

근육의 力學的 特性和 力學 모델

박형준*, 박병립**, 박상희***

(* 원광대 공대 전기공학과 전임강사

** 원광대 의과대학 생리학 교실 부교수

*** 연세대 공대 전기공학과 교수)

1. 머릿말

최근, 機械 工學, 電子 工學 등의 눈부신 공학 발전에 힘입어 다양한 robot 혹은 manipulator가 개발되었다. 그러나, 이들 기계는 外部 環境 변화에 적응하는 運動 制御의 機能면에서 보면 인간이 행하는 그것과는 비교할 수 없을 정도로 인간의 機能이 탁월하다. 물론, 이것은 中樞神經系가 갖는 學習, 記憶, 認識 등의 制御와 情報 처리 기능에 의한 것이지만 actuator인 筋肉의 우수한 力學的 性質이 있기 때문에 가능하다는 것을 잊어서는 아니된다. 筋肉은 가볍고 compact하며 出力 對 重量比가 크다는 특징 이외에 粘性和 彈性을 지니고 있으며, 그 性質은 筋肉의 活動 상태에 의존하여 변화한다는 特性 [1,2]을 갖고 있다. 즉, 일상 생활에서 우리는 筋肉의 粘性和 彈性을 잘 조절함으로써 가벼운 물건, 무거운 물건, 부드러운 물건, 딱딱한 물건, 부서지기 쉬운 물건 등을 쉽게 다룰 수가 있으며, 그리고 두 다리로서의 보행 혹은 環境에 구속받는 運動을 원활하게 행할 수 있는 것이다.

근년에 들어 産業 環境의 변화로 인하여 少品種 多量 生産보다는 多品種 少量 生産에 대처할 수 있는 robot 등의 機械가 産業에서 요구되고 있다. 이를 위해서는 生體와 같은 高機能의 actuator를 개발할 필요가 있으며, 지금까지와 같은 feedback 이론만으로는 이들 실현하는 것은 불가능할 것이다. 다시 말하면, feedback 이론과 같은 bottom-up적 연구가 공학 발전에 큰 공헌을 한 것은 사실이지만 이것만으로는 불충분하며, 生體의 복잡 다양한 高機能 研究의 top-down적 이론해석과 융합이 필요할 것이다.

이상과 같은 의미에서, 본 원고에서는 生體 運動의 가장 기초가 되는 筋肉의 力學的 性質과 力學 모델에 관해 이미 개설된 내용에 필자의 생각을 덧붙여 검토하고자 한다.

2. 筋肉 構造와 筋肉 收縮

筋肉은 構造와 機能의 관점에서 보면 骨格筋, 心筋, 內臟筋으로 분류되지만, 여기에서는 運動과 관계하고 있는 骨格筋을 다루기로 한다. 그림1[3]에 骨格筋의 構造를 나타내었다. 骨格筋은 腱(tendon)을 통해 뼈에 부착되어 있으며 筋肉의 표면은 形質膜으로 싸여져 다수의 筋纖維로 구성되어 있다. 또한, 筋纖維의 내부는 많은 筋原纖維가 縱으로 관통하고 있으며 筋原纖維 사이에는 Sol상태의 筋形質로 가득차 있다.

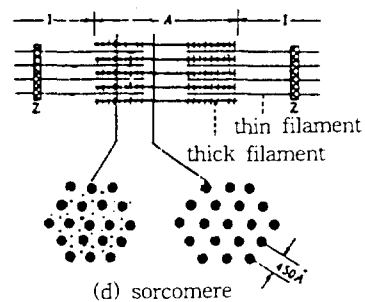
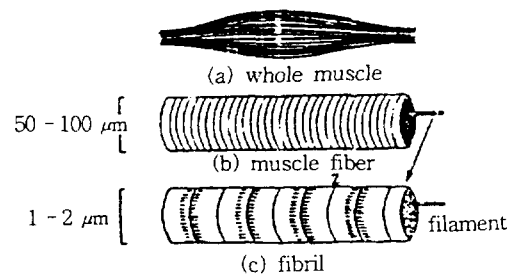
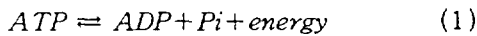


그림 1 골격근의 구조[3]

筋原纖維는 가는 actin filament와 두꺼운 myosin filament 라고하는 두 종류의 단백질 다발로 되어 있으며, 이들 두 종류의筋 filament가 그림1의 (d)와 같이 서로 다른 배열을 하고 있다. 한개의 두꺼운 myosin filament 주위에는 여섯개의 가는 actin filament가 정연하게 둘러싸여져 있으며 actin filament의 한 쪽 끝은 Z막에 부착되어 있다.

運動神經을 전과하여 온 pulse는 神經-筋 접합부의 神經 종관을 통해 筋纖維膜에서 活動電位를 발생시키며, 그리고 活動電位가 筋纖維에 전과하여 收縮이 일어난다. 이 때, 活動電位에 의해 筋 小胞體로 부터 Ca^{2+} 가 방출되며, 이것이 trigger가 되어 다음의 收縮 反應이 유기되다. 그리고, 재차 Ca^{2+} 가 筋 小胞體에 주입됨에 따라 반응은 정지되고 筋肉은 이완하게 된다. 즉, 筋原纖維 내에는 근 수축 에너지원이 되는 ATP가 축적되어 있거나, 그 ATP는 방출된 Ca^{2+} 와 myosin중에 포함된 ATP 분해 효소에 의해 분해되어 ADP 와 고 에너지인산 Pi가 발생하게 된다.



이때 발생하는 에너지에 의해서 筋 filament 사이에 收縮力이 발생하고, actin filament가 myosin filament 사이로 들어가면서 收縮한다. 이때 각각의 筋 filament는 그 자체의 길이 변화는 하지 않고 서로 활주하여 筋 자체 길이가 短縮한다(활주설)[4]. 그리고 최대 收縮力은 가는 filament와 두꺼운 filament가 겹치는 부분의 길이에 비례한다는 것이 밝혀져 있다[4].

單一 活動電位에 의해 筋肉은 收縮하고 弛緩하는 것을 單收縮이라 한다. 적당한 간격으로 자극을 가하면 單收縮이 가중되며 반복되는 자극에 의해 최대 收縮에 도달하게 되는데 이것을 強縮이라 한다(그림2). 筋肉의 한쪽에 하중을 가하여 자극을 가하면 筋肉은 短縮하고 하중을 들어 올린다. 이 收縮을 等張性 收縮(isotonic contraction)이라 하며 筋肉 양단을 고정된 경우를 等尺性 收縮(isometric contraction)이라 한다. 生體에서는 前者는 하중을 들어올린 경우의 收縮이고 後者는 關節을 움직이지 않는 상태에서 張力을 발생시킨 경우에 해당한다.

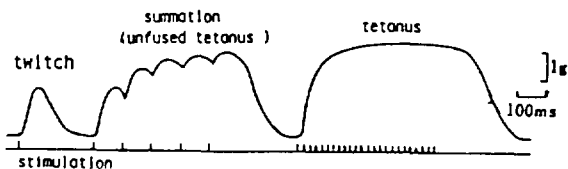


그림 2 등척성 수축

3. 筋肉의 力學的 特性

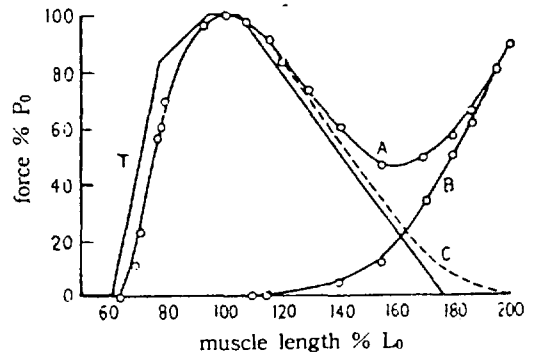
3.1 筋肉의 力學 特性

여기에서는 지금까지 실험동물로부터 적출한 筋肉에서

밝혀진 筋肉의 力學的 性質을 특징짓는 張力-길이 관계, 힘-부하-속도 관계, 直列 彈性要素의 부하-筋 변위 관계 등에 관하여 설명한다.

3.1.1 張力-길이 관계

筋肉의 收縮力은 筋肉 길이와 관계가 있다는 것이 옛날부터 알려져 있다. 여러 종류의 길이에서 筋肉을 반복 자극하여 그때의 최대 張力을 측정하면 그림3의 A의 관계가 얻어진다. 자극을 가하지 않고 즉, 靜止筋에 있어서도 길이를 길게 하면 靜止 張力은 증가하여 그림3의 B 곡선이 얻어진다. 筋肉에는 세포막 결합 조직 등의 收縮에 관여하지 않는 構造가 있으며 靜止 張力은 이것에 의한 것이다. 그러므로 A-B로써 얻어지는 곡선 C가 실제 收縮에 의해 발생하는 活動 張力(收縮力)이다. 筋肉을 자연 길이(L_0)의 2배 정도 늘리면 收縮力이 발생하지 않는다는 것이 그림3에 나타나 있다. 그리고, 곡선T는 활주설의 이론치이다[5]. 生體내에서의 骨格筋은 關節을 대략 중간 위치에 두었을 때의 길이(자연 길이 L_0)에서 최대 張力을 발생하며 통상의 關節 가동 범위에서의 筋肉 길이 변화는 L_0 부근에서 동작하고 있는 것이다.



A : 종합 장력, B : 정지 장력, C : 활동장력
T : 활주설의 이론치, P_0 : 최대 강축 장력
 L_0 : 자연 상태의 근 길이, 개구리의 半??橫筋
 P_0 : 6 g, L_0 : 12 mm, 10^0 C

그림 3 근육 길이와 발생 장력의 관계[5]

3.1.2 直列 彈性 要素의 負荷-伸張 관계

等尺性 收縮중인 筋肉에 부하를 걸어서 급속히 筋肉의 한 쪽을 개방하여 관찰하면 아주 미소량이지만 급속한 短縮이 일어나고 그후 부가한 부하에 대응하는 短縮 속도로서 收縮하게 된다. 이와 같이, 개방 직후의 급속한 短縮은 直列 彈性 要素에 의한 것이며 그 후의 短縮은 收縮 要素에 의한 것이다. 그러므로 개방 직후 급속한 미소 短縮량과 부하의 관계를 측정하는 것에 의해 直列 彈性 要素의 負荷(張力)-筋肉 길이와의 관계를 구할 수 있다. 그림4에 負荷-

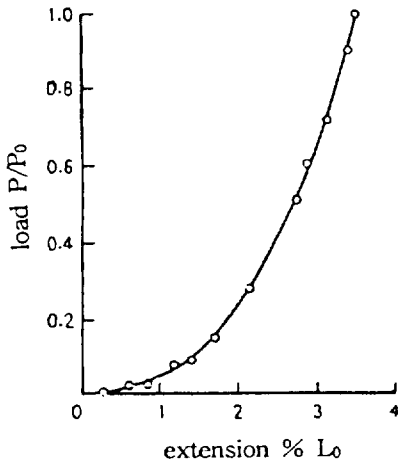


그림 4 직렬 탄성요소의 부하-신장 관계[5]

伸張 관계를 표시하였다[5]. 張力이 증가함에 따라 彈性 계수가 증가함을 알 수가 있다.

물론, 筋肉내의 直列 彈性 要素(용수철)의 존재는 상술한 것과 같은 力學的 현상으로부터 추정된 것이지만 실제로 筋肉 속에 機械的인 용수철이 존재하는 지는 알 수가 없다. 실제 생리학에서는 급속한 短縮은 Cross-Bridge의 彈性 혹은 filament의 彈性으로 보는 견해와 收縮 反應의 일부로 보는 견해가 있으며 筋肉 構造와의 대응 관계는 아직 충분히 밝혀지지 않았다.

3.1.3 負荷-속도 관계

筋肉 收縮의 動的 性質을 나타내는 아주 중요한 특징 중의 하나는 負荷 P와 속도 v(收縮 要素의 短縮 속도)의 관계이다. 그림5에 短縮시의 부하-속도 관계를 표시하였다. 부하-속도 관계는 거의 모든 骨格筋에 있어서 쌍곡선으로 표시되는 것이 확인되어 있다. Hill[6]은 筋肉을 強縮 자극하여 短縮時的 부하-속도 관계와 ATP 분해시에 발생하는 열생산을 계측하여

$$(P+a)(v+b) = b(P_0+a) = constant \quad (2)$$

라는 유명한 공식을 도출하였다. 여기에서 a는 열 정수, b는 에너지 유리 속도 정수이며, 이들을 dynamic constants라 불리고 있다. 그리고 P₀는 최대 收縮力이다.

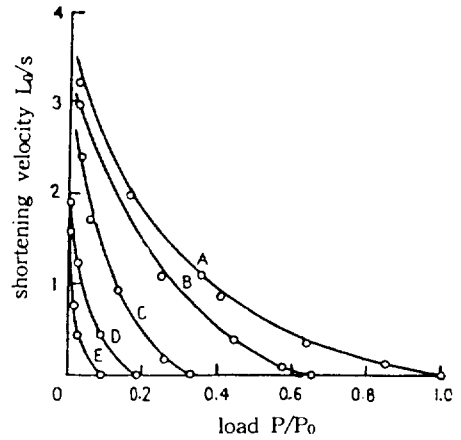
그리고 Mashima 등[7]은 強縮時 뿐만 아니라 여러 종류의 收縮力 A를 발생하고 있을 때 부하-속도 관계를 계측하였다[그림5]. 그리고 이 힘-부하-속도 관계를

$$(P+a)(v+b) = b(A+a) \quad (3)$$

$$a = aA/P_0$$

로 표현하였다. 식(3)은 식(2)를 일반화한 형태이다.

그리고, 식(3)의 힘-부하-속도 관계를 변형하면, 부하 P



곡선 A는 최대 수축력 P₀를 발생하고 있을 경우, A, B, C, D, E는 각각 최대 수축력의 65%, 33%, 18%, 9%의 장력을 발생하고 있을 경우, P₀ : 5.8 g, L₀ : 13 mm

그림 5 부하-속도 관계

(筋肉 張力)는

$$P = A - D(A, v)v \quad (4)$$

와 같이 收縮力A와 속도에 의존하는 粘性力D(A,v)v의 차로써 표현된다. 또한 粘性계수 D(A,v)는

$$D(A, v) = \frac{(P_0+a)A}{(b+v)P_0} \quad (5)$$

이다. 다시 말하면, 收縮要素는 粘性要素 D(A,v)와 힘 발생 요소 A라고 하는 두개로 나누어 생각하는 것이 가능하다.

그리고, 筋肉을 伸張하였을 때의 힘-부하-속도 관계식은

$$(P-2A-a')(v-b') = b'(A+a') \quad (6)$$

$$a' = a'A/P_0$$

로 표현되며[7], 粘性 계수D(A,v)는

$$D(A, v) = \frac{(P_0+a')A}{(b'-v)P_0} \quad (7)$$

이 된다.

3.1.4 並列 彈性 要素

收縮 要素는 기본적으로 收縮 構造의 동특성 즉, 힘-부하-속도 관계에 의존하는 要素이지만, 좀더 엄밀하게 말하면 筋 길의 변화에 의한 活動化의 特性을 도입할 필요가 있다.

活動化의 特性이란 等尺性의 조건하에서 收縮중의 筋肉을 伸張시키면 收縮 反應이 活性化되어 정상 상태의 張力이 증가하고 역으로 短縮시키면 非活性化되어 張力이 감소하는 性質이다. 그리고, 이 張力의 증가(감소)량은 筋肉에 부여하는 변위에 비례한다고 알려져 있다[8]. 즉, 收縮 要素 내부에 並列 彈性 要素가 존재하는 것과 같은 性質을 갖는다. 이 비례 상수(장력/변위)가 並列 彈性 要素의 彈性 계수이다[9].

3.2 筋肉의 力學 모델

이상에서 설명한 것과 같이 실험 동물에서 적출한 筋纖維의 力學 모델은 直列 彈性 要素와 收縮 要素라고 하는 二要素 모델로 표현이 가능하다(그림6)[6,10]. 그리고 收縮 要素는 힘 발생 요소, 粘性 要素, 並列 彈性 要素로 표현된다.

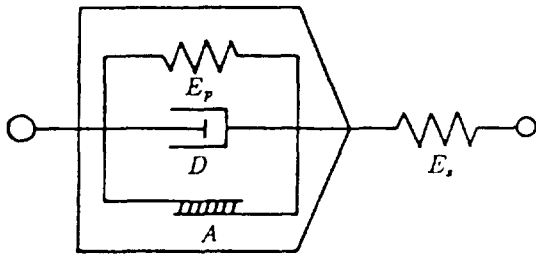


그림 6 근섬유의 역학 모델

그러나 자연 상태의 筋肉 혹은 인체 骨格筋은 다수의 筋纖維 다발로 되어 있으며, 또한 隨意 收縮時에 모든 筋纖維가 活動하는 것이 아니다. 그러므로, 실험 동물에서 적출한 筋肉의 力學的 性質로부터 얻어진 그림6과 같은 力學 모델이 자연 상태의 筋肉에도 적용될 수 있는지 검증할 필요가 있다. 자연 상태의 骨格筋은 筋纖維 다발이 병렬로 배치되어 있으며, 筋 收縮力의 크고 작음은 運動 單位 (α -運動 神經이 지배하는 筋纖維)에 의해 동원되는 筋纖維의 갯수에 의해 규정된다. 이 두가지의 관점에서 생각하면 자연 상태 骨格筋의 力學 모델은 그림7과 같은 分布 常數系로 표현되어야 할 것이다.

한편, 필자는 엄지 筋肉을 이용하여 여러 等尺性 收縮力 발생시에 시간 경과가 같은 변위를 인가하였을 때, 그 변위로 인하여 발생하는 張力을 계측하였다. 그림8은 그 실험 결과이다(상세한 실험 시스템 및 실험 방법은 문헌 [1,9]을 참고하기 바란다.). 그림에서 변위에 의해 발생하는 각 張力 변화속에는 엄밀하게 말하면 受動的 要素(피부, 세로막, 결합 조직 등의 粘性과 彈性, 關節 주변의 粘性 그리고 실험 장치의 관성 모멘트 등)에 의한 張力 成分, 筋肉에 의한 張力 成分, 伸張 反射에 의한 張力 成分 등이 포함되어 있지만, 等尺性 收縮力이 증가함에 따라 변위에 의해 발생한 張力이 증가하는 것을 나타내고 있

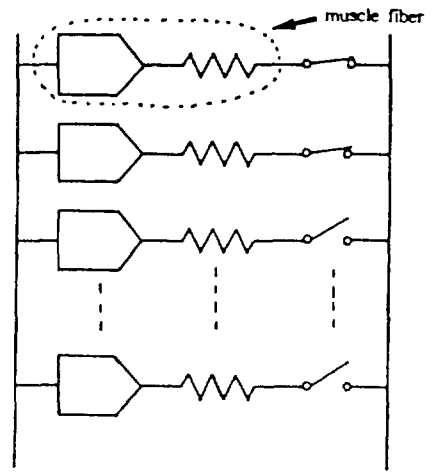


그림 7 분포 상수계의 근육 역학 모델

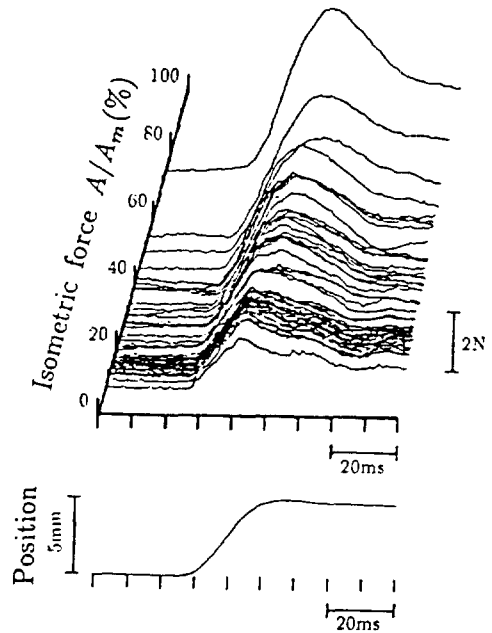


그림 8 여러 등척성 수축력을 발생하고 있는 엄지 근육에 Ramp상의 변위를 가했을 때 발생하는 장력

다. 또한, 필자는 체내 筋肉에서 계측되는 張力으로부터 순수 筋肉에 의해 발생하는 張力 成分의 추출 방법을 제안하였다[1,9]. 이 방법을 이용하여 筋肉에 의해 발생한 張力을 추출한 후 여러 시각에 있어서 等尺性 收縮力과 변위의 인가에 의해 발생한 張力과의 관계를 조사하였다. 그 한 예를 그림9에 표시하였다. 그림에서 나타내는 것과 같이 발생한 張力은 等尺性 收縮力의 증가와 더불어 거의 선형적으로 증가하고 있다. 그림9는 변위 인가 후 20ms의 경우이나 다른 시각에 있어서도 선형적으로 증가하는 경향을 나타내었다. 변위에 의해 발생한 張力이 等尺性 收縮力에 비례 관계를 갖는 性質을 고려하면 자연 상태의

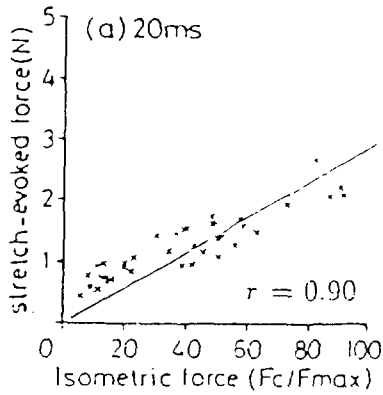


그림 9 엄지 근육에 Ramp상의 변위를 가한 후 20ms에서의 근육의 점탄성에 의해 발생한 장력과 등척성 수축력과의 관계

근육 모델은 集中 常數系로 생각할 수 있다. 결론적으로 말하면, 인체 근육 모델은 엄밀한 의미에서는 分布 常數系(그림7)이나, 等尺性 收縮力과 변위인가 시의 張力 변화가 선형 관계에 있기 때문에 그림6과 같이 集中 常數系로 취급하여도 무방하다는 것이다.

그리고 인체 근육(자연상태)을 伸張 혹은 短縮하였을 때 측정되는 張力에는 受動的 要素의 의해 발생하는 張力이 포함되어 있으므로 受動的 要素의 力學 모델을 고려할 필요가 있다.

4. 맺 음 말

최근, 공학에서 robotics 혹은 지능 robot라는 것은 인간 혹은 생물이 갖는 運動 機能을 機械的으로 실현하려고 하는 것으로 생체가 갖는 고도의 제어 능력을 부여하려고 하는 것이다. 그러나, 종래의 공학적 연구에 의한 feedback 이론 만으로는 이를 실현한다는 것은 불가능할 것이며, 다자유도로서 비선형 운동기구의 제어 방식 혹은 환경과 복잡한 상호작용에 대응할 수 있는 새로운 제어 방식의 도출이 필요할 것이다. 한편, 신경과학을 중심으로 한 최근 腦科學은 아주 많이 발전하였으며 생체 운동계의 기구, 구조, 정보 흐름 등이 점차로 명확히 밝혀지고 있다. 본 원고에서는 이들중 생체 운동 제어의 가장 기초가 되는 골격근의 역학적 특성과 그 역학 모델에 관하여 요약하였다.

참 고 문 헌

[1] 楠本秀忠, 朴炯俊, 赤澤堅造, “隨意收縮レベルによって調節される母指筋の粘弾性”, 바이오메카니즘學會誌, vol.16, No.4, pp.297-305, 1992
 [2] 朴炯俊, 楠本秀忠, 赤澤堅造, “骨格筋における收縮力學パラメータの活動度依存性”, 電子情報通信學會技術研究報告, BME 91-99, pp.19-24, 1992
 [3] A. C. Guyton, “Textbook of medical physiology”, W.

B. Saunder Co., Philadelphia, 1991
 [4] A. F. Huxley, “Muscle structure and theories of contraction”, Biophys. Chem., vol.7, pp.225-318, 1967
 [5] A. M. Gordon, A. F. Huxley and F. J. Jilian, “The variation in vertebrate muscle fibre”, J. Physiol., vol.184, p.170, 1966
 [6] A. V. Hill, “The heat of shortening and the dynamic constants of muscle”, Pro. Soc., vol. B126, pp.136-195, 1938
 [7] H. Mashima, K. Akazawa, H. Kushima and K. Fujii, “The force-load-velocity relation and the viscous-like force in the frog skeletal muscle”, Jpn. J. Physiol., vol. 22, pp.103-120, 1979
 [8] H. Sugi and G. H. Pollack, “Cross bridge mechanism in muscle contraction”, Univ. od Tokyo Press, p.297, 1979
 [9] 朴炯俊, 楠本秀忠, 赤澤堅造, “感度解析を用いた骨格筋の力學特性のパラメトリック推定法”, 바이오메카니즘學會誌, vol.16, No.4, pp.306-318, 1992
 [10] 赤澤堅造, 藤井克彦, 眞島英信, “骨格筋の力學特性とそのモデル-收縮力への依存性-”, 醫用電子と生體工學, vol.17, pp.278-284, 1974

저 자 소 개



박형준(朴炯俊)
 1961년 5월 13일생. 1984년 한양대 공대 전기공학과 졸업. 1989년 일본 오오사카대 대학원 졸업(석사). 1993년 일본 오오사카대 대학원 졸업(공학). 현재 원광대 공대 전기공학과 전임강사.



박병림(朴炳林)
 1953년 8월 15일생. 1978년 전남대 의과대학 졸업. 1983년 전남대 대학원 생리학 전공(의학박사). 1984년 9월-1986년 8월 Rechefeller 대학과 Baylor College of Medicine에서 전정신경생리학 연구. 현재 원광대 의과대학 생리학 교실 부교수.



박상희(朴相禧)
 1939년 8월 25일생. 1962년 연세대 공대 전기공학과 졸업. 1964년 연세대 대학원 졸업(석사). 1971년 연세대 대학원 졸업(공학) 및 연세대 공대 전기공학과 조교수. 1982년 미국 워싱턴대 교환교수. 현재 연세대 공대 전기공학과 교수, 당학회 부회장.