

# Carbon Materials for Biomedical System

Soo-Jin Park<sup>▲</sup>

Advanced Materials Division, Korea Research Institute of Chemical Technology, P.O. Box. 107, Yusong, Taejeon 305-600, Korea

<sup>▲</sup>e-mail: psjin@pado.kRICT.re.kr

(Received August 17, 2000; accepted August 28, 2000)

## 1. 서 론

탄소재료는 인류가 2000여년 전부터 사용해온 숯과 카본블랙과 같이 우리의 생활속에서 흔히 이용되는 매우 친숙한 재료임과 동시에, 현재에도 탄소섬유, 흑연봉, 나노튜브 등과 같이 새로운 기능 및 특성을 가진 재료로 개발되어져 오고 있는 첨단재료이기도 하다.

탄소재료의 주된 응용분야 중 하나는 복합재료이며, 우리 주위에서 많이 볼 수 있는 탄소재료를 이용한 복합재료로는 테니스 라켓, 낚시대, 골프채와 같은 스포츠 용품에서부터 방탄복, 로켓트 노즐, 브레이크 판의 패드(디스크 브레이크의 원반을 눌러 마찰에 의해 브레이크를 일으키는 부속품), 항공기 날개(예를 들어, 우주 왕복선의 앞부분과 주 날개의 전면부에 사용되는 탄소-탄소 복합재료), 주정거장에 사용되는 첨단 구조물 등이 있다.

탄소재료를 이용한 복합재료의 강화재로 많이 사용되는 탄소섬유는 그 기계적 특성이 우수하고 무게가 매우 가벼워 지금까지 사용되어 오던 다른 금속재료들을 대체하면서 점점 그 사용영역을 넓혀가고 있다. 특히, 탄소섬유 강화 복합재료는 일부의 생체의료(biomedical) 또는 조직공학(tissue engineering)에서도 인공치아, 히프 연결부위 등에 활용되고 있다. 이것은 탄소가 생체조직과 친화성이 우수한 특성을 가지고 있기 때문이며, 최근에는 뼈의 물리적 성질과 유사한 탄소 또는 탄소 복합재료를 이용하여 인공관절 시스템 소재로 응용하고 있다. 대퇴골, 경골과 같이 하중 지지대로 사용되는 인공 골수복재료의 경우, 초기에는 금속재료 또는 압축소결 방식으로 밀도를 높인 바이오 세라믹재료 등을 사용하였으나, 금속의 부식 문제와 세라믹재료가 가지는 약한 내충격성 문제로 인하여, 최근에는 탄소섬유를 보강시킨 복합재료가 개발되었다. 또한 기계적 강도가 뼈와 비슷한 탄소재료 등은 인공치아에도 응용되고 있다[1].

외부로부터의 손상이나 내부로부터의 질병의 원인에 의해 사람의 몸이 회복불능의 손상을 입게 되면, 고전적인 외과수술 방식에서는 일단 손상된 신체조직을 절제하고 나머지 신체기능만을 보존하여 그 사용기간을 연장하는 것이 일반적인 방법이다. 하지만 20세기 중반 이후, 각종 의료기기의 발달에 따라, 현대적 외과수술의 궁극적인 목표는 잃어버린 신체기능을 회복시키는 것까지 확대되었으며, 이와 함께 발달된 것이 이식수술로 알려져 있다. 여기서는 이식된 후 우리의 신체와 얼마나 잘 조화를 이루는가하는 생체적합성이 또한 요구되어지

기도 한다.

생체적합성은 크게 두 가지로 나눌 수 있는데, 그 하나는 혈액과 접촉할 경우 중요하게 요구되는 혈액적합성이고, 나머지 하나는 조직과 접하게 될 때 요구되는 것으로 주변조직의 손상없이 이식을 견디는 생체능력을 지닌 조직적합성이다. 특히 인간의 몸에 사용되는 생체의료용 재료는 이식 후 조직주위에서 조직과의 특이반응이 발생하지 말아야 하며 또한 우수한 접착성(또는 점착성)과 같은 역학적인 특성도 있어야 한다 [2].

이식된 재료가 생체에 적합하고 부작용이 없는가 하는 문제 해결 방법의 하나로, 탄소재료 사용에 대한 가능성에 대하여 관심이 점차로 커지고 있었다. 그러나 탄소재료가 생체 조건에 사용되기 위해서는, 다이아몬드를 닮은 압력하에서 합성시킬 수 있는 방법의 개발과 다이아몬드와 같은 탄소층(diamond-like carbon, DLC)을 가진 재료가 개발되어야만 했다. 결국 이식이 있어서 이러한 방법의 시도는 성공을 하였고, 이것의 개발로 인하여 인간의 몸에 존재할 수 있는 높은 생체적합성을 지닌 탄소를 이용한 새로운 생체재료가 나타났으며, 앞으로 더욱 활성화될 것이다[3].

이러한 이식재료의 연구는, 신체구조 내에서의 거동을 추적하고 분석하는 방법에 대한 관심의 증가에 따라, 자연적으로 생체적합성 탄소재료를 얼마나 효과적으로 요구되어지는 그 기계적 물성에 충족시키느냐 혹은 제조할 수 있는나와 직접 관련이 있다고 하겠다. 예를 들어, 치주염에 의한 뼈조직 내에서의 손실에 대한 재건과 이식주위 조직내에서의 특이반응을 일으키는 것을 방지하기 위해서, 잇몸과 뼈조직 사이를 차지하는 층 사이에 우수한 기계적 및 점착특성과 같은 복합재료의 기술이 요구된다[4].

지금까지 일반적으로 인체에 사용되는 생체재료로서 AISI 316 스테인레스 금속 위에 탄소를 적층 또는 코팅한 것이 의료계에 적용되고 있다. 이러한 탄소코팅에 대한 금속에의 좋은 접착력은 AES(Auger electron spectroscopy) 분석에 의해서 보고되어져 있다[2]. 이 보고에 의하면, 수천 Å의 표면 두께층을 구성하는 것은 비결정 탄소이고, 이 탄소필름은 금속내 포함된 carbide와의 높은 친화력을 바탕으로 상대적으로 두꺼운 금속층에 강하게 밀착된다.

본론에서는 생체에 사용되어 왔던 여러 기질 위에 생체적합한 탄소를 코팅하는 방법에 대하여 기술하며, 탄소를 통해서 우리 인체에 이식할 생체적합한 복합재료가 어떻게 적용되는지를 알아보려고 한다. 또한 탄소섬유 강화 고분자 기지

복합재료 및 탄소기지 복합재료가 사용에 관하여서 고찰하고자 한다.

## 2. 본 론

금속이나 고분자 재료 위에 DLC를 코팅하여 사용하게 되는데 그 방법은 다음과 같다.

### 2.1. RF PCVD method

RF PCVD(radio frequency plasma chemical vapor deposition)방법은 기질을 plasma의 방법에 의하여, 극도의 미세한 결정성 다이아몬드를 코팅하는 것이다. 특히, 탄소로 코팅된 금속으로 이루어진 AMHV(artificial mechanical heart valve)는 금속의 우수한 기계적인 특성과 탄소로 코팅된 탄소의 우수한 생체적합성을 가지고 있으며, X-radiography에 의해서 in vivo 흡수를 통하여 쉽게 측정할 수 있어서, 외과의사들이 선호하고 있다.

1980년에는 DLC(diamond-like carbon) titanic 합금과 stainless 강철로 만들어진 판 구조물에 코팅된 DLC를 PCVD의 방법에 의해서 제조되었으며, 그 결과, 제조된 복합재료의 물질의 마모저항, 부식저항 생체적합성이 탄소코팅되지 않은 금속 재료 보다 상당히 개선되었다. 따라서 DLC 필름으로 코팅된 완전한 비금속 물질 AMHV를 제조하는 것이 가능하였다. 하지만 이러한 DLC 필름은 때때로 기질로부터 벗겨지는 낮은 접착특성을 보이기도 하는데, 이것은 DLC 필름과 금속기질에 있어서의 큰 열팽창계수 차이때문으로 알려져 있다. 표면의 열응력을 완화하기 위해서 기질과 DLC의 열팽창계수의 차이를 감소시킬 필요가 있으며, 1980년 후반에 일본 연구가들에 의해서 FGM(functional gradient material), 즉, 관능기를 경사 배향에 따라 증가시키는 새로운 방법이 제안되기도 하였다[5].

전형적인 FGM은 한 계면에서 다른 계면까지 깊이에 따라서 특성들의 점진적인 변화를 가지는 연속적인 복합물이나 마이크로구조이고, 분명한 계면이 없어서 이론상 열응력을 크게 완화시킬 수 있다. 이러한 방법으로는 RF PCVD와 전자관 자

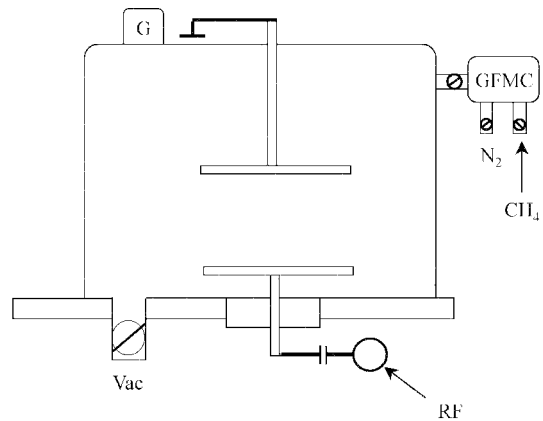


Fig. 2. Apparatus for amorphous carbon film synthesis by RF decomposition of methane method (RF: 27.12 MHz generator, FGMC: gas feeder with a microcomputer control, G: vacuum gauge, Vac.: vacuum unit).

극에 의한 방법으로 Fe-Si-SiC-DLC 시스템이 있다. 이것은 계면을 없애기 위한 방법으로 Fig. 1에 나타내었다. 본 그림에서 나타낸 바와 같이 탄소 원자 또는 분자가 기질의 깊은 곳까지 침투해 있고, 점차적으로 표면으로 갈수록 탄소 형성층이 두터워지면서 기질과 탄소층의 구분이 없어짐을 알 수 있다. 이것은 탄소 형성층을 증가시키기 위해서 소개된 ion 이식의 근원인 plasma와 ion beam을 통해서 가능하였으며, 탄소와 금속 titanium의 반응에서 이온이식과 탄소 형성층을 조절함으로써, 탄소를 기질 깊은 곳에서부터 표면까지 점차적으로 증가되도록 한다. 결국 기질층과 탄소 코팅층의 분명한 구분이 없어짐에 따라 열응력은 완화되고, 접착력은 크게 증가된다.

최근에는 이같은 많은 가능성을 보여준 탄소층 형성에 대한 특성이 전 세계적으로 많이 연구되고 있는데, 본 제조방법을 자세히 살펴보면, 기질은 plasma를 사용하는 방법에 의해서 탄소가 적층되고 미세한 DLC로 코팅된다. 이것은 RF(Radio Frequency) 전기장내에 상대적으로 높은 압력인 약 20~400 Pa에서 질소 또는 hydrocarbon을 가진 메탄을 매개로 plasma를 유도하는 방법이다. Fig. 2는 탄소층을 형성하기 위한 plasma

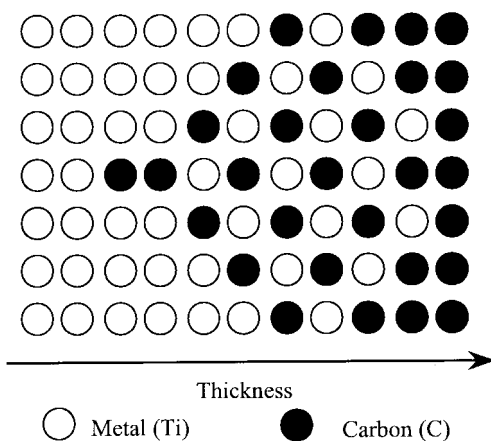


Fig. 1. Distribution of titanium and carbon in the gradient material.

Table 1. The growth conditions for the RF dense methane plasma CVD process

Substrates	AISI 316, Ti
Gas	Methanewith nitrogen
Pressure	100~200 Pa
RF generator	27.12 MHz, 2 kW
Negative self-bias	voltage of 600~1000 V
RF-powered electrode	

Table 2. Results of adhesion investigations of DLC manufactured on different metallic substrates

Substrate	Adhesion Force [N]
AISI 316L	68
Titanium	59
Vitalium	48

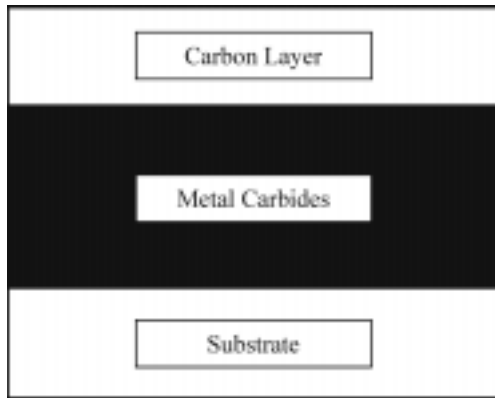


Fig. 3. A diagrammatic model of hard carbon coating onto titanium or chromium containing substrate (Metal carbides: CrC or TiC).

유도장치를 나타낸 것이다. 그리고 Table 1에는 RF dense PCVD 과정에 대한 한 조건을 나타낸 것이다. 이와 같은 방법으로 제조된 탄소는 경도가 우수하며 무정형이고 화학적으로 균일함과 동시에 Cr 또는 Ti를 포함한 금속과의 접착성이 매우 우수하다. Table 2는 음향시험(acoustic test)을 통해서 얻어진 DLC의 접착력에 대한 결과를 나타내며, 본 Table 2로부터 서로 다른 기질 금속 위에서 제조된 DLC의 접착력 조사에서 AISI 316L 표면위의 DCL 접착력이 상대적으로 가장 높음을 알 수가 있는데 결국 접착력은 단단한 기질일수록 접착력이 커서 DLC의 접착력이 커짐을 알 수 있다. Fig. 3은 RF PCVD 과정을 통해서 표면을 수천 Å의 두께의 탄소로 코팅한 단면이다. 그림의 제일 아래 부분이 기질부분이고 그 가운데층은 기질과 DLC의 혼합물이며 가장 윗 부분이 우리 인간의 몸과 직접 접촉하는 부분인 탄소 코팅층이다. 결국 이러한 과정을 통해서 생체 적합한 탄소를 제조하며 이를 이용하여 높은 기계적 강도를 가짐과 동시에 금속 부식을 방지할 수 있는 인공장기나 뼈 등을 제조하여 우리의 인체에 이식하게 된다.

### 2.2. VPAD method

VPAD(vacuum pulse arc deposition) 방법은 plasma원의 양극과 음극 중에 pulse arc의 대전 아래 코팅하는 물질을 증발시키는 것을 기본 원리로 하고 있다[6]. Table 3은 VPAD의 주된 parameter이고, Fig. 4는 이러한 탄소를 코팅하는 개략도이다. VPAD carbon 필름은 전체 기질의 온도가 80°C 이하이어야 하고 침적 비율은 20~30 nm/min이고 기질은 회전되며 필름의 두께는 1 μm까지 가능하지만 회전시에는 어떤 치우침도 없도록 조절해야 한다.

Table 3. The growth conditions for the VPAD method

Substrates	AISI 316L, Ti
Electrode (starting material)	high purity graphite
Pressure	$10^{-3}$ ~ $10^{-4}$ Pa
Pulsed discharge power	5~10 J
Duration of impulse	50~2500 μs
Repetition rate of impulse	0.1~50 Hz
The average deposition rate	5~20 nm·mm <sup>-1</sup>

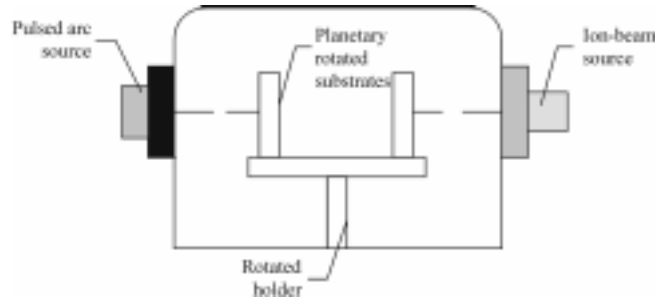


Fig. 4. Apparatus for amorphous carbon film syntheses by VPAD and IB methods.

### 2.3. IB method

IB(ion-beam) 처리과정에 의해서 제조된 복합재료 중, 기계적 접착력이 선택적인 탄소-고분자 복합재료는 전기화학적 센서 개발에 이상적인 재료로 알려져 있다. 즉, 흑연, 탄소섬유 carbon black 등과 같은 탄소를 기초로 한 재료는 전기화학적 센서의 도체로서 자주 사용되어 왔다. 한편 Plasma처리와 유사한 한 방법으로, Fig. 4에 나타낸 IB과정에 의해서 제조된 생체재료 개선은 최근 계면공학 분야에서 많은 관심을 가지게 되었다[7]. 이러한 관심 및 이것을 이용하고자 하는 경향의 증가는 몇가지 주요한 이유가 있는 것으로 알려져 있는데,

첫째, 이식으로 인한 생명연장에 대한 생체재료의 중요성은 대부분의 의료용품 개발 회사와 점점 더 많은 환자들에 의해서 인식되어져 있는 가운데, 최근에는 몇몇 의료용품 제조 회사들은 생체재료 개선을 위한 한 방법으로 선택적인 IB 처리를 제안하고 있다. 뼈의 대체에서 특히 긴뼈와 연골의 대체에 있어서 지금까지 금속재료 이식이 폭넓게 사용되지만, 금속재료의 정형 이식은 이상적인 강도, 탄성과 같은 우수한 본래 성질을 가지고 있음에도 불구하고 상대적으로 마찰저항, 제한된 생체적합성 등 열악한 표면 특성을 가지고 있다. 따라서 두 가지의 특성을 적절하게 맞출 필요가 있다.

둘째, 생체물질의 범위가 금속, 세라믹 및 고분자로 합성된 재료로부터 생물학적인 물질까지 상당히 넓어졌다. 생체적합 물질의 가장 최근의 정의를 보면 “살아있는 유기체내에서 자연적으로 생기는 물질이나 인간의 질병을 고치기 위해서 고안된 물질”이라고 할 수 있다[8]. 최근에는 생체적합물질 위에 IB 방법에 의하여 선택적인 ion을 이식하는 많은 새로운 효과들로 인하여 농작물을 향상시키고 병원체의 성질을 바꾸는데 사용되고 있다.

셋째, 선택적 이온입자 충격을 기본으로, plasma처리와 함께 IB 과정은 생체물질의 개선에 성공적이라고 판명되는데, 이것은 기존의 laser 처리와 같은 단순한 에칭과정과 비교할 때 표면에 선택성을 부여할 수 있다는 장점이 있기 때문이다.

한편, 정밀한 생체재료의 제조가 가능하며, 낮은 온도에서의 공정과 다수의 이온종류, 비평형 과정과 신뢰성 등에 있어서, 여러가지 이점이 될 수는 있으나 상대적으로 IB 공정비는 높다. 그럼에도 불구하고 사람의 생명이 관련되어 있는 관계로 부작용이 없는 IB공정으로 제조되는 경우가 앞으로 더욱 활성화 될 것으로 사료된다.

본 IB 방법을 좀 더 상세히 살펴보면, 접착되는 코팅층의 온

Table 4. Growth conditions for the IB method

Substrates	AISI 316L, Ti
Gas	Benzene
Pressure	10 <sup>-1</sup> ~10 Pa
The average deposition rate	20~30 nm·min <sup>-1</sup>
Substrate temperature	less than 100°C

도가 100°C 이하이어야 하고 접착비율은 20~30 nm/min내에서 제조된다. 처음 개시 가스는 벤젠으로 알려져 있다. Table 4는 IB 방법에 대한 주된 parameter이다. IB 장치의 도식적인 그림은 Fig. 4에 나타내었으며, VPAD 방법에 의해서 제조된 것과 같이 탄소 형성층은 좋은 접착성을 갖고 있으며, 기재 깊은 곳까지 결정성 탄소입자들을 가진 거의 무정형 상태이다. 이와 같이 제조된 방법은 현재 외과용 수술 칼, 바늘, 그리고 치아교정용 와이어 분야에서 사용되고 있다. 특히 DLC 필름은 미세한 특성을 가지며 매우 우수한 경도와 화학적으로는 불활성, 전기적인 저항, 광학적인 투명함과 낮은 마찰계수로 인하여 생체의학을 연구하는 많은 사람들이 관심을 가지고 있으며, 여러 형태의 세포에 대해서도 좋은 생체 적합성을 가지는 것으로 확인되었다[9].

2.4. IBAD method

관절 대체를 위한 DLC의 거동에 대한 지금까지의 연구는 DLC 필름이 낮은 마찰계면으로서 작용할 수 있다는 것을 보여주었다. 한편 IB 방법과 유사한 한 방법으로, 기질에 강력한 접착력을 가진 IBAD(ion-beam assisted deposition) DLC 필름

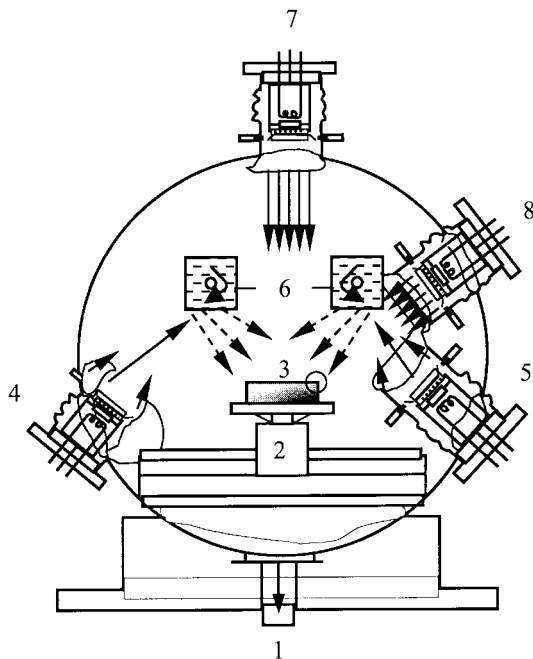


Fig. 5. Schematic drawing of the polyfunctional IBAD system and the process of IBAD.

- 1. To vacuum pumps, 2. Rotatable water-cooled sample holder
- 3. Sample, 4. Sputtering ion source, 5. Sputtering ion source, 6. Rotatable water-cooled target, 7. Medium energy bombarding ion source sample, 8. Low energy bombarding ion source

Table 5. Mechanical properties of some orthopaedic implant materials

	Flexural strength (MPa)	Flexural modulus (GPa)
Cancellous bone <sup>a</sup>	-	2
Cortical bone	180	20
LCP/CF	450	40
Ti-Al-V	380	120
Stainless steel	280	200
Co-Cr	480	240

은 Fig. 5에 나타난 것과 같은 방법으로 형성할 수 있으며, 현재 그것의 우수한 생체적합성이 증명되었다[10]. Fig. 5에 나타난 IBAD은 ion-beam의 충격과 물리적인 진공상의 침지를 결합한 진공 증착과정이다. 특히 이러한 IBAD의 가장 이상적인 특성은 기존의 코팅방법과 비교할 때 기질 위에 훨씬 더 강한 접착력을 가진 바이오 코팅이 가능하다는 것이다.

그 외, 고분자 또는 탄소기지 복합재료를 생체내에 직접적으로 사용하는데 그 방법은 아래와 같다.

2.5. CFRP(carbon fibers-reinforced plastic matrix composites)

일반적으로 복합재료는 두 가지 또는 그 이상의 재료를 결합하여 형성되는 것으로, 서로 다른 각각의 재료가 가지는 특성보다 우수한 요구특성을 가지는 것이 일반적이다[11]. 생체의료용 복합재료면에서, 현재 피질골과 유사한 탄성 모듈러스를 가진 복합재료는 정형외과 내에서 최대 하중적용에 대한 가능한 재료로서 인정되어지고 있다.

실험적으로 탄소섬유 강화 복합재료는 파열된 대퇴부와 히프 소성관절 고정에 성공적으로 사용되었다[12]. 인간에 있어서 탄소 복합재료 plate는 경골 골절, 대퇴골 골절, 팔뚝 골절과 등뼈와 같은 긴뼈 골절 등에 있어서 고정물로서 사용될 수 있다. 그러나 많은 연구와 복합재료의 물성 향상을 위한 상당한 노력에도 불구하고, 생체적합성과 충분한 임상에 사용할 수 있는 우수한 기계적 특성을 가진 히프 조인트 및 무릎 내에서의 고정물로서 탄소복합재료는 아직까지 그 안정성을 확보하고 있지 못한 실정이다.

한편, LCP/CF(carbon fibers-reinforced liquid crystalline polymer matrix composites)라는 새로운 복합재료가 현재 개발되고 있는데 이러한 새로운 복합재료는 최대 하중적용에 유망한 것으로 보이고 있으며, 그 굴곡강도는 정형외과에 적용되는 다른 물질의 항복강도보다 더 크다고 알려져 있다[13]. Table 5는 실제로 우리 몸에 이식되는 재료들을 정리한 것이다. 본 Table 5에서 알 수 있듯이 LCP/CF의 굴곡강도는 다른 금속 이식물에 비교하여 상당히 크며, 굴곡탄성률은 피질골(Cortical bone)과 매우 유사하다. 또 다른 LCP/CF 복합재료의 장점은 내화학적이고 환경적인 내성이 있다. Fig. 6은 토끼의 왼쪽 부분의 대퇴부의 고정을 위해서 직경 3.2 mm, 길이 50 mm LCP/CF의 막대기를 대퇴부의 골수 공간에 이식하는 렌트겐 그림이다. Fig. 7은 1년간의 관찰을 통해서 확인된 LCP/CF로 이식된 토끼의 정상적인 뼈와 이식 일년후 뼈의 모양을 정면(오른

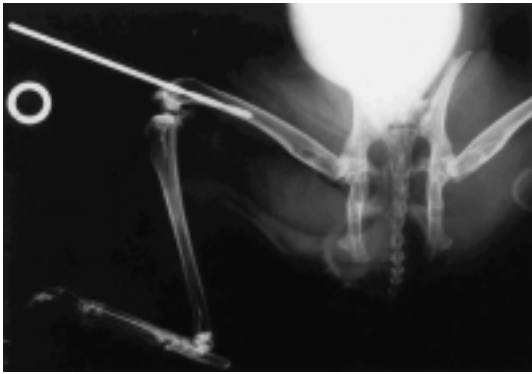


Fig. 6. Preoperative roentgenograph of the rabbit's right femur.

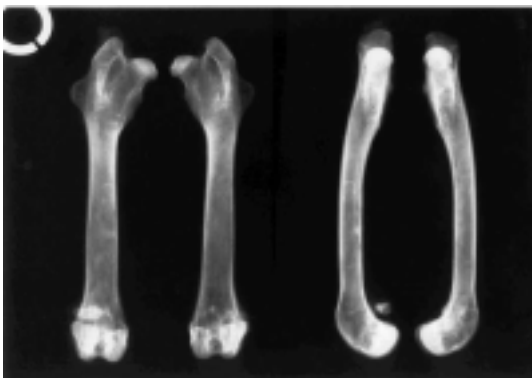


Fig. 7. Anteroposterior and lateral roentgenographs of the rabbit's femora after the implantation of the LCP/CF rods at one year.

쪽 사진)과 측면(왼쪽 사진)의 렌트겐 사진인데, 본 그림에서 처럼 정상적인 뼈와 이식후의 뼈의 길이가 같고, 기형은 일년간의 관찰을 통해서도 확인할 수 없었다.

하중 축의 적용에 있어서 정형외과의 사용에 대한 이식물로서 높은 밀도 및 열가소성 고분자에 대한 주된 관심은 강력과 오랜 기간 동안의 강력 유지이다. 현재의 LCP/CF 조각은 토

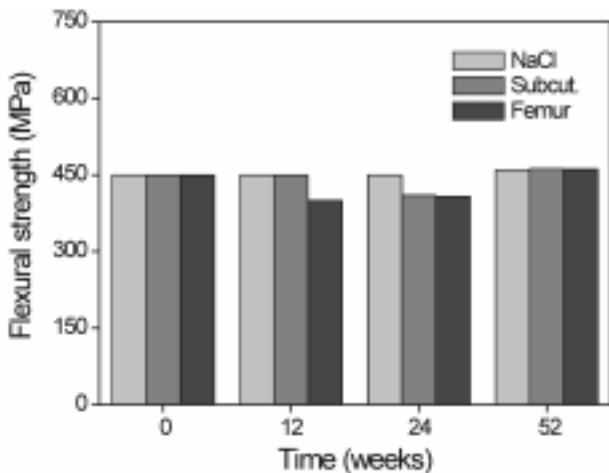


Fig. 8. Flexural strengths of the LCP/CF rods after implantation in physiologic saline, in the subcutaneous tissue and in the medullary cavity of the rabbit femur vs. time.

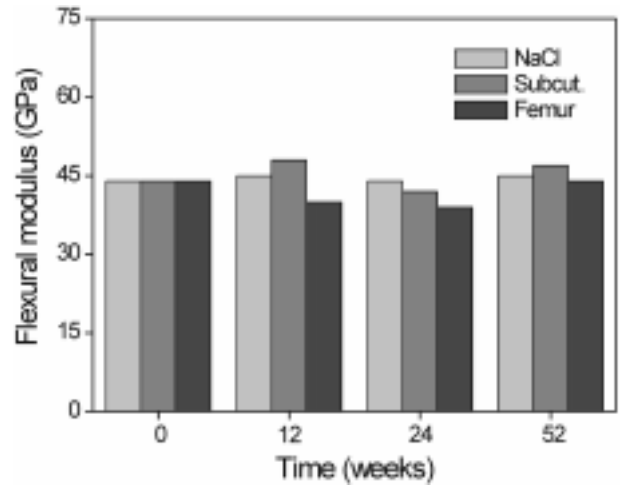


Fig. 9. Flexural moduli of the LCP/CF rods after implantation in physiologic saline, in the subcutaneous tissue and in the medullary cavity of the rabbit femur vs. time.

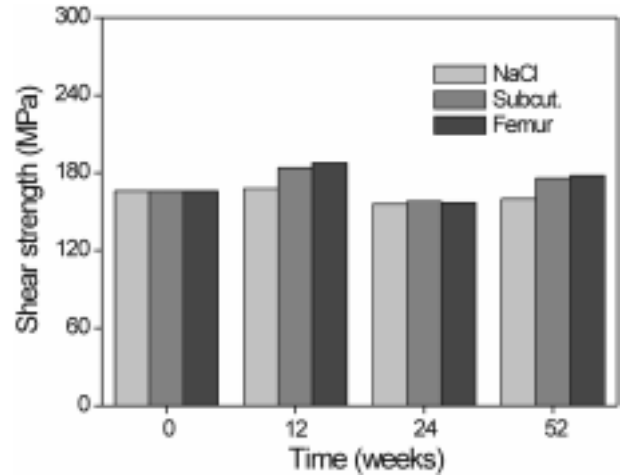


Fig. 10. Shear strengths of the LCP/CF rods after implantation in physiologic saline, in the subcutaneous tissue and in the medullary cavity of the rabbit femur vs. time.

끼의 대퇴골의 골수공간이나 피하조직에 이식 후 약 1년 동안 37°C의 염분에 침지한 후 그 기계적 특성에 대한 결과를 Fig. 8, 9, 그리고 Fig. 10에 나타내었다. 본 그림에서 나타낸 바와 같이, LCP/CF가 염분에서, 피하조직의 이식, 그리고 대퇴골의 이식에서 나타나는 굴곡강도, 굴곡탄성률, 전단응력 모두에서 큰 차이를 보이지 않는다. 결국, LCP/CF 복합재료 고정체는 생체내 조건에서 높은 굴곡강도와 섬유배열과 수직적인 전단력을 가지고 있는 것으로 나타난다. 이러한 재료는 하중이 굴곡과 전단 응력에 크게 작용하는 조직공학에서의 적용이 유망하다고 할 수 있겠다.

2.6. CFRC(carbon fibers-reinforced carbon matrix composites)

CFRC는 우수한 생체적합성과 강도 때문에 히프 내부 보철 및 내부고정 고안물로서 사용이 유망하다고 알려져 있다. 탄소와 뼈조직의 우수한 접촉은 형태학적인 부분을 기초로 하여

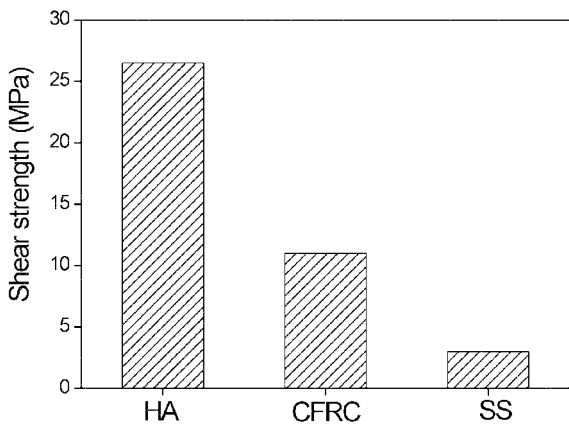


Fig. 11. Results of push-out tests. Shear strength for hydroxyapatite (HA), carbon fiber-reinforced carbon (CFRC), and surgical steel (SS).

많은 연구자들에 의해서 보고되었다[14]. 생체재료로서 뼈에 대한 결합은 push-out test로 특성화되어질 수 있는데, 그것은 뼈에서 이식물을 제거하였을 때 측정되어지는 뼈와 조직사이의 전단응력을 측정하는 방법이다[15]. 실제로 현재 이식물로서 사용되는 CFRC, HA(hydroxyapatite) 그리고 SS(surgical steel)의 세 종류를 토끼의 대퇴부에 이식하여 push-out test를 한 결과를 Fig. 11에 나타내었다. CFRC와 뼈 사이의 전단응력은 HA와 비교할 때 상당히 낮고 SS 보다는 높음을 알 수 있다. 이것은 push-out test에서 HA의 경우 이식물이 압축되어 HA의 샘플을 제거할 때 전단강도가 너무 커서 어느 정도 뼈를 손상시킬 수 있다. 압축강도를 나타낸 Fig. 12의 CFRC 이식에 있어서는, 3개월간의 이식후 push-out test 값은 이식하지 않은 샘플보다 6배 정도 낮았다. 특히 이식물을 제거한 후의 뼈조직에서 기공이 형성되었음도 확인되며, CFRP와 접촉했던 뼈조직의 표면위에서 탄소입자가 존재한다고 보고되었다. 이것은 뼈에 이식된 CFRC가 기공을 제공하여 뼈의 골수가 자랄 수 있게 해준다는 것을 의미한다고 할 수 있다. 즉, 본 push-out test에서 알 수 있는 것은 CFRC 이식물이 뼈 내부에 이식된 후 CFRC와 뼈 사이의 결합이 3개월 내에 발생함으로서 때

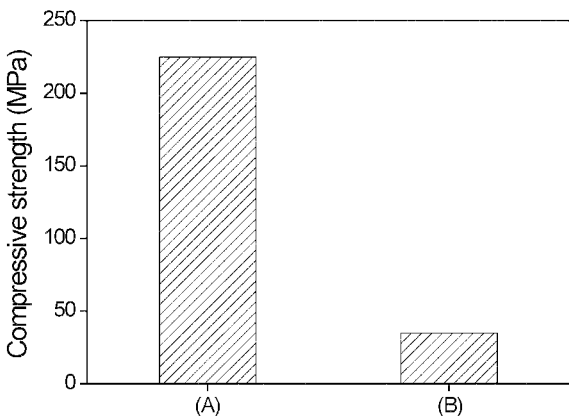


Fig. 12. Compressive strengths of the samples studied, non-implanted (A) and removed 3 months after implantation (B).

우 우수한 생체적합성을 나타낸다고 할 수 있다. HA와 뼈 사이와 같이 강한 결합은 아니지만 CFRC의 근처에서는 골형성 결합이 나타나며, 또한 이식후 3개월 이후에 CFRC의 강도는 Fig. 11에서 보이는 것처럼, 상당히 감소된다. 이것은 뼈 내부 이식에서 나타나는 CFRC의 구조 내에서 뼈와 이식물이 잘 접합하고 있음을 의미한다. 실제로 쥐에 대한 실험에 있어서, 대퇴골 내에 이식된 CFRC의 샘플의 형태를 관찰하면, 이식 후 5주 후에 이식물과 깊이 연결되는 관이 발견되고, 이것을 통해서 CFRC 이식물 내부에 새로운 기공이 만들어지고 세포의 배양이 관찰되므로[16], 결국 CFRC로 이식하였을 때 뼈와 이식물이 잘 접합되고 새로운 기공을 제공하여 세포를 배양시킬 수 있는 이상적인 재료가 될 수 있음을 알 수 있다.

3. 맺음말

이상에서 stainless 금속이나 titanic 등을 기질로 하고 탄소를 코팅하여 제조된, 우리 체내에 이식할 수 있는 생체적합성 탄소재료의 제조방법 및 그 특성에 관하여 알아보았다. 또한 직접적으로 탄소섬유 강화 고분자 기지 또는 탄소기지 복합재료의 생체적합성 재료의 가능성 및 그 특성에 관하여서도 살펴해보았다. 탄소재료는 부식이나 경량성 면에서 금속보다 우수하고 연성 면에서는 세라믹 재료보다 우수하여 생체에 이식되었을 때 적합하여 반영구적으로 사용될 수 있는 재료임이 분명하다. 앞으로 우리가 개발해 나가는 생체 적합성 재료로서의 탄소의 필요는 계속될 것이며 그 역할은 점점 더 커질 것이라고 믿어 의심치 않는다.

참고문헌

- [1] Schlegel, A. K.; Mohler, H.; Busch, F.; Mehl, A. *Biomaterials* **1994**, *18*, 535.
- [2] Couvrat, P.; Denis, M.; Louda, P.; Langer, M.; Mitura, S.; Niedzielski, P.; Marciniak, J. *Diamond Relat. Mater.* **1995**, *4*, 1251.
- [3] Chandra, L.; Allen, M.; Butter, R.; Rushton, N.; Lettington, A. H.; Clyne, T. W. *Diamond Relat. Mater.* **1994**, *3*, 852.
- [4] Dowling, D. P.; Donnelly, K.; Monclus, M.; McGuinness, M. *Diamond Relat. Mater.* **1998**, *7*, 432.
- [5] Hino, M.; Hirai, T. *Compo. Mater. Soc.* **1987**, *13*, 257.
- [6] Tochitsky, E. I.; Selifanov, O. V.; Stanishevsky, Q. V.; Akulich, V. V.; Kapustin, I. A. *Surf. Coat. Technol.* **1991**, *47*, 522.
- [7] Sioshansi, P.; Tobin, E. J. *Surf. Coat. Technol.* **1996**, *83*, 175.
- [8] Stupp, S. I.; Braun, P. V. *Science* **1997**, *277*, 1242.
- [9] Cui, F. Z.; Luo, Z. S. *Surf. Coat. Technol.* **1999**, *112*, 278.
- [10] Lu, L.; Jones, M. W.; Wu, R. L. C. *Biomed. Mater. Eng.* **1993**, *3*, 223.
- [11] Park, S. J.; Cho, M. S.; Lee, J. R. *J. Colloid Interface Sci.*

- 2000**, 226, 60.
- [12] Jockisch, K. A.; Brown, S. A.; Bauer, T. W.; Merritt, K. J. *Biomed. Mater. Res.* **1993**, 26, 133.
- [13] Kettunen, J.; Makela, E. A.; Miettinen, H.; Nevalainen, T.; Heikkila, M.; Pohjonen, T.; Pormala, P.; Rokkanen, P. *Biomaterials* **1998**, 19, 1219.
- [14] Tian, C. L.; Hetherington, V. J.; Reed, S. *J. Foot Ankle* **1993**, 32, 490.
- [15] Hayahshi, K.; Inadome, T.; Tsumura, H.; Nakashima, Y.; Sukoioika, Y. *Biomaterials* **1994**, 15, 1187.
- [16] Lewandowska-Szumiel, M.; Komender, J.; Gorecki, A.; Kowalski, M. *J. Mater. Sci. Mater. Med.* **1997**, 8, 485.