할 수 있었다($P<.05$). 배양 7일까지 모든 군에서 MG-63 세포의 증식이 점차 증가하였다. 모든 군에서 3일과 7일에 세포의 증식에서 유의할 만한 차이가 보였고, SLA/NaOH 군에서 가장 높은 세포증식을 보였다. ALP 활성도는 7일에서는 세 군 사이에 차이가 없었다. 하지만 14일에는 SLA/NaOH 군이 유의성 있는 증대를 보였다($P<.05$).

결론: 본 연구를 통하여 NaOH를 처리하는 수화방식을 통해 SLA 표면을 변형시킴으로서 세포의 부착, 증식 및 분화를 촉진시켜 임플란트의 골유착을 증진시킬 수 있는 가능성을 확인하였다. (*대한치과보철학회지* 2014;52:211-21)

주요단어: SLA 표면; 수산화나트륨; 친수성; MG-63 세포; 세포배양

*교신저자: 류재준

136-705 서울시 성북구 안암동 5가, 고려대학교 안암병원 치과 보철과

02-920-5423: e-mail, koprosth@unitel.co.kr

*교신저자: 허중보

626-870 경남 양산시 물금읍 범어리 부산대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실

055-360-5130: e-mail, neoplasia96@hanmail.net

원고접수일: 2014년 6월 2일 / 원고최종수정일: 2014년 6월 30일 / 원고채택일: 2014년 7월 1일

© 2014 대한치과보철학회

© 이 글은 크리에이티브 커먼즈 코리아 저작자표시-비영리 3.0 대한민국 라이선스에 따라 이용할 수 있습니다.

*두 저자는 본 연구에 동일한 기여를 하였음.