

치과 임플란트 스크루 풀림토크 개선용 DLC 박막 코팅에 관한 연구

A Study on the DLC Film Coating for Improving Loosening Torque of Dental Implant Screw

정운조* · 조재철*
(Woon-Jo Jeong · Jae-Cheol Cho)

Abstract - In this paper, we studied coatings of the DLC thin film for improving loosening torque of dental implant screw. We used a filtered arc ion plating process which can realize the most dense DLC layer by coating the DLC thin film on the surface of the dental abutment screw. It showed both hardness comparable to diamond and low friction coefficient similar to graphite, and to improve the loosening phenomenon by increasing the screw tightening force

Cr/CrN, Ti/TiN or Ti/TiN/Cr/CrN buffer layers were deposited for 5 to 10 minutes to improve the adhesion of the DLC thin film to the surface of the Ti (Gr.5), and then the DLC thin film was coated for about 15 minutes. As a result, the Cr/CrN buffer layer exhibited the highest hardness of 29.7 GPa, the adhesion of 18.62N on average, and a very low coefficient of friction of less than 0.2 as a whole.

And we measured loosening torque after one million times with masticatory movement simulator. As a result, the values of the coated screw loosening torque were clearly higher than those of the uncoated screw. From this, it was found that the DLC coating was effective methods improving the loosening torque. In addition, it was confirmed that the cytotoxicity test and cell adhesion test showed high biocompatibility.

Key Words : DLC, Loosening torque, Implant, Abutment screw, Filtered arc ion plating

1. 서론

현재 치과용 임플란트에는 비강도가 높고 조직 적합성이 우수한 Ti 및 Ti 합금이 널리 사용되고 있으나, 장기간의 임상 연구를 통해 아직도 많은 생물학적, 생역학적 실패가 보고되고 있다 [1-3]. 이중 생역학적으로 발생하는 가장 흔한 문제는 각 구성 요소를 연결하는 스크루 풀림 현상으로 다양한 임플란트 보철물에서 나타나지만 주로 구치부 단일 임플란트 보철물에서 자주 발생하고 있다[4-6].

치과 임플란트 부품인 Fixture와 Abutment를 체결하고 있는 Abutment screw는 장기간 사용에 따른 누적된 치아의 하중에 의해서 종종 스크루 풀림 현상이 발생되는데, 보고에 따르면 스크루의 풀림 확률은 약 20~30[%]로 알려져 있다[7-8]. 스크루 풀림의 가장 근본적인 원인은 스크루를 조일 때 발생하는 스크루 내부의 인장력인 전하중 (Preload)의 상실이라 할 수 있는데, 스크루를 조일 때 최초에 가해진 조임력의 90[%]는 마찰력을 극복하는데 사용되고 나머지 10[%]만이 전하중으로 작용하게 된다.

따라서 Abutment screw 표면에 마찰력을 낮출 수 있는 코팅을 하게 되면, 더욱 많은 조임력이 전하중으로 전환될 수 있고, 스크루 풀림 현상을 개선할 수 있다.

최근 이러한 마찰계수를 감소시키려는 노력으로 윤활제 (lubricant)의 적용이 시작되었으며, 그 중 현재 가장 널리 사용되는 것으로 스크루 표면에 순금을 도금한 3i사의 Goldtite와 테프론을 코팅한 Steriass사의 Torqtite가 있는데, 이들 코팅물질은 내마모성 및 전단강도가 낮아 임플란트 고정체 스크루 표면과 지대주 스크루 표면으로부터 유리된 금속이온이나 마모된 입자들이 풀림과 조임을 반복할 때 표면을 거칠게 함으로써 마찰저항을 증가시켜 조임에 문제가 있는 것으로 나타나고 있다[9].

이를 개선하기 위해서는 내마모성이 우수하여 반복적인 조임과

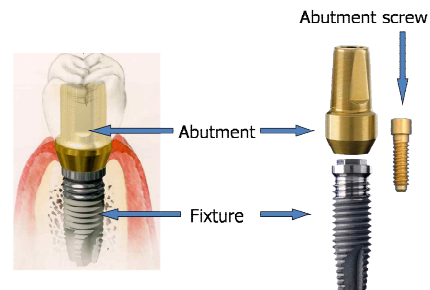


그림 1 치과용 임플란트에 대한 모식도

Fig. 1 A schematic diagram of a dental implant

* Corresponding Author : Dept. of Electrical Engineering,
DongShin University, Korea.
E-mail: jccho@dsu.ac.kr

* Dept. of Information Telecommunications, Chosun College of
Science & Technology, Korea.

Received : July 2, 2018; Accepted : September 11, 2018

폴립의 효과를 높일 수 있는 동시에 마찰저항을 최소화할 수 있는 코팅법이 필요하며, 현존하는 코팅 물질 중에서 다이아몬드에 육박하는 높은 경도와 낮은 마찰계수를 나타내는 다이아몬드상 카본(Diamond Like Carbon, DLC)박막을 적용할 수 있을 것이라고 판단된다.

따라서 본 논문은 가장 치밀한 DLC 층을 구현할 수 있는 Filtered Vacuum Arc 법과 매우 뛰어난 부착력을 얻을 수 있는 Ion Plating 법의 장점을 모두 갖는 Filtered Arc Ion Plating (Iysis, I60F4, 한국) 공정을 사용하여 치과용 Abutment Screw 표면에 다이아몬드에 필적하는 경도와 더불어 흑연과 유사한 저마찰계수를 모두 나타내는 DLC 박막을 코팅함으로써 스크루 조임력을 증대시켜 폴립현상을 개선시킬 뿐만 아니라 생체적합성 여부를 분석하고자 하였다.

2. 실험방법 및 장비

DLC 박막 코팅시 사용한 기판은 치과용 Abutment screw와 같은 재질인 의료용 티타늄 합금(Grade5, ELI)을 사용하였는데, DLC 박막은 탄소가 함유되어 있는 물질, 예를 들어 텅스텐 카바이드(WC)와 같은 재질에는 곧바로 쉽게 코팅될 수 있는 반면 티타늄이나 SUS 등과 같은 탄소가 함유되어 있지 않은 재질에는 직접 코팅이 어렵다.

따라서 티타늄 합금 표면에 DLC 코팅을 하기 위해서는 버퍼층을 형성하여야 하는데, 본 연구에서는 버퍼층을 3가지(Cr/CrN, Ti/TiN, Ti/TiN/Cr/CrN)로 달리하여 코팅하였으며 이때 버퍼층의 두께는 약 100[nm] 두께로 하였다. 이후 DLC 박막을 약 100[nm] 두께로 다시 코팅하여 제반 물성 및 생역학적 특성을 고찰하였다. 그림 2는 사용한 Filtered AIP DLC 코팅 장비이며, 타겟 표면을 arc 열로 녹여낸 다음 2 set의 전자석으로 구성된 filtering system을 사용하여 거대입자가 최대한으로 제거된 DLC 박막을 형성하였다. 각종 버퍼층과 DLC박막을 형성하기 위한 공정조건은 표 1, 표 2와 같다.

또한 기판 표면의 세척 정도는 박막의 성장과 부착력에 큰 영향을 끼치기 때문에 완벽하게 표면 불순물을 제거하기 위해 Ti(Gr.5) 기판을 실온에서 약 10[min]동안 HNO₃에 담근 후 deionized water로 세척하고 다시 NaOH에 1일 정도 담갔다가



그림 2 Filtered AIP 시스템

Fig. 2 Filtered Arc Ion Plating System

표 1 버퍼층 형성 공정조건

Table 1 Process conditions of buffer layer

Buffer layer	Process Temp. [°C]	Arc Power [A]	Gas flow [sccm]	Pressure [mTorr]	Time [min]
Cr, Ti	350	60	200 (Ar)	10	5
CrN, TiN	350	60	200 (N ₂)	7.5	5

표 2 DLC 박막 공정조건

Table 2 Process conditions of DLC thin film

Process	Parameter		Ar gas flow [sccm]	Pressure [Torr]	Time [min]
	Bias voltage [V]	Arc current [A]			
Etching	-600	-	25	9×10^{-5}	5
DLC	-90~-150	40	-	9×10^{-5}	15

deionized water로 세척한 뒤 acetone과 ethanol을 이용한 표면 세척 후 마지막으로 초음파 세척기로 60[°C] 온도에서 30[min] 세척하였다. 그리고 잔존하는 표면 불순물 및 산화층을 제거하기 위해 시스템에 장착된 Ion gun을 이용하여 Ar gas의 이온화 후 Ar 이온의 가속(10[kV]~30[kV]) 공정을 사용하여 추가 건식 세정을 하였다.

3. 결과 및 고찰

3.1. SEM 분석

그림 3은 기판 재료인 Ti(Gr.5) 표면에 DLC 박막의 부착력을

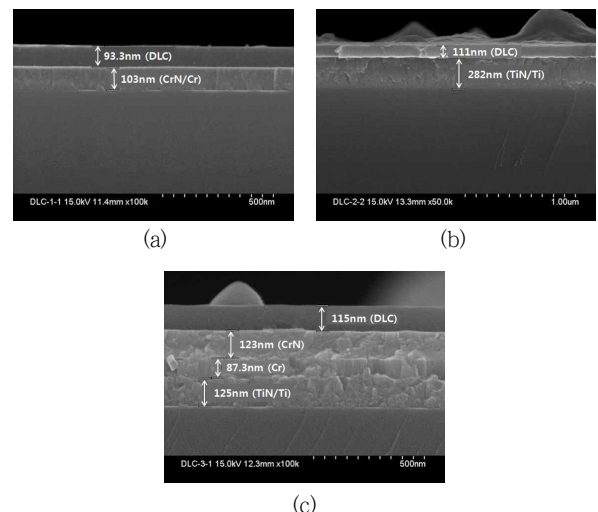
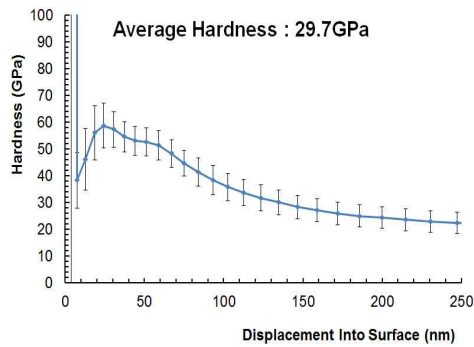
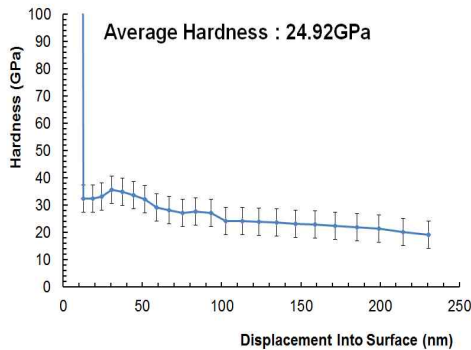


그림 3 버퍼층 및 DLC 박막 단면 SEM 사진 (a) Cr/CrN/DLC (b) Ti/TiN/DLC (c) Ti/TiN/Cr/CrN/DLC

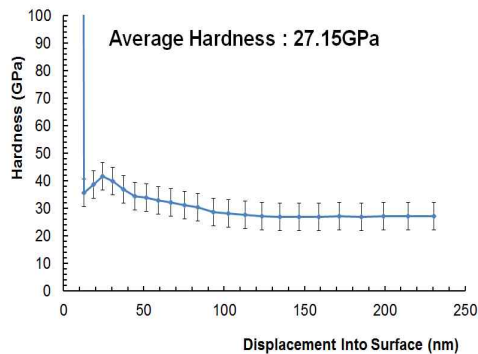
Fig. 3 SEM image of buffer layer and DLC thin film (a) Cr/CrN/DLC (b) Ti/TiN/DLC (c) Ti/TiN/Cr/CrN/DLC



(a)



(b)



(c)

그림 4 DLC 박막의 경도 분석 (a) Cr/CrN/DLC (b) Ti/TiN/DLC (c) Ti/TiN/Cr/CrN/DLC

Fig. 4 Hardness analysis of DLC thin films (a) Cr/CrN/DLC (b) Ti/TiN/DLC (c) Ti/TiN/Cr/CrN/DLC

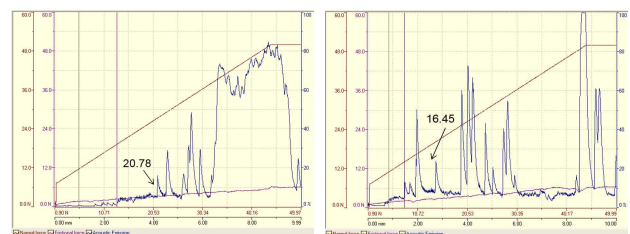
향상시키기 위해 Cr/CrN, Ti/TiN 그리고 Ti/TiN/Cr/CrN 버퍼층을 각각 5~10[min] 동안 증착한 후 DLC 박막을 약 15[min] 동안 코팅한 전자현미경 단면 사진이다. DLC 박막은 세 종류의 버퍼층에 대하여 동일하게 100[nm] 내외의 두께를 나타내고 있어서, 공정에 사용된 세 종류의 버퍼층은 DLC 박막을 Ti(Gr.5) 표면에 부착시키는데 양호한 특성을 가지고 있으며 가능한 두께가 얇은 코팅층이 치과용 임플란트 스크루에 유용할 것으로 판단되지만 코팅층의 기계적 특성도 고려하여야 할 것으로 보인다.

3.2. 경도 분석

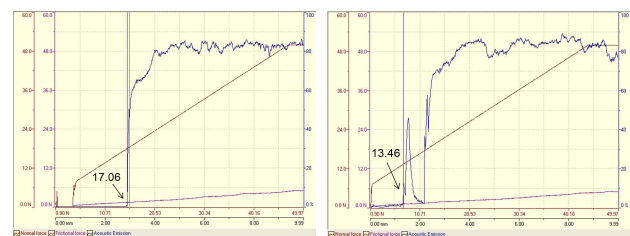
제작된 각각의 버퍼층에 대한 DLC 박막의 경도측정에는 Nano Indenter(MTS XP, MTS Systems Co., USA)를 이용하였으며, CSM모드를 사용하였다. 이때 압자의 표면 접근 속도(surface approach velocity)는 10[nm/s], 압자 깊이(depth limit)는 기관의 영향을 최소화하기 위하여 100[nm]~120[nm]의 범위로 설정하여 측정된 경도값의 변화를 그림 4에 나타내었다. 그림 4에서 경도값은 Cr/CrN/DLC 버퍼층에서 29.7[GPa], Ti/TiN/DLC 버퍼층에서 24.9[GPa], Ti/TiN/Cr/CrN/DLC 코팅층에서 27.2[GPa]으로 Cr/CrN 버퍼층을 사용한 경우가 가장 높은 값을 나타내었으나 종류별로 큰 차이는 나타나지 않았다.

3.3. 부착력 측정

치과 임플란트 시술에 사용되는 스크루는 수차례 조임과 풀림을 반복하게 되는데, 이 때 DLC 박막의 부착력이 약하면 탈락된 입자들이 스크루 표면을 거칠게 함으로서 마찰저항을 증가시켜 조임에 문제가 발생하게 된다. 따라서 DLC 박막의 부착력은 중요한 척도가 되며, 본 연구에서는 예리한 텅스텐 팁을 사용하여 하중을 증가시키면서 박막 표면에 흠집을 내면서 발생하는 표면탄성파를 측정하여 박막의 탈락 순간을 측정하는 Scratch Tester (REVETEST-RST, Swiss)를 사용하여 부착력을 측정하였다. 일반적으로 박막에서는 경도가 높을수록 강한 부착력을 나타내는 경향이 있어서, 세 종류의 버퍼층 중에서 경도가 높은 Cr/CrN과 Ti/TiN/Cr/CrN의 부착력을 그림 5에 나타내었다. 이 때 Scratch Tester의 시험조건은 1[N]~50[N]으로 하중을 증가시켰고, 텅스텐 팁은 반경 200[μm]를 사용하였으며, 스캔 거리는



(a)



(b)

그림 5 DLC 박막의 부착력 분석 (a) Cr/CrN/DLC (b) Ti/TiN/Cr/CrN/DLC

Fig. 5 Adhesion force test of DLC Thin Film (a) Cr/CrN/DLC (b) Ti/TiN/Cr/CrN/DLC

10[mm]이었다. 각각 2회 반복 측정한 결과 Cr/CrN 버퍼층의 경우 평균 18.62[N], Ti/TiN/Cr/CrN 버퍼층의 경우 평균 15.26[N]의 부착력을 나타내었으며 이는 스크루의 조임과 풀림에는 거의 영향을 받지 않을 것으로 판단된다.

3.4. 마찰계수 측정

증착된 DLC 박막의 마찰력 시험을 하였는데 측정장비는 PIN-ON-DISK TRIBO TEST(Surface Profiler)이며 시험 방법은 수직하중 20[N], SUJ2 6.3[mm] Ball, 선속도 200[mm/s], 거리 200[m]로 하여 측정하였고 그 결과를 그림 6에 나타내었다. 마찰계수는 3가지 종류의 버퍼층에서 경도와 부착력이 가장 높은 Cr/CrN에 대하여 4회 반복 측정하였고, 0.2 이하의 대단히 낮은 마찰계수 값을 보였다.

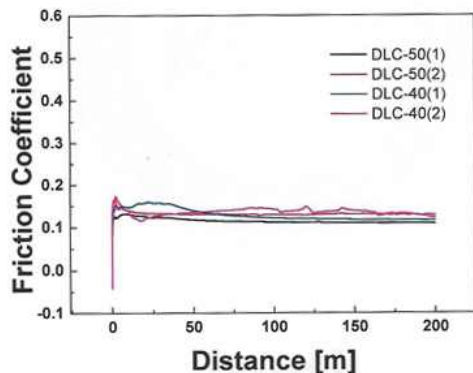


그림 6 DLC 박막의 마찰계수 측정

Fig. 6 Frictional coefficient Measurement of DLC thin film

3.5. 풀림토크 측정

풀림토크를 측정하기 위하여 실제 치과 임플란트 시술에 사용되는 스크루에 DLC 코팅이 이루어져야 하므로 테스트용 시편을 사용하여 선정된 최적 공정조건을 적용한 버퍼층과 DLC 박막을 코팅하였다. 그림 7(a)는 임플란트용 스크루가 지그에 장착된 사진이고, (b)는 DLC 코팅 전후의 스크루를 비교한 사진이다.

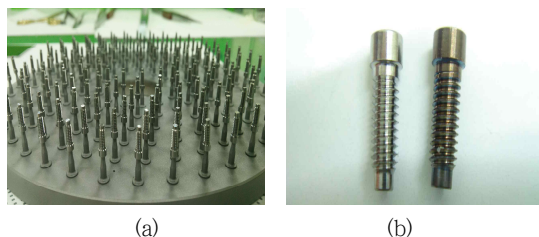


그림 7 치과 임플란트용 스크루 사진 (a) 지그에 장착된 스크루 (b) DLC 코팅 전(좌)과 후(우)의 스크루

Fig. 7 Images of dental implant screw (a) screw mounted on jig (b) screw before (left) and after(right) DLC coating

또한 실험군을 분류하기 위해서 DLC 코팅 전후의 스크루를 반복 하중 없이 풀림토크를 측정하기 위한 그룹 A와 그룹 B로 분류하였고, 실제 인체에 체결했을 경우의 반복되는 저작운동에 대한 테스트를 위해 모의 저작운동 시험기에서 100만회 반복하중을 시행할 시편으로 그룹 C와 그룹 D로 분류하여 총 4개의 그룹으로 나누어 표 3에 나타내었다.

표 3 풀림토크 측정용 실험군

Table 3 Test group for loosening torque measurement

	시편	Group
실험군	DLC 코팅 전 스크루	A
	DLC 코팅 스크루	B
	DLC 코팅 전 스크루, 반복하중 시행	C
	DLC 코팅 스크루, 반복하중 시행	D

조임토크는 그림 8(a)의 디지털 토크측정기 digital strain gauge(MGT12, MARK-10, Inc., USA)를 사용하여 4개 실험군 모두 치과에서 사용하는 조임 토크 값인 35[N·cm]로 체결하였으며, C, D 실험군의 반복 하중은 그림 8(b)의 저작운동 시험기 (Chewing simulator CS-4, SD Mechatronic GmbH, Germany)에 맞춤형 지그를 이용하여 90도 각도로 동일하게 위치 후 100[N], 1.67[Hz]로 1,000,000회 시행하였다.

이들 실험군 A, B, C, D에 대한 풀림토크는 그림 8(c)의 디지털

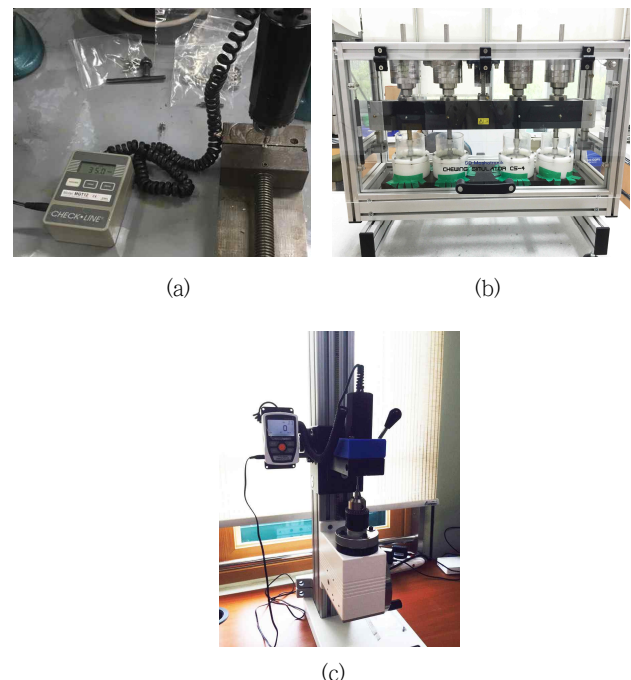


그림 8 (a) 조임토크 측정기 (b) 저작운동 시험기 (c) 풀림토크 측정기

Fig. 8 (a) Tightening torque meter (b) chewing simulator (c) loosening torque meter

털 토크 게이지(MTT03-100, MARK-10, Inc, USA)를 이용하여 측정하였다.

각 실험군마다 5회 반복 측정한 풀림토크 측정 결과를 표 4에 나타내었는데, 그룹 B > 그룹 A > 그룹 D > 그룹 C 순으로 그룹 B가 29.20[N·cm]로 가장 높게 나타났고, 그룹 C가 24.80[N·cm]로 가장 낮게 나타났다. 이러한 결과로부터 DLC 코팅된 스크루의 풀림토크 값이 코팅되지 않은 스크루의 풀림토크보다 높은 값을 나타내고 있어서 DLC 코팅이 풀림토크 개선에 효과가 있음을 알 수 있다.

표 4 풀림토크 측정 결과

Table 4 Loosening torque measurement results (단위:N·cm)

그룹	#1	#2	#3	#4	#5	평균
A	27	26	30	28	25	27.20
B	33	29	28	31	25	29.20
C	24	25	25	24	26	24.80
D	27	28	25	26	27	26.60

3.5. 세포독성 시험

DLC 코팅된 스크루의 체내 사용 시 주변세포들에 미치는 독성 유무를 확인하기 위하여 시편에 치은섬유아세포(L-929)를 24시간과 72시간 배양 후 세포부착 및 증식을 확인하고 독성 유무를 파악하였다. 대조군은 현재 임상으로 사용하고 있는 티타늄 시편을 사용하였고 실험군은 DLC 코팅을 한 티타늄을 사용하였다.

표 5 세포 독성시험에 사용된 시편

Table 5 The specimen used for the cytotoxicity test

그룹	시편	번호
대조군	티타늄	#1
실험군	DLC 코팅 티타늄	#2

세포의 독성여부를 확인하기 위해 24시간과 72시간 동안 치은섬유아세포(L-929)를 배양한 지름 15[mm], 높이 2[mm] 시편을 각각 3개씩 한 그룹 당 6개의 시편을 준비하였다. 모든 시편을 아세톤과 알코올, 1차 증류수에서 각각 30분간 초음파 세척을 한 후 가압하여 산화에틸렌가스 소독을 실시하였다.

세포부착 및 증식을 살펴보기 위하여, well plate에 각 그룹 당 3개의 시편을 넣은 후, 시편이 들어 있는 well에 치은섬유아세포를 1×10^5 [cells/cm²] 밀도로 분주한 다음, 배양액 500[μl]를 넣고, 37[°C], 5[%] 이산화탄소 배양기 내에서 각각 24시간, 72시간 동안 배양하였다. 세포를 배양한 후 EZ-Cytox(itsbio, Korea)를 1 well 당 30[μl]씩 정량하였고, 이들 세포를 37[°C], 5[%] 이산화탄소 배양기 내에서 20분 동안 반응시킨 후 well plate에 100[μl]씩 분주하여 흡광도 측정기(Microplate(ELISA) reader:ELx 800UV®, Bio-Tek Instrument. Inc, USA)를 이용하여 450[nm], 630[nm]에서 각 well의 흡광도를 측정하였다.

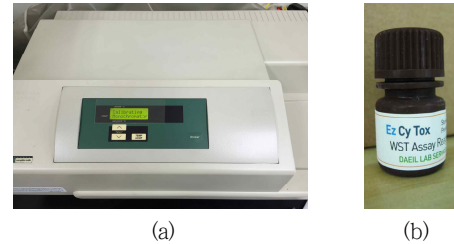


그림 9 (a) 흡광도 측정기 (b) EZ-Cytox

Fig. 9 (a) Absorbance meter (b)EZ-Cytox

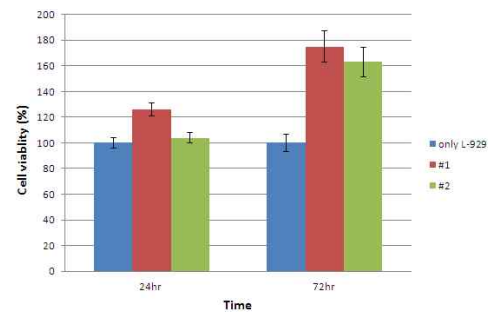


그림 10 세포독성 시험 결과

Fig. 10 Cytotoxicity test results

24시간과 72시간 세포배양 후 독성시험 분석결과, 시편별로 치은섬유아세포의 수는 티타늄(Ti)이 높았다. 그러나 통계분석 결과 DLC 코팅에 상관없이 세포의 수는 유의한 차이를 보이지 않았다. 또한, 코팅유무에 상관없이 세포배양기간이 24시간에서 72시간으로 시간이 경과할수록 세포의 흡광도는 증가하였으며, plastic plate에서 배양한 세포에 비해 대조군과 실험군 시편위에서 배양한 세포의 생존도(viability)가 100[%] 이상으로 나타나 세포독성이 없음을 확인하였다.

따라서 티타늄에 DLC 코팅은 현재 임상에서 사용 중인 티타늄(Ti)과 마찬가지로 높은 생체적합성을 가지고 있음을 확인하였다.

3.6. 세포부착 정도 및 형태 관찰

본 연구에서 제작된 DLC 박막의 생체적합성 여부를 판단하기 위해서 세포부착 시험을 하였는데, 시편은 코팅되지 않은 티타늄 시편(#1)과 DLC 코팅을 한 티타늄 시편(#2)으로 분류하였고, 시험 전 아세톤과 알코올, 1차 증류수에서 각각 30분간 초음파 세척을 한 후 가압하여 산화에틸렌가스 소독을 하였다. 그리고 well plate에 시편을 위치한 후, 치은섬유아세포를 1×10^5 [cells/cm²] 세포 밀도로 분주시키고, 37[°C], 5[%] 이산화탄소 배양기 내에서 24시간, 72시간 각각 배양하였다.

배양된 세포의 전자현미경 관찰을 위하여 시편을 2.5[%] glutaraldehyde에서 2시간 동안 고정한 다음 phosphate saline buffer(PBS)로 10[min]씩 2회 헹군 다음 40[%], 50[%], 60[%], 70[%], 80[%], 90[%] 에탄올에서 각각 15분 간격, 100[%] 에탄올에서는 10[min] 간격으로 3회에 걸쳐 탈수를 시행하였다.

탈수 후 37[°C], 5[%] 이산화탄소 배양기 내에서 시편을 건조하고, Ion sputter(EX-200®, Hitachi horiba, Japan)를 이용하여 1[min]간 백금 코팅한 후 주사전자현미경(S-4700®, Hitachi Horiba, Japan)을 이용하여 시편표면의 세포부착 정도 및 형태를 관찰하여 그림 11, 그림 12에 나타내었다.

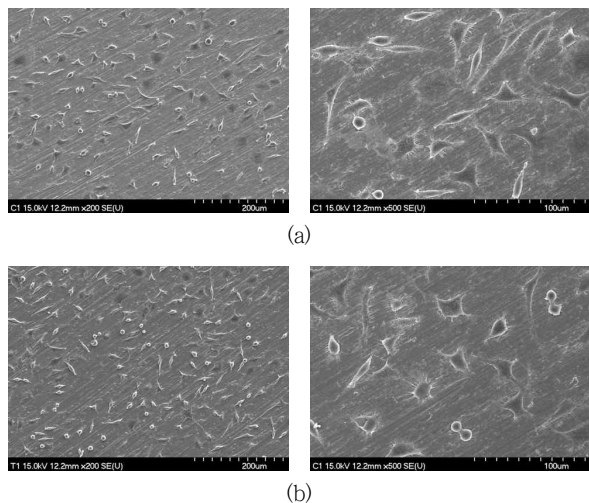


그림 11 24시간 경과 후 치은섬유아세포의 부착 (a) 코팅되지 않은 티타늄 시편(#1)(×200,×500) (b) DLC 코팅된 티타늄 시편(#2)(×200,×500)

Fig. 11 Adhesion of gingival fibroblasts after 24 hours (a) uncoated titanium specimen(#1)(×200,×500) (b) DLC coated titanium specimen(#2)(×200,×500)

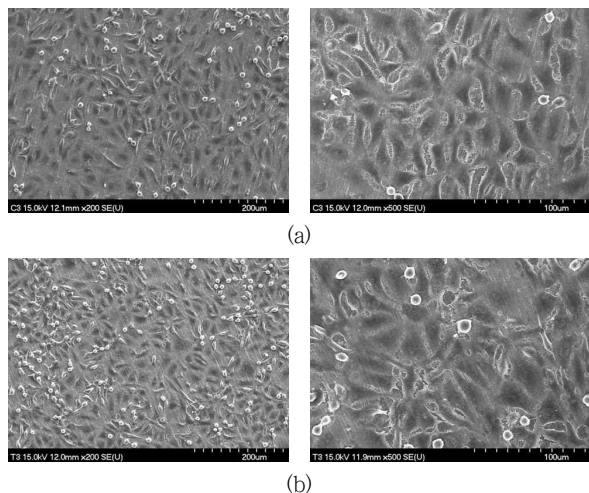


그림 12 72시간 경과 후 치은섬유아세포의 부착 (a) 코팅되지 않은 티타늄 시편(#1)(×200, ×500) (b) DLC 코팅된 티타늄 시편(#2)(×200, ×500)

Fig. 12 Adhesion of gingival fibroblasts after 72 hours (a) uncoated titanium specimen(#1)(×200, ×500) (b) DLC coated titanium specimen(#2)(×200, ×500)

그림으로부터 모든 시편 표면에서 치은섬유아세포들이 방추형으로 신장하고 편평하며 긴밀하게 부착되었으며, DLC 코팅을 한 티타늄 표면(#2)은 코팅되지 않은 티타늄 시편(#1)과 비슷한 정도의 세포증식을 보이고 있다. 또한 72시간 후 시험한 표면에서 세포들이 신장하여 세포 간 접촉을 하는 모습도 관찰되고 있다. 따라서 DLC 코팅은 티타늄의 치은섬유아세포 부착에 영향을 미치지 않으며 생체에 적합함을 확인할 수 있었다.

4. 결 론

본 연구에서 치과용 임플란트 스크루 표면에 Filtered AIP 공정을 이용하여 DLC 박막을 증착한 다음 폴림토크 개선 및 생체 적합성에 미치는 영향을 분석하여 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

1. 치과 임플란트용 스크루 재료와 동일한 Ti(Gr.5) 시편 표면에 DLC 박막의 부착력을 향상시키기 위해 Cr/CrN, Ti/TiN 혹은 Ti/TiN/Cr/CrN 버퍼층을 각각 5~10[min] 동안 증착한 후 DLC 박막을 약 15[min] 동안 코팅하였는데, Cr/CrN 버퍼층을 사용한 경우가 가장 높은 29.7[GPa]의 경도, 평균 18.62[N]의 부착력 그리고 전체적으로 0.2 이하의 대단히 낮은 마찰계수 값을 나타내어서 폴림토크 개선에 기여할 수 있음을 알 수 있었다.
2. 치과 임플란트 시술에 사용되는 스크루에 시편 제작과 동일한 DLC 코팅을 하였고, 모의 저작운동 시험기로 백만 회 저작운동 후의 폴림토크를 측정하였는데, DLC 코팅된 스크루의 폴림토크 값이 코팅되지 않은 스크루의 폴림토크보다 확실하게 높은 값을 나타내고 있어서 DLC 코팅이 폴림토크 개선 효과가 있음을 알 수 있었다.
3. 본 연구에서 제작된 DLC 코팅된 스크루가 인체에 사용 시 독성을 나타내는지 혹은 인체에 적합할지를 시험하기 위하여, 세포독성시험과 세포부착시험을 수행하였는데 DLC 코팅은 현재 임상에서 사용 중인 티타늄(Ti)과 마찬가지로 높은 생체적합성을 가지고 있음을 확인하였다.

감사의 글

본 연구는 2017년도 동신대학교 교내학술연구비 일부지원에 의해 연구되었습니다.

References

- [1] A. Khraisat, O. Abu-Hammad, N. Dar-Odeh, A.M.Al-Kayed, "Abutment Screw Loosening and Bending Resistance of External Hexagon Implant System after Lateral Cyclic Loading", *Clinical Implant Dentistry and*

Related Research, Vol. 6, Issue 3 (2004), pp. 157-164.

- [2] S. C. Kano, G. Bonfante, D. A. Curtis, "Effect of Casting Procedures on Screw Loosening in UCLA-Type Abutments", *Journal of Prosthodontics*, Vol. 15, Issue 2 (2006), pp. 77-81.
- [3] D. Bordin, P.G. Coelho, E.T.P. Bergamo, E.A. Bonfante, L.Witek, A.Cury, "The Effect of DLC-Coating Deposition Method on the Reliability and Mechanical Properties of Abutment's Screws", *Dental Materials*, Vol. 34, Issue 6, (2018), pp. e128-e137.
- [4] M.M. Olmedo, F.J.I. Godino, P.F. Liétor, F.A.C. Iglesias, "Corrosion and Fracture Analysis in Screws of Dental Implants Prostheses. New Coatings", *Engineering Failure Analysis*, Vol. 82, (2017), pp. 657-665.
- [5] Y.Xie, J.Zhou, Q.Wei, Z.M.Yu, Z.G.Tang, "Improving the Long-Term Stability of Ti6Al4V Abutment Screw by Coating Micro/Nano-Crystalline Diamond Films", *J. of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol. 63, (2016), pp. 174-182.
- [6] C.N. Elias, D.C. Figueira, P.R. Rios, "Influence of the Coating Material on the Loosing of Dental Implant Abutment Screw Joints", *Materials Science and Engineering C*, Vol. 26, Issue 8, (2006), pp. 1361-1366.
- [7] H.C. Choe, C.H. Lee, Y.H. Jeong, Y.M. Ko, M.K. Son, C.H.Chung, "Fatigue Fracture of Implant System Using TiN and WC Coated Abutment Screw", *Procedia Engineering*, Vol. 10 (2011), pp. 680-685.
- [8] D. Croccolo, M. De Agostinis, S. Fini, G. Olmi, "Tribological Properties of Bolts Depending on Different Screw Coatings and Lubrications: An Experimental Study", *Tribology International*, Vol. 107, (2017) pp. 199-205.
- [9] D. Kapsokalyvas, M. V. Hoof, S. Wigren, T. Chimhanda, H. J. Kuijpers, F. C. S. Rmaekers, R. J. Stokroos, M. A. M. J. Zandv-oort, "Investigating the Race for the Surface and Skin Integration in Clinically Retrieved Abutments with Two-Photon Microscopy", *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, Vol. 159 (2017), pp. 97-107.

저 자 소 개



정 윤 조 (Woon-Jo Jeong)

1987년 전남대 전기공학과 졸업. 1989년 동대학원 전기공학과 졸업(석사). 1996년 동대학원 전기공학과 졸업(박사). 현재 조선이공대학교 정보통신과 교수



조 재 철 (Jae-Cheol Cho)

1986년 전남대 전기공학과 졸업. 1995년 동대학원 전기공학과 졸업(박사). 현재 동신대학교 전기공학전공 교수