

인공 관절 설계를 위한 바이오미메틱 복합재료에 관한 연구

김명욱* · 윤재륜*

A Study on Biomimetic Composite for Design of Artificial Hip Joint

M. U. Kim and J. R. Youn

Key Words: hip joint, functionally gradient composite, cortical bone, cross-ply laminate

Abstract

This study suggests the design of the functionally gradient composite, [0/90/0/core], cross-ply laminate, to prevent stress concentration induced from the difference of rigidity between the bone and the artificial hip joint and to reinforce the wear property of the surface and the expectation of their mechanical properties. First, the four-point bending test is done about wet bones and dry bones to know the mechanical properties of the cortical bones. In result, the wet bone shows the viscoelastic behavior and the dry bone shows the elastic behavior. Moreover, we expect the properties of the proposed gradient composites as a function of carbon fiber volume fraction in each layer to apply Halpin-Tsai equation, CLPT(classical laminate plate theory), and Bernoulli beam theory etc. and decide the thickness ratio of each lamina in order to match Young's modulus of the anisotropic cortical bone with the proposed gradient composites.

1. 서 론

현재 인공 고관절 치환술은 기존의 고관절을 제거한 후 금속(Cobalt-Chrome)과 Polyethylene으로 만들어진 인공 고관절로 대체하는 것이다. Fig 1처럼 인공 고관절은 ball과 socket로 이루어진다. 인공 고관절 치환술에 있어서, 강성이 큰 금속의 골절-고정 판 아래와 대퇴부 대(stem) 주위의 뼈의 질량 손실에 대한 문제 때문에 유연한 대퇴부 대(stem)를 제조하기 위하여 낮은 탄성 계수를 갖는 탄소-탄소 강화 고분자(CFRP) 복합재료에 대한 관심이 고조되고 있다. 현재의 금속 이식체(implant)와 그것을 둘러싸고 있는 뼈 사이의 탄성 계수와 강성의 차이는 소규모의 응력과 변형을 뼈의 임의의 영역에 전달하여 대퇴골을 위축시키며 뼈의 손실을 가져온다. 또한 이식체와 뼈 사이의 탄성 계수의 차이에 기인한 뼈의 응력 차폐(stress shielding) 때문에 뼈는 재흡수

를 일으키게 되고 결과적으로 이식체가 헐거워지게 된다. 심하게 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 더욱 촉진하게 되었다. 복합재료는 인공 고관절 치환술에 있어서 이식체의 기능과 성능을 향상시키기 위한 수단으로 정형 외과 분야에서 많이 탐구되고 있는 실정이다. 시멘트에 의해 접합된(cemented) 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 감소시키는 결과를 낳기도 한다. 현재 인공 고관절은 수술 환자의 대략 90%~95%가 10년에서 15년

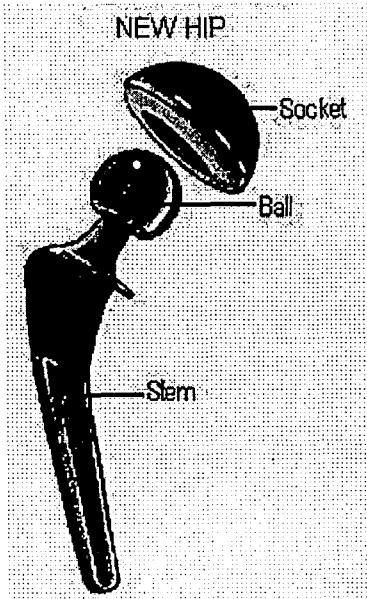


Fig 1. Typical artificial hip joint.

정도 지속된다. 그러나 인공 고관절이 차의 타이 어처럼 닳아 없어지기 때문에 수명에 한계가 있다. 또한 새롭게 대체된 인공 고관절은 살아있는 조직이 아니기 때문에 자체적으로 보충될 수도 없다. 따라서 인공 고관절의 더 향상된 성능과 궁극적인 수명 연장을 위하여 영구적이며 구조적으로 충격 흡수에 적합한 생체 적합 물질로서 섬유 강화 복합 재료가 급속히 부각되고 있으며 많은 연구가 요구된다.

본 연구에서는 먼저 소 대퇴골을 이용한 뼈의 기계적인 물질 특성을 파악하고 기능 경사형 복합재료의 형태를 도입하여 외부 마모에 잘 견딜 수 있고, 전체적으로 탄성 계수가 뼈와 비슷한 인공 관절을 설계해 보고자 하였다.

2. 실험

* 서울대학교 섬유고분자공학과

2.1 시편 제작 및 굽힘 실험

소 뼈(한우)의 대퇴골을 ASTM D790M-86에 근거하여 길이(8mm)*너비(10mm)*두께(4mm)의 4점 굽힘 특성 측정 시편을 제작하였다. Support span은 64mm, Load span은 32mm, cross-head의 속도는 1.7mm/min로 결정하였으며 인장 시험기인 MTS을 이용하여 뼈의 길이 방향으로 물성을 측정하였다. 생체 내부의 상태를 고려하여 7개의 시편 중 4개의 시편(sample A~D)은 상온에서 24시간 동안 증류수에 침지시켜 수분 함유량을 증가시켰으며 나머지 3개의 시편(sample E~G)은 냉동 건조시켜 수분 함유량을 감소시켰다. 이와 같이 하여 Wet 뼈와 Dry 뼈 사이의 굽힘 탄성 계수와 굽힘 강도 등의 물질 특성을 비교하였다.

2.2 수분 함유량 및 밀도 측정

수분 함유량은 진공 오븐에서 수분을 완전히 제거한 뼈들의 무게를 측정하여 건조 전후의 무게 차이를 계산하여 결정하였고, 또한 시편의 부피를 측정하여 밀도를 계산하였다. 수분 함유량은 아래의 식으로 결정하였다.

$$\text{수분 함유량} = \frac{\text{함유된 수분의 중량}}{\text{시료의 건조중량} + \text{함유된 수분의 중량}} * 100$$

3. 기능 경사형 복합 재료의 설계

본 연구에서는 아래의 Halpin-Tsai 식을 도입, 원형 섬유가 직사각형 배열을 한 것으로 가정하여 E_2 를 계산할 때는 $\xi=2$, G_{12} 를 계산할 때는 $\xi=1$ 로 정하여 각 플라이의 평균적인 탄성 계수와 Poisson 비를 예측하였다. 또 혼합물의 법칙에 따라 밀도를 예측하였다.

$$\begin{aligned} E_1 &\cong E_f V_f + E_m V_m \\ \nu_{12} &= \nu_f V_f + \nu_m V_m \\ \frac{M}{M_m} &= \frac{1 + \xi \eta V_f}{1 - \eta V_f} \\ \eta &= \frac{(M_f/M_m) - 1}{(M_f/M_m) + \xi} \end{aligned}$$

여기서, $M = E_2, G_{12},$ or ν_{23}

$M_f = E_f, G_f,$ or ν_f

$M_m = E_m, G_m,$ or ν_m

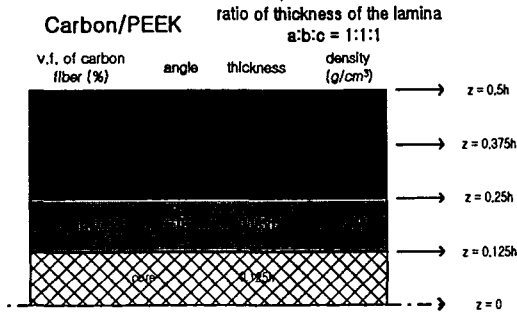


Fig 2. An example of the functionally gradient cross-ply composite.

문헌에 따르면 뼈는 hydroxyapatite 결정과 collagen 단백질로 이루어진 복합 재료로 생각할 수 있다. 또한 외피는 강성이 큰 cortical bone이 내부에는 골수로 차 있는 강성이 없는 공간이 존재하며 그 중간 정도에 강성이 작은 약간의 cancellous bone이 존재한다. 그리하여 복합 재료로 뼈를 구성할 경우 외부에서 내부로 갈수록 그 강성이 감소하는 기능 경사형 적층 복합 재료를 구상하였다.

먼저 강화 섬유로는 PAN-based 탄소 섬유를 이용하였고 모재로는 최근 인공 고관절에 응용되고 있는 물질로서 PEEK(polyetheretherketone)과 PS(polysulfone)을 사용하였다. Fig 2에 도시한 바와 같이 전체 적층 판을 $[0/90/0/core]_s$ 로 모델링 하였으며 각각의 플라이는 그 탄소 섬유의 부피 분율을 달리하여 강성이 달라지도록 하였다. 그리고 적층 복합 재료의 해석은 plane stress를 가정한 CLPT(classical laminate plate theory)와 Bernoulli beam theory를 적용하였다.

Table 1. Mechanical properties of the materials evaluated.

	Cortical bone	PAN-carbon	PEEK	PS
E (GPa) Young's modulus	$E_1 = 25$ $E_2 = 12$ (average = 17.6)	228	3.6	2.48
ν (Poisson's ratio)	0.3	0.2	0.42	0.37
X_t (MPa) Tensile strength	81.5 (wet) 105.5 (dry)	3200	92	75
ρ (g/cm ³) (Density)	1.8~2.0	1.76	1.32	1.25

4. 결론

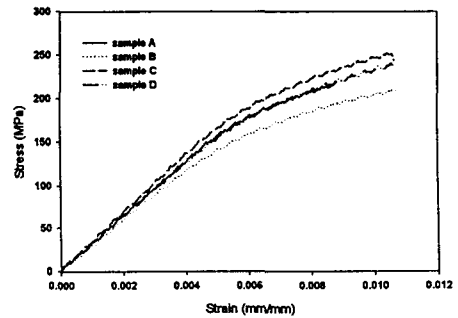


Fig 3. Stress-strain data for wet bone.

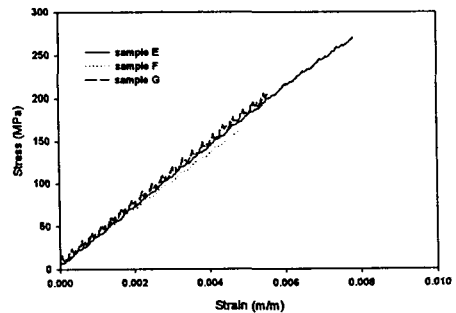


Fig 4. Stress-strain data for dry bone.

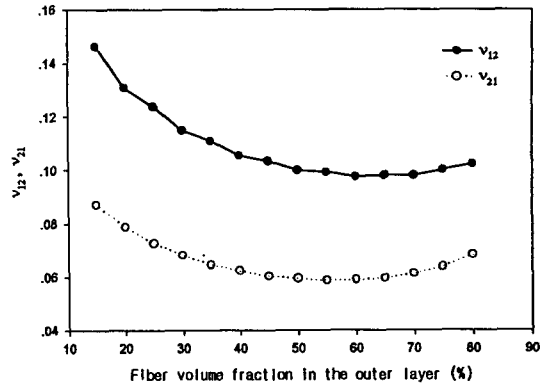
Wet 뼈의 경우는 평균적으로 수분 함유량이 4.77%, 굽힘 탄성 계수가 32GPa, 굽힘 강도가 230MPa이었으며, Dry 뼈의 경우에는 평균적으로

수분 함유량이 1.61%, 굽힘 탄성 계수가 36GPa, 굽힘 강도가 213MPa이었다. 또한 평균적인 뼈의 밀도는 2.06g/cm^3 로 측정되었다.

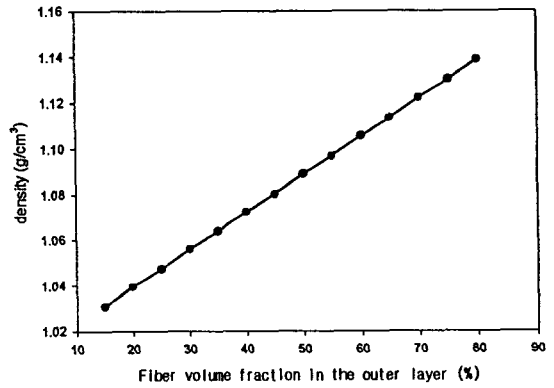
위 Fig 3과 4에서 보듯이 수분 함유량이 증가할수록 뼈는 점탄성적인 특성을 가지게 되고 강성이 더 작아짐을 알 수 있다. 하지만 굽힘 강도에 대해서는 Wet 뼈의 경우 시편이 notch에 영향을 덜 받고 변형률이 커서 Dry 뼈 보다 조금 높은 값을 보여주었다.

기능 경사형 복합 재료의 설계시 인공 고관절이 표면에서 마찰과 마모를 많이 받고 전체적으로 압축 하중과 굽힘 하중을 주로 받기 때문에 강성을 고려하여 표면에 위치하는 플라이의 탄소 섬유 함유량이 더 많도록 설계하였다. 또 C/PEEK, C/PS에 대하여 면내 강성 행렬과 굽힘 강성 행렬, 밀도 등을 계산해 보았다. Fig 5는 각 층의 두께비가 1 : 1 : 1 : 1인 C/PEEK의 경우 내부 층인 c층의 탄소 섬유 부피 분율은 10% 이고 중간 층인 b층의 탄소 섬유 부피 분율이 a층과 c층의 평균값을 가질 때, 외곽 층인 a층의 탄소 섬유 부피 분율을 15%에서 80%까지 변화시키면서 계산되어지는 적층 판의 물성을 도식한 것이다. 여기서 굽힘 강성 계수는 전체 적층 판을 1cm로 정한 후 계산되었다.

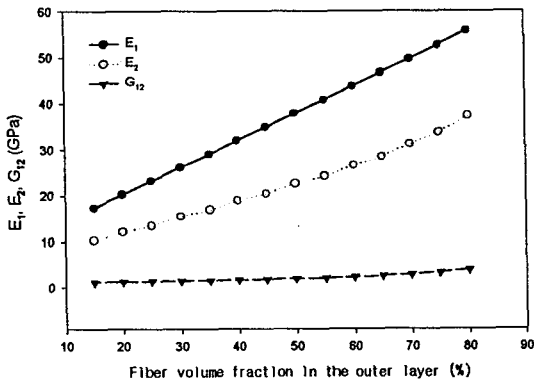
Poisson's ratio



Density



Modulus



Bending stiffness

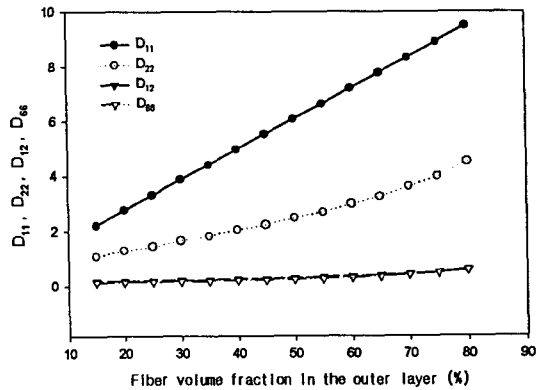


Fig 5. Properties of carbon/PEEK composites as a function of carbon fiber volume fraction in the outer layer.

인공 고관절과 같이 인간의 대퇴골에 복합 재료로 된 이식체를 끼워 넣는 경우, 대퇴골의 강성과 이식체의 강성이 차이가 크면 응력 집중 현상이 발생하게 되어 강성이 약한 물질의 파괴와 물성 저하를 가져오게 된다. 따라서 복합 재료로 뼈를 모델링 할 때도 이 점에 주목하여 탄성 계수가 가로 방향으로 $E_1 = 25\text{GPa}$, 세로 방향으로 $E_2 = 12\text{GPa}$ 이 되도록 또 인공 고관절의 삽입 등을 고려하여 뼈의 밀도의 60%이 되도록 설계하였다. Fig 6은 Carbon/PS의 경우 위의 조건에 맞는 각 층의 두께 비 분포를 도시한 것이다. 여기서는 c층의 탄소 섬유 함유 부피 분율은 10%이며 b층의 탄소 섬유 함유 부피 분율은 a층과 c층의 평균값을 갖고, 밀도는 1.14g/cm^3 인 경우이다.

- (4) F. Burny and R. Puers (editors), *Monitoring of orthopedic implants* (1993).
- (5) D. Sadagopan and R. Pitchumani, "Property-based optimal design of composite materials and their internal architectures", *Journal of composite materials*, vol. 32, No. 19 (1998).
- (6) Brain P. McNamara, Luca Cristofolini, Aldo Toni and David Taylor, "Relationship between bone-prosthesis bonding and load transfer in total hip reconstruction", *Journal of Biomechanics*, vol. 30, No. 6, pp. 621~630 (1997).

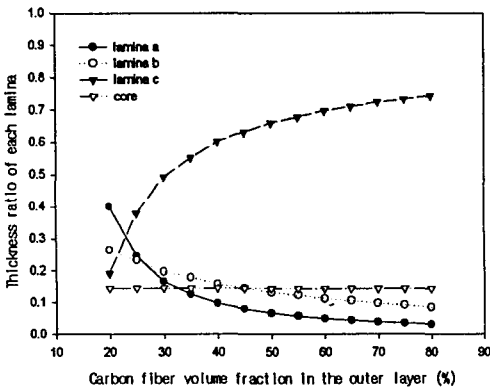


Fig 6. Thickness ratio of each lamina for desired properties of carbon/PS composite.

참고문헌

- (1) Robert M. Jones, *Mechanics of composite materials* (1975).
- (2) Russel D. Jamison, Leslie N. Gilbertson (editors), *Composite materials for implant applications in the human body : characterization and testing* (1993).
- (3) Ghista, Dhanjoo N., *Osteoarthromechanics* (1982).