

# 골융합 촉진을 위한 Ti Gr4의 HA 코팅에 대한 물리적 특성과 생체안정성에 대한 융합적 연구

황갑운  
송원대학교 치위생학과 교수

## Convergence study of mechanical properties and biocompatibility of Ti Gr4 surface coated with HA using plasma spray for osseointegration

Gab-Woon Hwang  
Professor, Dept. of Dental Hygiene, Songwon University

**요약** Ti Gr4에 TPS 법을 이용하여 HA 코팅을 수행하여 코팅층에 대한 물리적특성 및 생체적합성을 판단하여 의료용 부품으로서의 활용성에 대한 평가를 하였다. 직경 25mm Ti Gr4 합금 시험편을 기계가공 후 #120, #400, #1,000 샌드페이퍼 및 바렐 연마로 표면을 연마를 하여 ASTM F1185-88로 HA 코팅은 한 후 HA 코팅층의 두께, 표면조도, 강도 및 접착력 측정 시험과 세포독성 시험을 하였다. Ti Gr4에 대한 HA 코팅 결정도는 75.51%, Ca/P 비는 1.67의 값을 얻을 수 있었다. HA 코팅층의 두께는 Ti 소재의 표면거칠기가 거칠수록 증가하고, 코팅의 강도 및 접착력은 시험장치의 지그 형상, 에폭시 성분, 크로스헤드 속도 등에 따라 변화가 있을 것으로 예측된다. 세포독성 시험은 Grade 3의 반응성으로 적합한 것으로 나타났다. 본 실험 결과 TPS에 의한 Ti Gr4 소재의 HA 코팅 두께 향상과 골융합을 촉진할 것으로 확인되어 인체삽입용으로 상용화가 가능할 것으로 판단된다.

**주제어** : 수산화인회석, 골유착, 골전도, 수화열처리, 생체유착, 융합

**Abstract** This study aimed to investigate the efficient conduct of HA coating on Ti Gr4 for the practical use of medical device. Ti Gr4 alloy specimens measuring  $\phi$  25mm x 1mm were sprayed with hydroxyapatite using thermal spray according to ASTM F1185-88. The surface was evaluated at #120, #400, #1,000 sandpaper and barrel finishing. Each coating properties was analyzed using SEM, UTS 20,000psi cap. and in vitro cytotoxicity. Surface morphology consists of well molten particles with very little resolidified or unmolten areas. The average Ca/P ratio is 1.74 which is in good agreement with theoretical value of 1.67. The average roughness Ra is very representative of roughness of specimen. The coatings are dense and well adhered to the substrate. The average bond strength was 61.74 MPa with a standard deviation of 4.06 which indicates fairly reliable results for ASTM 633 type tests. Variations in results from jig design, epoxy used, crosshead speeds etc. in vitro cytotoxicity result had a Grade 3. The results of the study are expected to be helpful in osseointegration and plasma-spray HA coated Ti Gr4 are more satisfactory in HA coating thickness elevation which is preferable to any other system.

**Key Words** : Hydroxyapatite(HA), Osseointegration, Osteoconduction, Heat treatment of hydration, Biointegration, Convergence

\*This study was supported by research fund from Songwon University 2021.(A2021-16).

\*Corresponding Author : Gab-Woon Hwang(gwhwang@songwon.ac.kr)

Received September 28, 2021

Revised November 1, 2021

Accepted December 20, 2021

Published December 28, 2021

## 1. 서론

산화막이 형성된 타이타늄 표면이 골과 단단하게 결합하는 골유착(osseointegration)에 의해 인체삽입용 임플란트는 골에 단단하게 결합하게 된다. 임플란트와 골이 좀 더 빨리 그리고 좀 더 단단하게 결합하기 위해서 골전도(osteoconduction)성이 있는 hydroxyapatite(HA)를 임플란트 표면에 코팅하는 시도가 진행되어 왔으며, 초기 HA를 임플란트에 코팅하는 과정에서 충분한 결합을 유지하지 못해 의도하지 않은 실망스러운 결과가 나온 적도 있었다[1-4].

HA 코팅 임플란트 중에는 코팅 기술이 미숙하여 임상적으로 문제가 발생한 임플란트가 존재하였으며, 강도와 접착력이 부족하여 제품에 대한 불신으로 이어지는 경우가 발생하였다. 또한 코팅의 질은 현재에도 제품마다 차이가 나고 있는 실정이다[5-15].

Wheeler SL[1]에 의하면 8년간 1,202개의 임플란트를 479명의 환자에게 시술하여 5종류의 임플란트 길이에 따른 생존율을 비교했을 때 보다 짧은 임플란트에서 HA 임플란트의 생존율이 titanium plasma-spray(TPS)보다 낮게 나타났다. 이들 실패의 원인은 골유착의 실패 또는 과도한 하중 부담에 기인한 것으로 보고되었다.

상악 부분결손 증례에 사용한 다공질 표면상태 치과용 임플란트의 동요도 평가[2]에 의하면 50명에게 151개의 다공질 표면상태 임플란트(endopore)를 식립하고 6개월, 1년 그리고 2년후 페리오테스트(perio-test) 값을 측정하였다. 측정 전에 각 임플란트의 상부구조를 철거하고 표준지대치(standard abutment)를 각 임플란트에 장착하고 20N의 힘으로 고정하여 페리오테스트 값을 측정한 결과 임플란트의 기능 기간과 임플란트의 폭경 및 페리오테스트 값 간에는 상관관계가 확인되었으나, 임플란트의 길이와 페리오 테스트 값은 상관관계를 볼 수 없는 결과를 얻었으며 연결보철 임플란트보다 단독 보철 임플란트가 더 양호한 결과를 얻었다.

HA 임플란트는 골전도능과 생체유착을 주요 특징이라 할 수 있으며 이를 이용하면 저 침습과 단기간에 효율적인 치료를 할 수 있으나, 장기적으로 볼 때 HA 임플란트는 코팅층이 벗겨지거나 흡수되어 임플란트와 골 사이에 공간이 생기며 이로 인해 기계적으로 불안정해져서 융합이 파괴되는 문제와 초기 골융합은 양호하지만 HA 임플란트는 감염되기 쉽고 일단 감염되면 pH는 산성으로 기울어 코팅층이 흡수되고 임플란트의 조기 탈락의 원인

이 된다고 보고되고 있다[3].

이와 같이 그동안 HA 임플란트에 대한 논의가 끊이지 않았고 여러 문헌에 긍정적인, 혹은 부정적인 결과들이 보고되어 왔으며, HA를 임플란트에 어떻게 고정하느냐에 따라서 같은 HA 임플란트라도 전혀 다른 결과가 나오는 것을 볼 때 코팅 기술은 아무리 강조해도 지나치지 않다[16].

HA 임플란트의 표면 코팅은 골의 개조(remodeling)에 의해 소실될 가능성이 있으나, 소실되더라도 10년간 25% 이하라는 보고를 생각하면 생체 내 장기간 생체 융합의 효과를 기대할 수 있다. HA 코팅 임플란트와 골 사이에 공간이 생겨 기계적으로 불안정해지고 융합이 불안정해지는 일은 없다. 만약 타이타늄이 노출되더라도 그 부위는 골융합이 된다는 연구결과가 보고되고 있다[5,18-20].

HA 코팅 임플란트는 장기적으로 안정된 상태를 유지하고 구강 내에서 기능을 하는 것으로 알려져 있으나, 코팅의 결정화율, 인산칼슘비 등 HA 코팅 제품의 기술에 따라 제품 간의 격차가 존재하는 것으로 알려져 있다[17].

HA 임플란트에 대해 부정적인 결과는 HA를 임플란트에 적절하게 코팅하지 못한 임플란트에서 나온 결과이며, 적절하게 코팅된 HA 임플란트라면 일반 타이타늄 임플란트보다 임상적으로 훨씬 더 좋은 결과를 보일 것으로 판단된다.

따라서 본 연구에서는 결정화율을 높일 수 있고, 코팅층의 기능을 원활히 수행하여 생체내 안정성을 높일 수 있는 것으로 보고된 TPS 방법을 이용하여 Ti Gr4에 HA 코팅을 수행하여 코팅층에 대한 물리적특성 및 생체 적합성을 판단하여 의료용 부품으로서의 활용성에 대한 평가를 하고자 한다.

## 2. 연구방법

### 2.1 Ti Gr4에 대한 HA 코팅

의료용으로 사용되고 있는 Ti Gr4의 물리적특성과 생물학적 안정성 향상을 위한 HA 코팅은 플라즈마 스프레이(plasma spray)법을 사용하였다. 플라즈마 스프레이는 Shimadzu XRD 6000을 이용하였으며, ASTM F1185-88 “Standard Specification for Composition of Ceramic Hydroxyapatite for Surgical Implants”의 기준으로 Table 1과 같이 코팅을 수행하였다.

**Table 1. HA coating parameters**

Source $\lambda$	Volts	Amps	Divergence slit(°)
CuK $\alpha$ 1.54	40	30mA	1.0
Scattering slit(°)	Receiving slit(°)	Speed (°/min)	Pitch(°)
1.0	0.30	1.0	0.02

**2.2 HA 코팅 두께 측정**

Ti Gr4 소재의 HA 코팅층의 두께를 측정하기 위하여 직경 25mm 시험편을 #120, #400, #1,000 샌드페이퍼 및 바렐 연마로 표면거칠기를 다르게 한 경우 4종의 시험편 각각 4개에 대해 Table 1의 방법으로 HA 코팅을 수행한 후 마운팅, 절단, 폴리싱의 순서로 시험 전처리를 수행하였으며, HA 코팅층의 취성으로 인하여 폴리싱 가공 중 두께층의 박리 현상을 방지하고자 시편을 겹쳐서 마운팅한 후 전처리를 수행하였다. Ti 소재와 마운팅 면 사이의 간격을 HA 코팅층으로 간주하였으며, SEM(HITACHI S-4800)을 이용하여 두께를 측정하였다. 두께 측정은 7점을 측정하여 최고, 최저값을 제외한 5 점에 대한 평균값으로 각 시험편의 코팅 두께를 산정하였다.

**2.3 HA 코팅층의 표면조도 측정**

HA 표면층의 두께 측정과 동일한 방법으로 HA 코팅을 수행한 후 Ti 소재의 코팅표면을 제조사 T&S GmbH, 제조사 POPPENHAUSEN의 모델명 Conturomatic T1 접촉식 조도형상측정기를 사용하여 측정하였으며, Ra 값으로 조도를 측정하였다. 표면조도는 일반적으로 Ra의 값을 활용하는 것이 타당한 것으로 판단되며, HA 코팅층의 표면거칠기는 각각 4종의 시험편에 대해 시료 수 5개에 대한 시험으로 측정하여 평균값을 선정하였다.

**2.4 HA 코팅층의 강도 및 접착력 시험**

Ti Gr4 소재에 대한 HA의 접착강도 시험은 3개의 25mm 원형 시험편의 한 면에 HA 코팅을 하고, 이 코팅을 loading fixture의 면에 접착하고 코팅면에 수직 방향으로 인장하중을 가하여 ASTM C633으로 접착 강도를 평가하였다. 인장시험은 E4의 요구사항을 준수 하는 하중 허용편차는 1.0% 미만인 시험기를 사용하였으며, 0.013~0.021 mm/sec 사이의 크로스헤드 (crosshead) 이송 속도로 파단 발생 전 최대 부하를 기록

하여 코팅층의 인장강도를 측정하였다.

**2.5 생체안정성 평가를 위한 세포독성 시험**

생체적합성(biocompatibility)시험은 세포독성 시험으로 진행하였으며, in vitro로 시험을 하였다. 시험 물질의 세포독성 유발 여부를 평가하기 위해 ISO 10993-5:2009 (Biological Evaluation of Medical Devices, Part 5: Tests for in vitro Cytotoxicity)의 규정에 의한 시험방법으로 시험을 실시하였으며, 시험에 사용된 검액은 10 % 혈청이 첨가된 MEM 배지를 이용하여 시험물질을 용출하는 방식으로 조제하였다. 이 용출액을 균일한 단층(confluent monolayer)을 형성한 3개의 쥐 섬유아세포(L-929 mouse fibroblast cells) 상으로 처리하였으며, 동시에 3개의 용매대조군(reagent control), 음성대조군(negative control) 및 양성대조군(positive control)도 처리하였다. 모든 세포는 (37 ± 1)°C, (5 ± 1)% CO<sub>2</sub> 상에서 48시간 배양하였고, 이후 현미경으로 각 세포의 형태적 변화와 용해를 관찰하고 생세포 수를 계수하였다.

**3. 연구결과**

**3.1 Ti Gr4에 대한 HA 코팅 결정률 및 Ca/P 비**

코팅 결정의 비율은 다음 식에 의해 계산되었으며, 결정도는 다음 식에 의해 Ti Gr4에 HA 표면처리를 수행한 후 코팅 결정의 비율을 계산해 본 결과 Table 2, Fig. 1 및 Fig. 2와 같이 75.51%의 코팅 결정도로 나타났으며, 이때 표면에서의 Ca/P 비율은 평균 1.67의 값을 얻을 수 있었다.

$$crystallinity = \frac{\sum A_c}{\sum A_c + \sum A_a}$$

여기서  $\sum A_c$  는 HA 최고점 결정선 영역의 전체 합,  $\sum A_a$ 는 28.9~34.2 2 $\theta$  사이의 비정형(amorphous) 영역의 합

**Table 2. Electronic data of HA surface composition**

Element	Net	unn. C [wt. %]	norm. C [wt. %]	Aton. C [at. %]
Oxygen	601	70.85	54.02	72.92
Calcium	4829	41.26	31.46	16.95
Phosphorus	2200	19.05	14.52	10.13

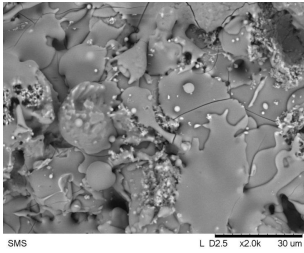


Fig. 1. HA coating surface morphology

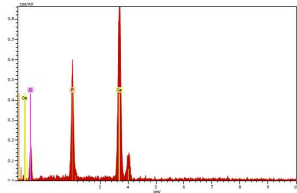


Fig 2. EDS spectrum of HA coating surface

### 3.2 HA 코팅층의 두께

SEM 측정에 사용한 각각의 시험편의 두께를 측정하여 최고, 최저값을 제외한 5점에 대한 평균값을 계산한 결과 Fig. 3 및 Table 3과 같이 #120 샌드페이퍼로 Ti 소재의 표면을 연마하여 HA 코팅한 후 두께를 측정된 결과 최대 18.98  $\mu\text{m}$ , 최소 5.54  $\mu\text{m}$ 의 측정결과를 얻을 수 있었으며, #400 샌드페이퍼로 연마한 경우에는 최대 12.28  $\mu\text{m}$ , 최소 4.68  $\mu\text{m}$ , #1,000 샌드페이퍼로 연마한 경우 최대 9.28  $\mu\text{m}$ , 최소 3.29  $\mu\text{m}$ , 바렐연마한 경우에는 최대 6.83  $\mu\text{m}$ , 최소 3.89  $\mu\text{m}$ 의 HA 코팅층 두께를 얻을 수 있었다. 이 시험 결과에서는 Ti 소재의 표면거칠기가 거칠수록 HA 코팅층의 두께가 증가하는 것을 알 수 있다.

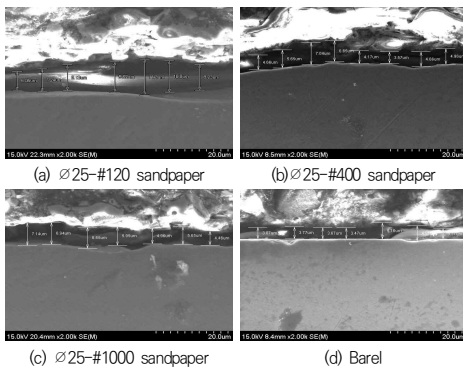


Fig 3. The result of HA coating thickness

Table 3. The result of HA coating thickness

Sample	∅25-#120 sandpaper		∅25-#400 sandpaper	
	coating thickness (average)( $\mu\text{m}$ )	#1	18.98	#1
	#2	6.19	#2	4.76
	#3	8.64	#3	5.16
	#4	5.54	#4	12.28
	∅25-#1000 sandpaper		Barel	
	#1	9.28	#1	4.80
	#2	6.29	#2	4.70
	#3	6.03	#3	3.89
	#4	3.29	#4	6.83

### 3.3 HA 코팅층의 표면조도

표면조도 측정방법에 의해 각 시료의 3부분을 표면 거칠기 시험기로 측정하여 평균값을 산출 한 결과 다음 Table 4와 같은 결과를 얻을 수 있었다.

Table 4. The test result of surface roughness

Sample	result(Ra)	average (Ra)	
∅25-#120 sandpaper	#1	6.81	6.864
	#2	7.39	
	#3	8.06	
	#4	5.89	
	#5	6.17	
∅25-#400 sandpaper	#1	6.72	6.720
	#2	6.58	
	#3	7.66	
	#4	6.26	
	#5	6.38	
∅25-#1000 sandpaper	#1	7.37	7.702
	#2	7.93	
	#3	8.63	
	#4	7.41	
	#5	7.17	
Barel	#1	6.36	6.848
	#2	7.90	
	#3	7.02	
	#4	6.45	
	#5	6.51	

### 3.4 HA 코팅의 강도 및 접착력

ASTM C633으로 코팅의 접착강도를 측정해 본 결과 Table 5와 같이 접착강도는 평균 61.74 MPa, 표준편차 4.06으로 나타났다.

**Table 5. Adhesion test result of Ti Gr4-HA coating interface**

Sample	Area (in <sup>2</sup> )	Load (lbs)	Tensile Strength (Mpa)	Failure Mode
# 1	0.776	6816	60.55	Adhesive
# 2	0.774	6556	58.41	Adhesive
# 3	0.776	7458	66.26	Adhesive

\*Adhesive Control : Area 0.995, load: 9547psi Strength 9594

### 3.5 세포독성 시험

ISO 10993-5:2009의 규정에 의한 시험방법으로 10 % 혈청이 첨가된 MEM 배지 4g / 20mL로 37°C에서 24 시간 동안 검액을 제조하여 ICR 마우스를 대상으로 검체의 급성 독성시험을 시행한 결과 투여 후 72시간 이내에 전신적 독성변화가 발견되지 않았다. 한국화학융합시험연구원에 의뢰한 세포독성 시험 결과(성적서번호 : MSK-001996)는 3등급(Grade 3-moderately cytotoxic)의 결과를 얻을 수 있었다.

### 4. 고찰

Ti Gr4에 대한 HA 코팅은 일반적으로 CVD, PVD 방법 등에 의해 이루어지고 있으나, 고경도 박막을 증착하기 위하여 박막증착 시 바이어스, 증착 온도, 나노층의 수, 반응가스 량 등 공정변수 제어를 통해 최적의 고경도 박막 증착 공정을 찾아야 하는 어려움이 있다. 또한 이러한 방법들은 고경도의 박막층을 얻기 위하여 나노미터 두께의 박막 코팅 위주로 개발되어 코팅층의 두께가 요구되고 다공성을 가지기 위한 골융합 소재의 코팅에 부적합한 측면이 존재한다. 의료용 부품에 적용하기 위하여 Ti Gr4 소재에 대한 HA 코팅의 물리적 성질 및 생체적합성 평가에 대한 연구를 통하여 Ti Gr4에 대한 HA 코팅층의 두께는 Ti 소재의 표면거칠기가 거칠수록 HA 코팅층의 두께가 증가하고 코팅층의 두께를 증가시키기 위해서는 소재의 표면을 거친 면으로 가공할 필요가 있으나, HA 코팅층의 표면거칠기는 코팅층 두께의 변화에 대한 유의미한 결과를 얻을 수 없었다. 이 결과는 코팅층의 표면거칠기는 HA 소재 성분과 코팅의 방법에 따라 다르게 나타날 것으로 판단할 수 있다.

코팅의 강도 및 접착력 평가에 따르면 본 실험의 결과는 타 연구논문에서 제시된 결과와 유사한 결과로서 시험 결과의 신뢰도 측면의 적정성은 확인할 수 있으나, 시험 장치의 지그 형상, 에폭시 성분, 크로스헤드 속도 등에

따라 변화가 있을 것으로 판단된다. HA 코팅 결정률 75.51%는 비정질 약 25%를 포함하고 있으나, 결정율의 비율이 비정질보다 상대적으로 높게 나타나 결정의 구조가 고차배열(highly ordered arrangement)로 형성되어 강성과 강도를 가진 구조를 가지게 된다. 또한 결정률의 향상은 기존의 HA 코팅의 단점으로 제시되어 온 코팅층 탈락으로부터 비교적 자유로운 구조로서 HA 코팅 임플란트와 골 사이의 공간이 생겨 기계적으로 불안정해지고 골융합이 파괴되는 현상을 방지할 수 있을 것으로 판단된다. 세포독성 시험에서 확보한 Grade 3의 결과는 반응성이 보통으로 세포층의 70 % 이하가 둥근 세포를 포함하거나 용해되며 세포층이 완전히 파괴되지는 않았지만 50% 이상의 성장 억제성이 있는 정도로서 인체에 사용할 수 있는 적합한 것으로 판단된다.

### 5. 결론

인체 삽입용 임플란트와 관련된 제조기술의 세계적인 추세는 시술의 성공률을 높일 수 있는 분야를 세분화하여 가공소재, 디자인 그리고 표면처리 방식 등 다양하게 연구되어 성공률을 극대화할 수 있는 방향으로 나아가고 있다. 전 세계적으로 약 96% 이상 임플란트 시술 성공률의 평균화가 이루어지고 있으나, 장기적인 예후를 위한 새로운 패러다임으로 임플란트 표면처리 기술이 발전하고 있으며 향후 임플란트의 발전 방향은 잔존골과의 친밀도를 높이는 방향으로 발전하고 있다. 이에 본 연구에서는 의료용 임플란트 소재로 사용되고 있는 Ti Gr4 소재의 HA 코팅 두께 향상과 골융합을 촉진 위한 TPS 방법을 수행해 본 결과 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

1. HA 코팅 결정률 비율이 코팅 제품의 품질을 결정하는 것으로서 95% 이상의 고강도와 고강성 구조의 코팅층을 형성하기 위해서는 코팅층의 결정률을 향상시킬 수 있는 열수가압처리 등이 필요할 것으로 판단된다.
2. Ti Gr4에 대한 HA 코팅층의 두께 증가는 모재의 표면거칠기에 의해 좌우되나 HA 코팅층의 표면거칠기는 소재 특성에 의존성이 있는 것으로 판단할 수 있다.
3. 코팅의 강도 및 접착력 평가에 의해 본 실험 결과의 신뢰성이 확보되었으며, 지그 형상, 에폭시 성분, 크로스헤드 속도 등에 따라 접착력 변화가 있을 것으로 판단되어 시험 조건 변화에 따른 추가 연구가 필요할 것으로 판단된다.
4. Ti Gr4의 모재에 HA 코팅 후 in vitro 세포독성

시험 결과에 의해 본 연구 결과는 인체에 사용할 수 있는 적합한 것으로 판단되며, TPS에 의한 HA 코팅은 기존의 CVD, PVD 등에 의한 HA 코팅에 비해 코팅 두께를 향상시킬 수 있어 Ti Gr4 소재의 HA 코팅 두께 향상과 골융합 촉진이 가능할 것으로 예측된다.

## REFERENCES

- [1] S. L. Wheeler. (1996). Eight-year clinical retrospective study of titanium plasma-sprayed and hydroxyapatite-coated cylinder implants. *Int. J. Oral Maxillofacial Implants*, 11(3), 340-350.
- [2] D. Deporter, R. Todescan & N. Tiley. (2002). Porous-surfaced implants in the partially edentulous maxilla: assessment for sunclinical mobility. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, 22(2), 184-192.
- [3] H. F. Morris S. Ochi & J. W. Olson. (2000). Periodontal-type measurements associated with hydroxyapatite-coated and non-HA-coated implants: uncovering to 36 months. *Ann Periodontol*, 5(1), 56-67.
- [4] P. T. Proussaefs, D. N. Takakis, J. Lozada, N. Caplanis & M. D. Rohre. (2000). Histologic evaluation of hydroxyapatite-coated root-form implant retrieved after 7 years in function: a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 15(3), 438-443.
- [5] P. Trisi, D. J. Keith & S. Rocco. (2005). Human histologic and histomorphometric analyses of hydroxyapatite-coated implants after 10 years of function: a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 20(1), 124-130.
- [6] Z. Artzi, G. Carmeli & A. Kozlovski. (2006). A distinguishable observation between survival and success rate outcome of hydroxyapatite-coated implants. *Clin Oral Implants Res.*, 17(1), 85-93.
- [7] S. Ochi, H. F. Morris & S. Winkler. (1994). The influence of implant type, material, coating, diameter, and length on periotest values at second stage surgery: DICRG interim report no. 4. *Dental Implant Clinical Research Group. Implant Dent.*, 3(3), 159-162.
- [8] K. Soballe, E. S. Hansen, H. Brockstedt-Rasmussen & C. Bunger. (1993). Hydroxyapatite coating converts fibrous tissues to bone around loaded implants. *J Bone Joint Surg Br.*, 75(2), 270-278.
- [9] D. Schwartz-Arad, O. Mardinger, L. Levin, A. Kozlovsky & A. Hirshberg. (2005). Marginal bone loss pattern around hydroxyapatite-coated versus commercially pure titanium implants after up to 12 years of follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 20(2), 238-244.
- [10] H. F. Morris & S. Ochi (1998). Hydroxyapatite-coated implants: a case for their use. *J Oral Maxillofac Surg*, 56(11), 1303-1311.
- [11] J. J. Lee, L. Rouhfar & O. R. Beirne. (2000). Survival of hydroxyapatite-coated implants: a meta-analytic review. *J Oral Maxillofac Surg*, 58(12), 1372-1379.
- [12] E. A. McGlumphy, L. J. Peterson, P. E. Larsen & M. K. Jeffcoat. (2003). Prospective study of 429 hydroxyapatite-coated cylindrical omniloc implants placed in 121 patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 18(1), 82-92.
- [13] P. Proussaefs, J. Lozada & M. Ojano. (2001). Histologic evaluation of threaded HA-coated root-form implants after 3.5 to 11 years of function: a report of three cases. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 21(1), 21-29.
- [14] K. A. Conner, R. Sabatini, B. L. Mealey, V. J. Takacs, M. P. Mills & D. L. Cochran. (2003). Guided bone regeneration around titanium plasma-sprayed, acid-etched, and hydroxyapatite-coated implants in the canine model. *J Periodnto*, 74(5), 658-668.
- [15] G. Stellino & L. Lande. (2002). A 6-year unloaded hydroxyapatite-coated dental implant placed into an extraction socket in conjunction with nonresorbable hydroxyapatite grafting material: histologic evaluation. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 22(6), 575-581.
- [16] R. I. M. Asri, W. S. W. Harun, M. A. Hassan, S. A. C. Ghani & Z. Buyong. (2016). A review of hydroxyapatite-based coating techniques: Sol-gel and electrochemical depositions on biocompatible metals. *J Mech Behav Biomed Mater*, 57, 95-108.
- [17] M. Łukaszewska-Kuska, P. Krawczyk, A. Martyła, W. Hędzerek & B. Dorocka-Bobkowska. (2018). Hydroxyapatite coating on titanium endosseous implants for improved osseointegration: Physical and chemical considerations. *Adv Clin Exp Med.*, 27(8), 1055-1059.
- [18] C. H. Fang et al. (2019). Biomimetic Synthesis of Nanocrystalline Hydroxyapatite Composites: Therapeutic Potential and Effects on Bone Regeneration. *Int J Mol Sci.*, v.20(23), 6002-6007. DOI : 10.3390/ijms20236002
- [19] E. Ambrożewicz, M. Muszyńska, G. Tokajuk, G. Gryniewicz, N. Żarković & E. Skrzydlewska.

(2019). Beneficial Effects of Vitamins K and D3 on Redox Balance of Human Osteoblasts Cultured with Hydroxyapatite-Based Biomaterials. *Cells, Apr; 8(4)*, 325-330.  
DOI : 10.3390/cells8040325

[20] D. Arcos & M. Vallet-Regí. (2020). Substituted hydroxyapatite coatings of bone implants. *Journal of Materials Chemistry B, 8(9)*, 1781-1800.  
DOI : 10.1039/c9tb02710f

황 갑 운(Gab-Woon Hwang)

[정회원]



- 1985년 2월 : 전남대학교 기계공학과 (공학사)
- 1994년 2월 : 전남대학교 기계공학과 (공학박사)
- 1998년 3월 ~ 현재 : 송원대학교 교수
- 관심분야 : 구조해석, 생체소재응용
- E-Mail : gwhwang@songwon.ac.kr