

## 인공 관절 설계를 위한 바이오미메틱 복합재료에 관한 연구

김명욱 · 윤재륜 · 강태진<sup>†</sup>

서울대학교 공과대학 섬유고분자공학과

(2000. 1. 28. 접수)

## A Study on Biomimetic Composite for Design of Artificial Hip Joint

Myung Uk Kim, Jae Ryoun Youn, and Tae Jin Kang<sup>†</sup>

Department of Fiber and Polymer Science, Seoul National University, Seoul 151-742, Korea

(Received January 28, 2000)

**Abstract :** Design of functionally gradient composite was carried out as a basic study to develop a bio-mimetic composite material. A cross-ply laminate structure, [0/90/0/core]<sub>s</sub>, was considered for a functionally gradient bio-mimetic composite structure that could prevent stress concentration caused by the difference between the elastic moduli of the cortical bone and the artificial hip joint. A cross-ply laminate plate with rectangular cross-section and a beam with circular cross-section were studied before a functionally gradient composite of the actual shape was investigated. Four point bending test was conducted with the wet and dry bovine femur specimens to examine mechanical properties of the cortical bone. The wet bone showed a non-linear stress-strain relation but the dry bone showed a linear stress-strain relation. Mechanical properties of the proposed functionally gradient composites were calculated as a function of the layer thickness and carbon fiber volume fraction in each layer based on the Halpin-Tsai equation, CLPT(classical laminate plate theory), rule of mixture, and beam theory.

### 1. 서 론

현재 인공 고관절 치환술은 기존의 고관절을 제거한 후 니켈(nickel), 티타늄(titanium), 몰리브덴(molybdenum) 등의 금속 합금과 UHMWPE(ultra high molecular weight polyethylene)으로 만들어진 인공 고관절(artificial hip joint)로 대체하는 것이다. *Figure 1*은 볼(ball)과 소켓(socket)으로 이루어진 인공 고관절의 형태를 보여주고 있다. 이러한 인공 고관절은 금속 이식체(implant)와 그것을 둘러싸고 있는 뼈 사이의 강성 차이로 소규모의 응력과 변형을 뼈의 임의의 영역에 전달하여 대퇴골을 위축시키며 뼈의 손실을 가져온다. 또한 이식체와 뼈 사이의 강성 차이에 기인하여 뼈에 전달되는 힘이 심하게 감소되는 응력 차폐(stress shielding) 현상이 발생하는데, 이럴 경우 뼈 조직의 재 흡수를 일으키게 되고 결과적으로 이식체가 헐거워지게 된다. 심

하게 이식체가 헐거워지게 되면 고통을 수반하게 되고 위치 고정을 위한 새로운 교정이 요구된다. 그리고 금속으로 된 이식체로부터 떨어져 나온 금속 이온과 오랜 기간의 생물학적 반응에 대한 잠재적인 문제도 이를 해결할 수 있는 탄소 섬유 복합재료에 대한 관심을 촉진시키고 있다[1].

복합재료는 인공 고관절 치환술에 있어서 이식체의 기능과 성능을 향상시키기 위한 수단으로 정형 외과 분야에서 많이 탐구되고 있는 실정이다. 시멘트에 의해 접합된 인공 고관절을 사용하는 현재의 물질과 방법들은 주로 접합제의 파손 및 분해에 의하여 실질적인 수명이 제한적이다. 그리고 접합제를 이용하지 않고 뼈가 안쪽으로 자라는 것을 이용하여 이식체를 고정시키는 경우에도 어느 정도 수명을 연장시킬 수 있으나 때때로 대퇴골의 밀도를 감소시킨다. 또한 인공 고관절의 UHMWPE 부분은 마모에 의하여 높아 없어지기 때문에 수명에 한계가 있으며 현재 인공 고관절 치환술은 수술 환자의 대략 90~95%가 10년에서 15년 정도 사용 수명을 가지고 있다[2].

<sup>†</sup>To whom correspondence should be addressed.  
taekang@plaza.snu.ac.kr

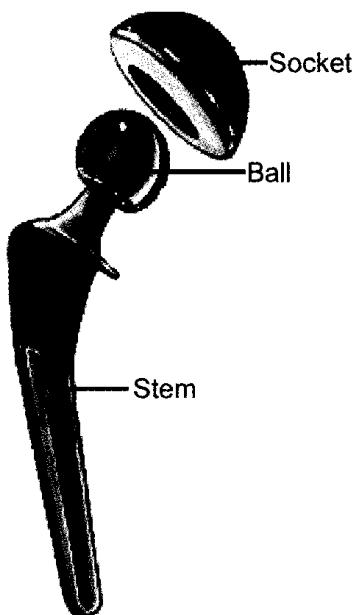


Figure 1. Typical artificial hip joint.

따라서 인공 고관절의 더 향상된 성능과 궁극적인 수명 연장을 위하여 영구적이며 구조적으로 충격 흡수에 적합한 생체 적합 물질로서 탄소 섬유 강화 복합재료가 부각되고 있으며 많은 연구가 요구되는 실정이다[1]. 기능 경사형 물질(functionally gradient material, FGM)은 양 표면 층에서 서로 다른 구성 성분을 가지고 있고, 한 성분으로 구성된 층에서 다른 층으로 점진적인 조성 변화를 가지고 있는 물질을 말한다[3]. 이러한 기능 경사형 복합재료는 기존의 등방성(isotropic) 물질에서 얻을 수 없는 특수한 성질을 얻기 위해서 도입되었다. 미세 구조 내에서 이루어지는 연속적인 성분 변화로 인하여 기능 경사형 복합재료의 물성을 일반적인 복합재료 물질과 다른 양상을 보이게 된다[3,4]. 기능 경사형 복합재료의 개념은 지금까지 주로 금속/세라믹 복합재료 시스템에 도입되어 특정한 성질을 향상시키는데 사용되어 오다가, 공간적으로만 조성이 점차로 변화하는 재료라는 개념에서 공간적, 시간적으로 하나의 기능이 다른 기능으로 연속적으로 변화하는 재료라는 개념으로 최근에 바뀌면서 그 용용 범위를 넓혀 가고 있다. 고분자를 모재로 사용한 복합재료에서도 경사형 복합재료의 개념이 도입되어 충진재 분포 및 방향 제어, 고분자 블랜드, 섬유의 3차원적 구조물, 형태부형에 의한 기능 부여 및 설계 평가 기술 등에 관한 연구가 수행되고 있다[5,6]. 일반적으로 섬유 강화재/고분자 모재 시스템에 도입되어 제조되는 경사형 복합재료는 기존의 복합재료와는 다른 우수한 성질을 발현할 수 있을 것으로 기대된다[7,8].

본 연구에서는 먼저 소 대퇴골(bovine femur)을 4점 굽힘 실험을 수행하여 수분 함유량에 따른 뼈의 기계적 특성을 파악하였으며, 생체 조건을 고려하였을 경우 수분이 뼈의 응력과 변형률 관계에 어떤 영향을 미치는지 알아보았다. 또한 외부 표면의 마모 특성을 향상시키고 이방성을 갖는 뼈와 강성을 맞추어줌으로써 이식체와 뼈 사이의 응력 집중 현상을 방지할 수 있도록 기능 경사형 복합재료의 개념을 도입하여 복합재료의 설계를 시도하였다. 그리고 우수한 내마모성과 생체 적합성이 있는 탄소 섬유와 최근 생체 이식 물질에 응용되고 있는 모재들을 사용하였다. 뼈와 인공 고관절의 형태는 매우 복잡하기 때문에 본 연구에서는 먼저 기존의 인공 고관절의 문제점을 보완할 수 있는 직육면체 형태와 원통 형태의 경사형 복합재료의 설계를 시도하였다. 뼈의 탄성 계수 및 굽힘 강성과 매우 유사한 값을 가지며 적절한 밀도를 갖는 경사형 복합재료를 설계하기 위한 이론식들을 C<sup>++</sup>로 코딩한 후, 이를 이용하여 기능 경사형 복합재료 내부의 각층의 두께가 탄소섬유 부피분율을 계산하였다. 본 연구에서는 복합재료의 기본적인 이론들인 Halpin-Tsai equation, CLPT(classical laminate plate theory), beam theory 등을 사용하였다.

## 2. 시편제작 및 실험

소의 대퇴골의 cortical bone 부분을 ASTM D790M-86에 따라 길이 80 mm, 너비 10 mm, 두께 4 mm의 4점 굽힘 특성 측정을 위한 시편으로 가공하였다[9]. 시편은 대퇴골의 외피이며 중간 부분을 뼈의 길이 방향으로 제작하였다. 수분이 있는 생체 내부의 상태를 고려하여 7개의 시편 중 4개의 시편(sample W1~W4)은 저온에서 24시간 동안 증류수에 침지 시켜 수분 함유량을 증가시켰으며 나머지 3개의 시편(sample D1~D3)은 장시간 냉동 건조 시켜 수분 함유량을 감소시켰다. 이와 같이 하여 수분 함유량이 비교적 큰 wet bone와 비교적 작은 dry bone 사이의 굽힘탄성계수와 굽힘강도 등의 물질 특성을 측정, 비교하였다. 또한 수분 함유량(M)은 진공 오븐에서 24시간 동안 수분을 완전히 제거한 시편들의 무게를 측정하여 건조 전 후의 무게 차이를 계산한 후 아래의 식으로 결정하였다.

$$M(\%) = \frac{100 \cdot W}{D + W} \quad (1)$$

여기서 D는 시료의 건조 중량, W은 함유된 수분의 중량이다. 그리고 미처리된 소뼈 시편의 부피와 무게를

측정하여 밀도를 계산하였다. 시편 W1부터 W4의 수분함유량은 4.77%이고 시편 D1부터 D3의 수분함유량은 1.61%로 측정되었다.

### 3. 기능 경사형 복합 재료의 설계

#### 3.1. 직육면체 형태의 경사형 복합재료의 설계

인체의 뼈는 hydroxyapatite 결정과 교원질(collagen) 단백질로 이루어진 복합재료라 할 수 있다. 또한 뼈의 외피는 강성이 큰 cortical bone<sup>o</sup> 내부에는 골수로 차 있는 강성이 없는 공간이 존재하며 그 중간 정도에 강성이 작은 약간의 cancellous bone<sup>i</sup>이 존재한다[10,11]. 그리고 이식체와 뼈 사이의 강성의 차이에서 오는 응력 집중을 방지하기 위해서는 전체적인 복합재료의 강성이 이방성 뼈의 강성과 일치하는 것이 바람직하며, 관절에 있어서의 마찰, 마모 특성을 고려할 때 외피의 강성이 크고 마모가 작을수록 유리하다. 그리하여 본 연구에서는 복합재료로 뼈를 설계할 경우 외부에서 내부로 갈수록 그 강성이 감소하는 경사형 복합재료로서 [0/90/0/core]<sub>s</sub>의 대칭 cross-ply 적층판을 모색하였다. 강화 섬유로는 PAN-based 탄소 섬유를 사용하였고 모재로는 최근 생체 이식 물질로서 고려되고 있는 PEEK (polyetheretherketone)와 PS(polysulfone)을 사용하였다.

Figure 2는 설계 중 고려된 기능 경사형 cross-ply [0/90/0/core]<sub>s</sub> 적층판의 한 예를 보여주고 있다. 여기서 외곽 층은 a층으로, 중간층은 b층으로, 내부 층은 c층으로, 중심의 빈 공간은 core로 정의하였다. 먼저 뼈의 기계적 특성과 유사한 복합재료 설계에 앞서 경사형 cross-ply 적층판의 기계적 특성을 알아보기 위하여 적층판 각 층의 두께 비를 일정하게 놓고 각 층의 탄소 섬유 부피 분율만 변화시켜 그 물성을 예측, 뼈의 물성과 비교, 분석하였다.

본 연구에서는 복합재료 각 층의 기계적 특성을 예측하기 위해서 아래의 Halpin-Tsai 방정식을 도입하였

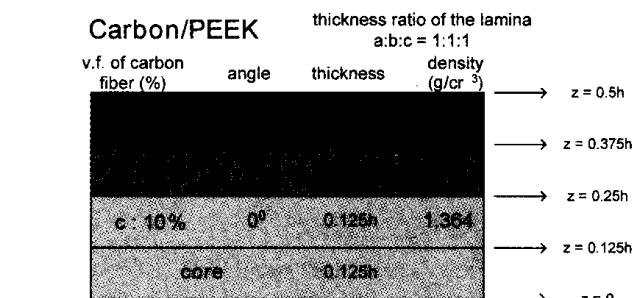


Figure 2. Structure of a functionally gradient cross-ply laminate composite.

는데, 복합재료 내에서 원형 섬유가 직사각형 배열을 한 것으로 가정하여  $E_2$ 를 계산할 때는  $\xi = 2$ ,  $G_{12}$ 를 계산할 때는  $\xi = 1$ 로 정하여 각 층의 평균적인 탄성 계수와 포아송(Poisson) 비를 예측하였다[12]. 또 혼합물의 법칙에 따라 밀도를 예측하였다. 그리고 적층 복합재료의 해석은 plane stress를 가정한 CLPT (classical laminate plate theory)를 적용하여 적층판의 탄성 계수, 포아송 비, 굽힘 탄성 계수 등을 예측하였다.

$$E_1 \equiv E_f V_f + E_m V_m$$

$$\nu_{12} = \nu_f V_f + \nu_m V_m$$

$$\frac{M}{M_m} = \frac{1 + \xi \eta V_f}{1 - \eta V_f}$$

$$\eta = \frac{(M_f/M_m) - 1}{(M_f/M_m) + \xi} \quad (2)$$

여기서,  $M = E_2$ ,  $G_{12}$ , or  $\nu_{23}$

$$M_f = E_f, G_f, \text{ or } \nu_f$$

$$M_m = E_m, G_m, \text{ or } \nu_m$$

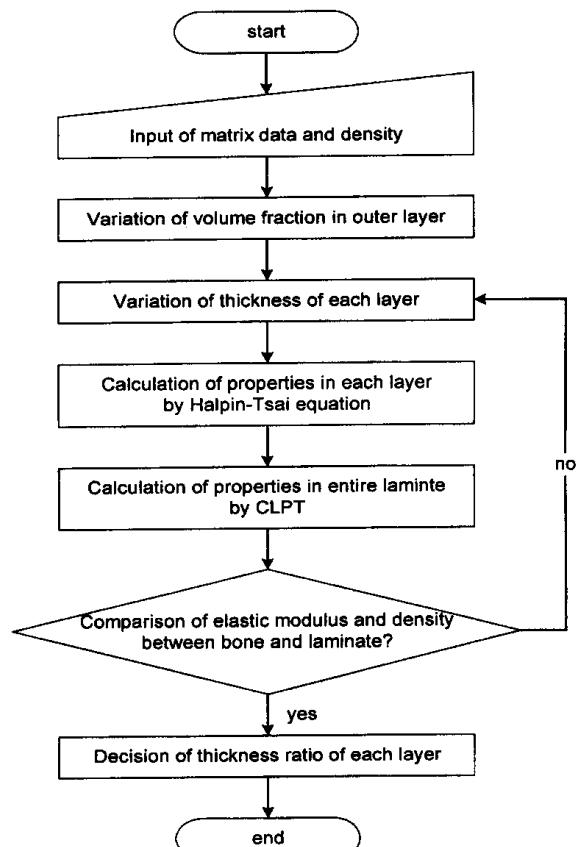


Figure 3. Flow chart for numerical calculation of mechanical properties and layer thickness in the case of the functionally gradient composite with rectangular cross-section.

위 식에서  $E_f$ 는 섬유의 탄성계수이고,  $E_m$ 은 모재의 탄성계수이며,  $V_f$ 와  $V_m$ 은 각각 섬유와 모재의 부피분율을 나타내고,  $G_f$ 와  $G_m$ 은 각각 섬유와 모재의 전단탄성계수를,  $v_f$ 와  $v_m$ 은 섬유와 모재의 포아송비를 나타낸다. 또한  $E_1$ ,  $E_2$ ,  $G_{12}$ ,  $v_{12}$ ,  $v_{23}$  등은 복합재료의 탄성상수를 의미한다.

이러한 결과들을 고려하여 이방성 뼈의 기계적 특성과 유사한 복합재료 적층판 각 층의 탄소 섬유 부피 분율과 두께 비를 결정하였다. Figure 3는 외곽 층의 탄소 섬유 부피 분율 변화에 따른 각 층의 두께 비를 결정하는데 이용한 순서도이다. 여기서 보듯이 모재의 종류와 원하는 복합재료 적층판의 밀도를 결정하면 외곽 층의 탄소 섬유 부피 분율 변화에 따라 뼈와 복합재료의 탄성계수와 밀도가 일치하는 각 층의 두께 비를 결정할 수 있다.

### 3.2. 원통 형태의 경사형 복합재료

대퇴골의 경우 생체 내에서의 하중 조건은 주로 압축력과 굽힘력이다[1]. 따라서 뼈의 굽힘 강성(flexural rigidity)도 고려하여 이와 유사한 특성을 갖는 원통형 복합재료를 설계하였다. 먼저 문헌의 CT(computed tomography) 데이터를 근거하여 대퇴골에서 굽힘 영향을 가장 많이 받을 것으로 예상되는 최소 지름의 중간 단면을 고려하였다[13]. 그리하여 이러한 데이터를 바탕으로 Figure 4와 같이 원통형 경사형 복합재료의 전체 지름과 캐버티(cavity) 지름을 결정하였다. 직사각형 단면의 경사형 복합재료의 설계와 유사하게 외곽 층은 a층으로, 중간층은 b층으로, 내부 층은 c층으로, 중심의 빈 공간은 cavity로 정의하였다. 또한 세 층이 [90/0/90/cavity]의 cross-ply 형태를 갖는 뼈(beam)으로 설계하였으며 중간층인 b층의 탄소 섬유 부피 분율은 a층과 c층의 중간 값을 갖도록 하였다.

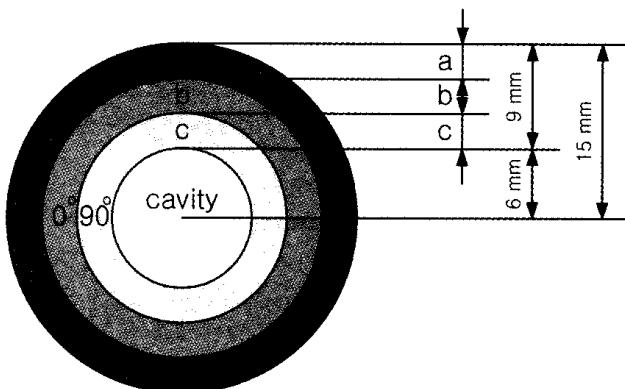


Figure 4. Proposed structure of a functionally gradient composite with circular cross-section.

이방성 뼈의 기계적 특성과 유사한 원통형 복합재료의 섬유 부피 분율과 두께를 결정하기 위해서 아래와 같이 몇 가지 가정을 세웠다.

1. 뼈은 순수 굽힘(pure bending)을 한다.
2. 복합 뼈의 장축 방향 탄성 계수는 각 section의 면적 비에 비례하여 증가하고, 횡축 방향 탄성 계수는 각 section의 두께 비에 비례하여 증가한다.
3. 굽힘 강성(flexural rigidity)은 장축 방향의 탄성 계수만 고려하고 횡축 방향의 탄성 계수 기여도는 무시할 수 있다.

Figure 5는 뼈의 탄성 계수와 일치하고 뼈의 굽힘 강성과 유사한 복합재료의 탄소 섬유 부피 분율과 두께를 결정하는데 이용한 순서도이다. 여기서 보듯이 처음에 모재 종류를 결정하면 각 층의 탄소 섬유 부피 분율과 두께를 변화시키면서 Halpin-Tsai 방정식과 혼합률의 법칙을 적용하여 원통형 복합재료의 기계적 특성을 예측한다. 그런 다음 이 예측된 결과가 뼈의 탄

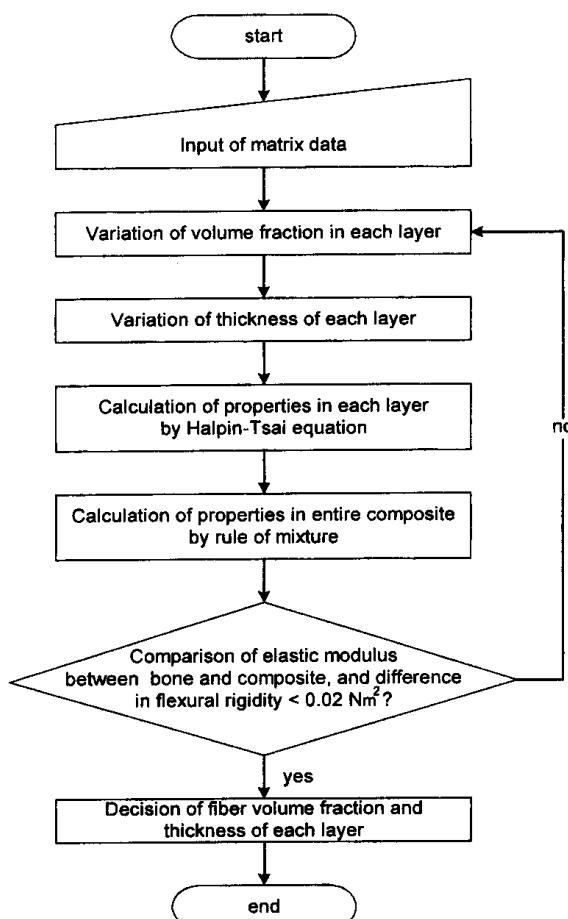


Figure 5. Flow chart for numerical calculation of mechanical properties and layer thickness in the case of the functionally gradient composite with circular cross-section.

성 계수와 일치하고 뼈의 굽힘 강성과의 차이가  $0.02 \text{ Nm}^2$ 보다 작은 경우에 한하여 각 층의 탄소 섬유 부피 분율과 두께를 선택하여 결정하였다[14].

## 4. 결과 및 고찰

### 4.1. 굽힘특성 측정 결과

Figure 6과 7은 수분 함유량에 따른 소뼈의 응력-변형률 관계를 보여주고 있다. 두 그래프를 비교해 보면 뼈의 수분 함유량이 증가할수록 비선형적인 응력-변형률 관계가 두드러짐을 알 수 있다. 이것은 수분이 뼈 조직에 침투함으로써 교원질과 hydroxyapatite의 결합을 약화시키고 교원질의 연성을 더욱 강화시키며 void, 크랙(crack) 등을 비롯한 결합을 보완해 주기 때문으로 추정된다.

수분 함유량이 4.77%인 wet bone의 경우 굽힘탄성 계수가 32 GPa, 굽힘강도가 230 MPa이었으며, 수분 함유량이 1.61%인 dry bone의 경우에는 굽힘탄성계수가

36 GPa, 굽힘강도가 213 MPa이었다. 굽힘강도에 있어서 wet bone이 비교적 적은 편차를 보인 반면 dry bone은 편차가 심하고 굽힘강도도 wet bone보다 17 MPa 정도 낮게 측정되었는데 이것은 시편 제작 시 발생하는 표면의 흠(notch)이 수분 함유량이 감소할 수록 더 크게 영향을 받는 것으로 생각된다. 문헌에 따르면 생리적 상태에서 뼈는 평균적인 인장 탄성 계수가 뼈의 장축에 평행한 경우는 25 GPa, 수직한 방향의 경우는 12 GPa 정도의 값을 갖는 것으로 알려져 있다. 또한 인간의 대퇴골의 최대 인장강도는 wet bone의 경우는 약 81.5 MPa, dry bone의 경우는 약 105.5 MPa 정도의 값을 갖는 것으로 알려져 있다. 그리고 소 대퇴골은 wet bone의 경우 약 91.7 MPa 정도의 최대 인장 강도를 갖는 것으로 알려져 있다[10,11].

본 실험에서 측정된 소뼈의 굽힘탄성계수와 굽힘강도가 인간의 뼈의 인장탄성계수와 최대 인장강도에 비해 보다 크게 측정된 이유는 뼈의 종류와 측정 방법에 따라 그 값들의 편차가 매우 심했던 기존의 연구 결과들을 고려해 볼 때, 실험에 이용된 시편이 강성과 강도가 매우 클 것이라 예상되는 소 대퇴골 중간 부분 외피이었으며 길이 방향으로 굽힘 실험을 수행하였기 때문이라 생각된다.

### 4.2. 직육면체 형태의 경사형 복합재료

Figure 2와 같이 각 층의 두께 비가 1:1:1:1인 carbon/PEEK와 carbon/PS 경사형 cross-ply 적층판의 기계적 특성을 예측하였다. 두 경우 모두 내부 층인 c층의 탄소 섬유 부피 분율은 10%이고, 중간 층인 b층의 탄소 섬유 부피 분율이 a층과 c층의 중간 값을 가질 때, 외곽 층인 a층의 탄소 섬유 부피 분율을 15%에서 78.5%까지 변화시키면서 계산한 적층판의 기계적 특성을 도시하였다. Table 1은 경사형 복합재료 설계에 이용된 각 물질들의 기계적 특성을 보여준다.

Figure 8에서 11까지는 carbon fiber/PEEK 경사형

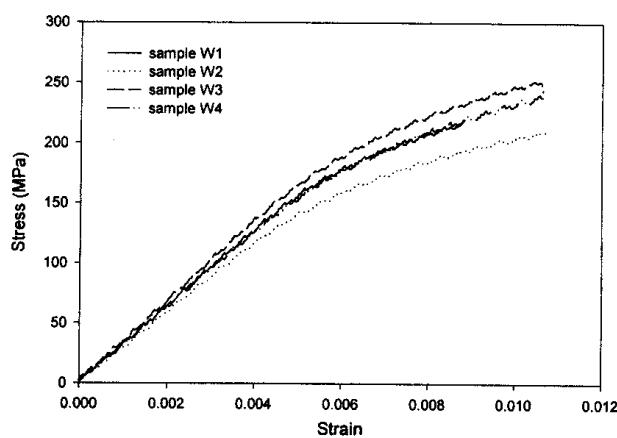


Figure 6. Stress-strain relation of the wet bovine femur.

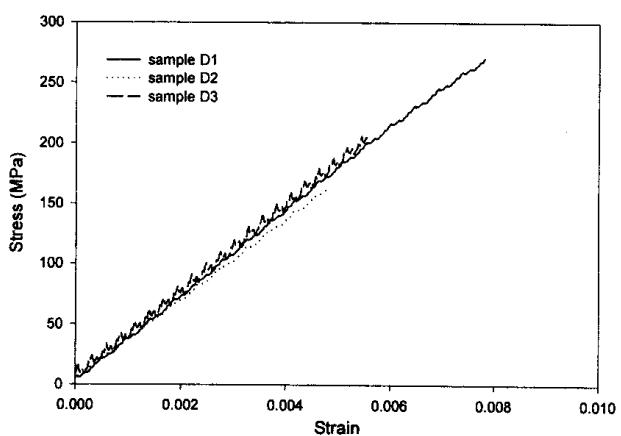


Figure 7. Stress-strain relation of the dry bovine femur.

Table 1. Mechanical properties of the materials used for evaluation

	Cortical human bone	PAN-based carbon fiber	PEEK	PS
E(GPa)	$E_1=25, E_2=12$ (average=17.6)	228	3.6	2.48
Young's modulus				
$\nu$ Poisson's ratio	0.3	0.2	0.42	0.37
X <sub>t</sub> (MPa)	81.5(wet bone)	3200	92	75
Tensile strength	105.5(dry bone)			
$\rho(\text{g/cm}^3)$ Density	1.8~2.0	1.76	1.32	1.25

cross-ply 적층판의 기계적 특성을 예측한 것이다. Figure 8은 예측된 탄성 계수  $E_1$ ,  $E_2$ ,  $G_{12}$ 를 도시한 것이다. cortical bone의 경우 평균적으로  $E_1 = 25 \text{ GPa}$ ,  $E_2 = 12 \text{ GPa}$ 의 값을 갖는데 이 값들은 외곽 층의 탄소 섬유 부피 분율이 대략 30%와 20%일 때 해당하는 값으로 각 층의 두께 조절을 통해 충분히 동시에 일치시킬 수 있는 변수임을 알 수 있다. 또한  $G_{12}$ 는 외곽 층의 탄소 섬유 부피 분율 변화에 관계없이 거의 영에 가까운 값을 보였다. Figure 9는 예측된 포아송 비  $v_{12}$ ,  $v_{21}$ 를 도시한 것이다. 여기서  $v_{12}$ 와  $v_{21}$ 는 0.06에서 0.15 사이의 값을 갖는데 cortical bone의 경우 평균적으로  $\nu = 0.3$ 의 값을 가지므로 Figure 2와 같은 설계의 경우에는 만족시킬 수 없음을 알 수 있었다. Figure 10은 예측된 밀도 변화를 도시한 것이다. 여기서는 1.03 g/cm<sup>3</sup>에서 1.14 g/cm<sup>3</sup>의 값을 갖는데 cortical bone의 경우 평균적으로 1.8~2.0 g/cm<sup>3</sup>의 값을 가지므로 Figure 2와 같은 설계의 경우에는 만족시킬 수 없음을 알 수 있었다. Figure 11은 전체 적층판의 두께가 1 cm로 할 경우 예측된 굽힘 강성 행렬 요소(bending stiffness matrix components)를 도시한 것이다. 여기서  $D_{11}$ 과  $D_{22}$ 는 외곽 층의 탄소 섬유 부피 분율 변화에 비례하여 증가하지만  $D_{12}$ 와  $D_{66}$ 은 거의 영향을 받지 않음을 알 수 있다.

이러한 결과들을 참고로 뼈의 탄성 계수와 적절한 밀도를 갖는 복합재료 적층판을 설계하였다. 그리하여 carbon fiber/PEEK와 carbon fiber/PS 적층판의 경우 뼈와 마찬가지로  $E_1 = 25 \text{ GPa}$ ,  $E_2 = 12 \text{ GPa}$ 의 값을 갖

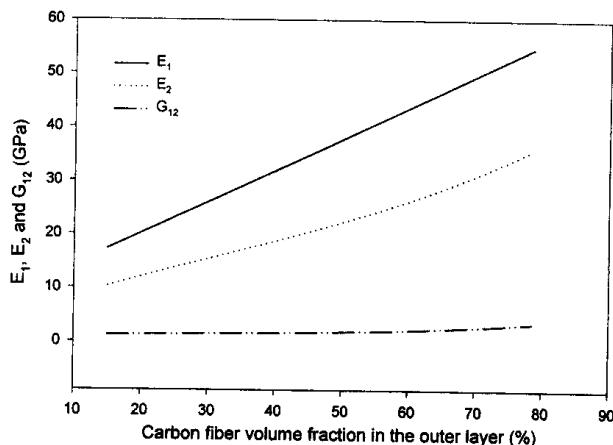


Figure 8. Elastic moduli of the carbon/PEEK composite as a function of carbon fiber volume fraction in the outer layer.

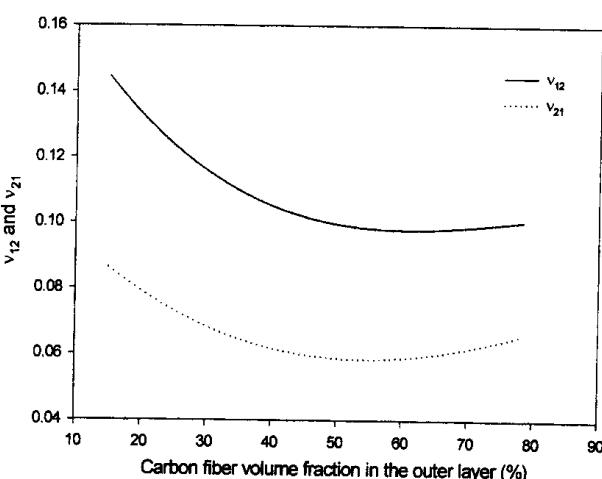


Figure 9. Poissons ratio of the carbon/PEEK composite as a function of carbon fiber volume fraction in the outer layer.

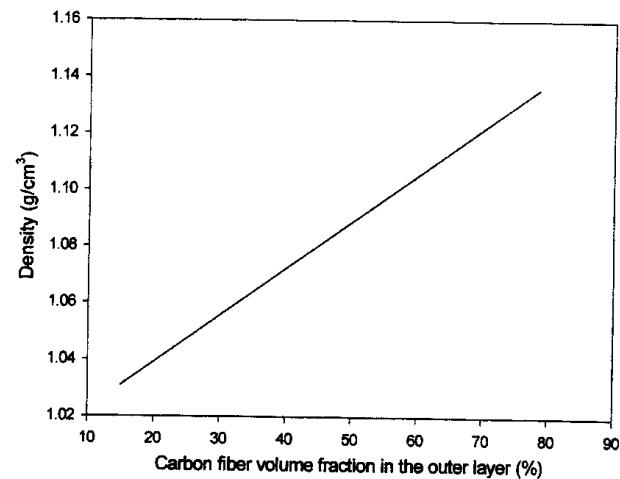


Figure 10. Density variation of the carbon/PEEK composite as a function of carbon fiber volume fraction in the outer layer.

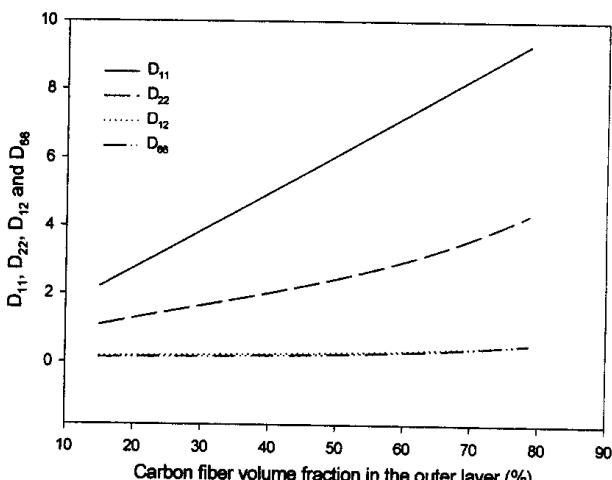


Figure 11. Bending stiffness matrix components of the carbon/PEEK composite as a function of carbon fiber volume fraction in the outer layer.

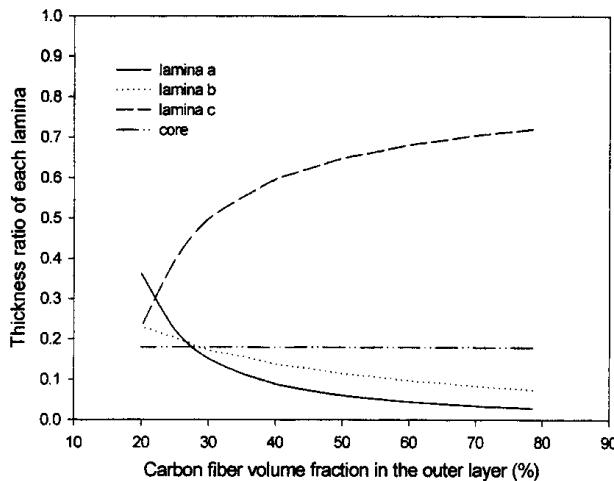


Figure 12. Thickness ratio of each lamina for desired properties of the carbon/PEEK composite when carbon fiber volume fraction of the inner layer is 10%.

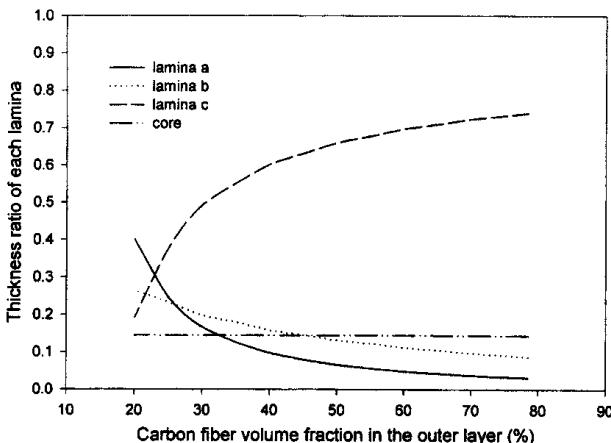


Figure 13. Thickness ratio of each lamina for desired properties of the carbon/PS composite when carbon fiber volume fraction of the inner layer is 10%.

으며 이식체의 삽입 등을 고려하여 적층판의 밀도가 뼈의 밀도의 60%인  $1.14 \text{ g/cm}^3$ 가 되도록 설계하였다.

Figure 12는 내부 층인 c층의 탄소 섬유 부피 분율이 10%일 때, 이러한 조건을 만족시키는 carbon fiber/PEEK 적층판 각 층의 두께 비를 외곽 층의 탄소 섬유 부피 분율에 대한 함수로 도시한 것이다. 여기서 보듯이 a층과 b층의 두께 비 변화가 두드러지며 core의 두께 비가 0.18로서 거의 일정한 값을 보여주었다. 이와 유사하게 Figure 13도 내부 층인 c층의 탄소 섬유 부피 분율이 10%일 때, 위의 조건을 만족시키는 carbon fiber/PS 적층판 각 층의 두께 비를 외곽 층의 탄소 섬유 부피 분율에 대한 함수로 도시한 것이다. 여기서도 a층과 b층의 변화가 두드러지며 core의 두께 비는 0.14로서 거의 일정한 값을 보여주었다.

#### 4.3. 원통 형태의 경사형 복합재료

Figure 4와 같이 복합재료 전체 지름을 15 mm, 캐버티(cavity)의 두께를 6 mm로 정하여 뼈의 탄성 계수와 뼈의 굽힘 강성이 일치하는 원통형 경사형 복합재료를 설계하였다.

반지름  $r$ 의 원형 단면의 2차 관성 모멘트(the moment of inertia)는 식 (3)과 같이 나타낼 수 있다.

$$I_z = \frac{\pi r^4}{4} \quad (3)$$

Figure 4와 같이 축 대칭의 고리형 복합 단면의 경우, 식 (4)와 같이 굽힘 강성( $EI_z^{comp.}$ )을 계산하였다.

$$EI_z^{comp.} = E_a^1 \cdot \int_{b+c+0.6}^{a+b+c+0.6} \frac{\pi r^4}{4} dr + E_b^1 \cdot \int_{c+0.6}^{b+c+0.6} \frac{\pi r^4}{4} dr + E_c^1 \cdot \int_{0.6}^{c+0.6} \frac{\pi r^4}{4} dr \quad (4)$$

여기서  $E_a^1, E_b^1, E_c^1$ 는 각 층에 해당하는 길이 방향의 탄성 계수이고 단위는 GPa이다. 또한 각 층의 두께에 해당하는 a, b, c의 단위는 cm이고  $EI_z^{comp.}$ 의 단위는  $\text{GPa} \cdot \text{cm}^4$ 이며 이 굽힘 강성의 단위를 뼈와 비교할 때

Table 2. Carbon fiber volume fraction and thickness of each layer for desired properties of carbon/PEEK composites

a-section	b-section	c-section	Thickness of each section (mm)			Density (g/cm <sup>3</sup> )
			a-section	b-section	c-section	
22.6	20.4	18.3	0.429	2.93	5.64	0.865
23.9	20.9	18.0	0.369	2.86	5.77	0.888
25.3	21.5	17.7	0.312	2.78	5.90	0.914
27.0	22.2	17.4	0.255	2.70	6.05	0.946
34.2	25.3	16.5	0.101	2.37	6.53	1.09
35.3	25.8	16.4	0.0844	2.32	6.59	1.12

**Table 3.** Carbon fiber volume fraction and thickness of each layer for desired properties of carbon/PS composites

Carbon fiber volume fraction (%)			Thickness of each section (mm)			Density (g/cm <sup>3</sup> )
a-section	b-section	c-section	a-section	b-section	c-section	
23.6	21.5	19.5	0.536	3.04	5.42	0.879
25.9	22.4	18.9	0.429	2.93	5.64	0.918
28.9	23.6	18.3	0.324	2.78	5.89	0.973
40.6	28.7	16.9	0.103	2.29	6.61	1.22
46.4	31.4	16.5	0.0465	2.09	6.86	1.35
50.1	33.2	16.3	0.0195	1.98	7.00	1.44

는 N·m<sup>2</sup>으로 환산하였다.

뼈의 장축 방향의 탄성 계수가  $E_1 = 25 \text{ GPa}$ 이므로 계산에 의하여 약  $EI_z = 968.57 \text{ Nm}^2$ 로 정하고 Figure 5의 절차에 따라 각 층의 탄소 섬유 부피 분율과 두께를 결정하였다. Table 2는 carbon fiber/PEEK 복합재료의 경우 조건을 만족하는 각 층의 탄소 섬유 부피 분율과 두께를 나타낸 것이며 이에 해당하는 밀도를 보여준다. 여기서 보듯이 외곽 층의 탄소 섬유 부피 분율은 22.6~35.3%의 값을 보여주고 내부 층의 탄소 섬유 부피 분율은 16.4~18.3%의 값을 보여 주었으며 외곽 층의 부피 분율이 클수록 각 층의 섬유 부피 분율의 차가 커지고 외곽 층의 두께도 얇아짐을 알 수 있었다. 또한 이러한 경우에 해당하는 밀도 분포도 0.865~1.12 g/cm<sup>3</sup>의 값을 보여 주었다. 한편 Table 3은 carbon fiber/PS 복합재료의 경우 조건을 만족하는 각 층의 탄소 섬유 부피 분율과 두께를 나타낸 것이며 이에 해당하는 밀도를 보여준다. 여기서는 외곽 층의 탄소 섬유 부피 분율은 23.6~50.1%의 값을 보여주고 내부 층의 탄소 섬유 부피 분율은 16.3~19.5%의 값을 보여 주었으며 외곽 층의 부피 분율이 클수록 각 층의 섬유 부피 분율의 차가 커지고 외곽 층의 두께도 얇아짐을 알 수 있었다. 또한 이러한 경우에 해당하는 밀도 분포도 0.879~1.44 g/cm<sup>3</sup>의 값을 보여 주었다.

carbon fiber/PEEK와 carbon fiber/PS 복합재료가 이러한 차이를 보이는 것은 이용된 모재의 기계적 특성이 서로 다르기 때문이며 특히 PEEK의 탄성 계수가 3.6 GPa임에 비하여 PS의 탄성 계수는 2.48 GPa로 보다 작기 때문이라 생각된다.

## 5. 결 론

본 연구에서는 인간의 뼈와 유사한 기계적 특성을 갖는 기능 경사형 복합재료를 설계해 보고자 하였다. Halpin-Tsai 방정식을 이용하여 복합재료의 micro-

mechanical 특성을 예측하고 CLPT(classical laminate plate theory)를 적용하여 macro-mechanical 특성을 예측하였으며 이를 통해 바이오미메틱 복합재료 설계에 응용하였다. 뼈의 특성 평가 실험과 경사형 복합재료의 설계를 통해서 다음과 같은 결론을 얻을 수 있으며 본 연구의 결과가 복잡한 인간의 관절 구조와 유사한 형태의 복합재료를 설계하는데 기여할 수 있을 것으로 기대된다.

1. cortical bone은 수분 함유량이 증가할수록 비선형적 응력-변형률 관계가 우세하였다. 생체 내에서 뼈는 지질과 수분으로 둘러싸여 있으므로 인공 고관절 연구시 수분 함유를 고려해야 함을 알 수 있었다.
2. 표면의 마모 특성을 강화하고 이방성인 뼈의 장축과 횡축 방향의 탄성 계수를 맞추어 주기 위해 표면이 강화된 [0/90/0/core]<sub>s</sub>의 경사형 복합재료를 설계하였으며 매개 변수의 변화에 따른 복합재료의 기계적 특성을 알아보았다.
3. 인공 고관절의 경우 주로 굽힘과 압축력을 받기 때문에 원통 형태의 복합 재료를 구상하여 보았으며 뼈의 탄성 계수 및 굽힘 강성과 유사한 값을 갖도록 경사형 복합재료 각 층의 탄소 섬유 부피 분율과 두께를 결정하였다.

감사의 글 : 본 연구는 1998년도 교육부 학술연구 조성비(신소재 NE/98)에 의하여 수행되었으며 관계자 여러분께 감사드립니다.

## 참고문헌

1. R. D. Jamison and L. N. Gilbertson(Eds.), "Composite Materials for Implant Applications in the Human Body : Characterization and Testing", ASTM, Philadelphia, 1993.
2. A. Wang, A. Essner, V. K. Polineni, C. Stark, and

- J. H. Dumbleton, *Tribology International*, **31**, 17(1998).
3. J. B. Holt, M. Koizumi, T. Hirai, and Z. A. Munir, "Ceramic Transactions : Functionally Gradient Materials, Vol. 34, The American Ceramic Society, Westerville, Ohio.
4. K. M. Jasim, R. D. Rawlings, and D. R. F. West, *J. Mater. Sci.*, 2820(1993).
5. 通產資料調查會, "1993 新素材便覽", p.622, 1993.
6. 宮本欽生, 工業材料, **39**, 58(1991).
7. N. J. Lee, J. Jang, M. Pack, and C. R. Choe, *J. Mater. Sci.*, **32**, 2013(1997).
8. M. Funabashi, "Proc. 4th Japan International SAMPE Sympo.", September, 1995.
9. L. V. Griffin, J. C. Gibeling, V. A. Gibson, R. B. Martin, and S. M. Stover, *J. Biomechanics*, **30**, 185(1997).
10. D. N. Ghista(Ed.), "Osteoarthromechanics", Hemisphere, Washington, 1982.
11. W. Bonfield in "Monitoring of Orthopedic Implants"(F. Burny and R. Puers Eds.), Elsevier Science Publishers B. V., 1993.
12. R. M. Jones, "Mechanics of Composite Materials", pp.85-237, Scripta Book Company, Washington, D. C., 1975.
13. N. Verdonschot and R. Huiskes, *J. Biomechanics*, **30**, 795(1997).
14. A. C. Ugural and S. K. Fenster, "Advanced Strength And applied Elasticity", pp.183-242, Prentice Hall, Englewood Cliffs, New Jersey, 1995.