

## POSSIBILITATI DE UTILIZARE A MUSCHILOR ARTIFICIALI LA ACTIONAREA PROTEZELOR/ORTEZELOR

Liliana DRAGAN, s.l.ing,  
Universitatea de Nord din Baia-Mare, Facultatea de Inginerie,  
Baia-Mare, Str: Dr. V. Babes 62/A, e-mail: [lilianaubm@email.ro](mailto:lilianaubm@email.ro)

**Keywords:** Hill muscle model, pneumatic artificial muscles, prostheses, orthoses.

**Abstract.** Using the Hill model as startup, regarding the structure of the muscle-tendon ansamble, the paper presents modelling possibilities using pneumatic artificial muscle (PAM). There are shown two solutions of usage of PAM in the construction of some powered lower limb prostheses/orthoses.

### 1. INTRODUCERE

Forța musculară dezvoltată de mușchii scheletici se transmite oaselor prin intermediul tendoanelor. Acestea reprezintă elementele pasive în transmiterea forțelor spre pârgăniile osoase. Prin studierea anatomiei și fiziologiei ansamblului mușchi-tendon se urmărește realizarea unui model care să se gasească aplicabilitatea în crearea unui sistem de acționare al dispozitivelor de protezare și ortezare, cât mai apropiat de situația reală.

### 2. MODELUL HILL DE FUNCȚIONARE A MUSCHILOR SCHELETICI

Modelul Hill [1],[3],[4],[6] permite studierea comportării statice și dinamice a ansamblului mușchi-tendon în condiții izometrice. Astfel, mușchiul este considerat ca fiind format dintr-un element contractil activ ECA (care modelează miofibrilele din punct de vedere al dezvoltării forțelor active) înseriat cu un element elastic pasiv EEP (expresie a elasticității miofibrilelor)-fig.1. EEP se comportă ca un arc care înmagazinează energie în timpul alungirii și o descarcă atunci când revine la lungimea inițială.

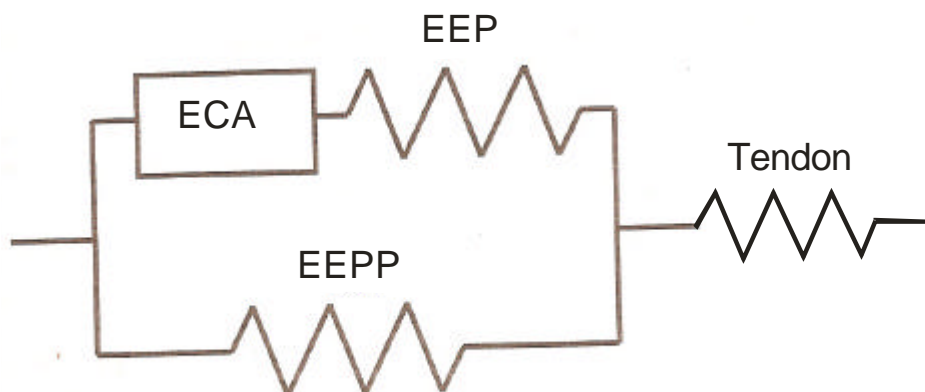


Fig.1 Modelul Hill

Pentru a descrie mai bine comportarea pasiva a muschiului s-a introdus un al doilea element elastic EEP montat în paralel, care împiedica ruperea muschiului în situatia alungirii sale pasive.

În timpul contractiei musculare, forta dezvoltata de sistem creste încet. Asta datorita faptului ca simultan ECA se scurteaza si elementele elastice se alungesc. Acestea din urma se comporta ca veritabile amortizoare ce împiedica cresterea brusca a fortei musculare.

Expresie a functionarii modelului Hill sunt relatiile forta-lungime si forta-viteza deosebit de importante pentru aprecierea preciziei si coordonarii miscarilor corpului uman. Se fac doua observatii: pe de-o parte, ECA si EEP fiind conectate în serie modificarea lungimii ansamblului este egala cu suma modificarilor petrecute în lungimea fiecarii element; pe de alta parte, viteza de scurtare sau alungire a modelului ECA+EEP este suma vitezelor de modificare a dimensiunilor pentru fiecare element în parte.

### 3. RELATIA FORTA-LUNGIME

Una din cele mai studiate [1],[3],[6] în biomecanica musculara, relatia F-L exprima modul de variatie al fortelor active si pasive (dupa cum arata modelul Hill), la nivelul muschiului, functie de lungime, în conditiile vitezei nule-fig.2 .Se observa ca fortile active sunt maxime la lungimea optima  $L_0$  (de repaus), corespunzatoare unei lungimi a sarcomerului între 2...2,25  $\mu\text{m}$  si scad odata cu lungirea sau scurtarea muschiului.

La solicitari exterioare fortile pasive nu se initiaza de la început ci cu ceva dinainte de  $L_0$  si cresc cvasi-liniar la început pentru ca apoi, dupa  $L_0$ , forta sa creasca aproape exponential. Cea mai mare valoare a fortei pasive se atinge la o lungime maxima  $L_{\text{max}} \approx 1,5 L_0$ . Daca solicitarea continua, forta totala creste dramatic si muschiul se rupe în zonele de legatura cu tendonul.

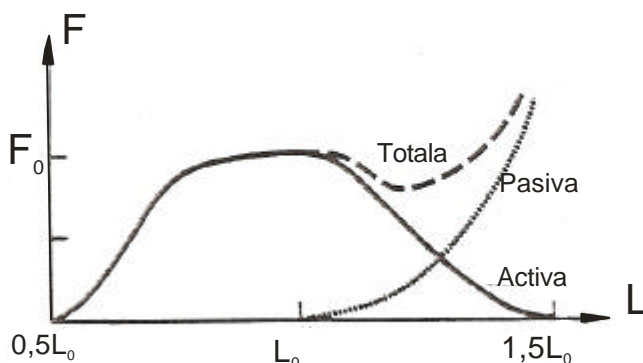


Fig.2 Dependenta forta-lungime (izometric).

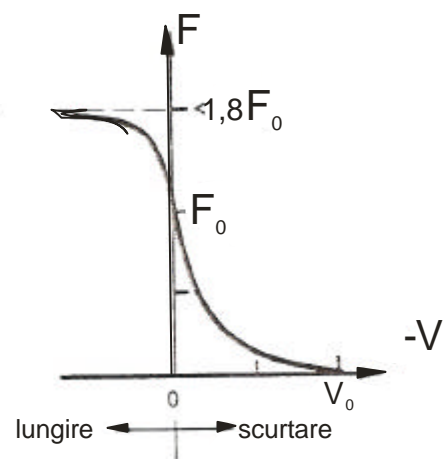


Fig.3 Dependenta forta-viteza (izotonic).

Forta pasiva nu depinde de nivelul de activare musculara-dupa cum se vede si din fig.2 si fig.4 ( $F_0$ , respectiv  $F_0/2$ ) dar forta totala, da.

#### 4. RELATIA FORTA-VITEZA

Se considera ca stimularea musculara se face în sensul scurtarii respectiv lungirii muschiului, în conditii izotonice.

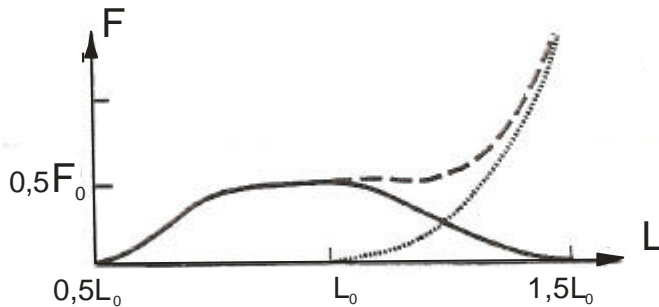


Fig.4 Relatia F-L, la nivel de activare  $F_0/2$

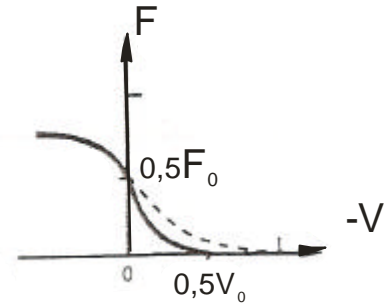


Fig.5 Relatia F-v, la activare  $F_0/2$

Curba F-v (fig.3) prezinta doua ramuri: una când muschiul se scurteaza (contractii concentrice) cu aspect hiperbolic, când expresia fortei musculare este:

$$F = \frac{(F_0 \cdot b - a \cdot v)}{b + v} \quad (1)$$

v -viteza de contractie,  $F_0$  –forta maxima în conditii izometrice, a,b –constante stabilite experimental.

Lucrul mecanic dezvoltat:  $W = -F \Delta L$  cu care puterea mecanica:

$$P = \frac{dW}{dt} = -F \frac{\Delta L}{dt} = -F \cdot v \quad (2)$$

si cum viteza e negativa la scurtare, rezulta  $P > 0$ .

Ramura din stânga a curbei caracterizeaza contractiile excentrice, când muschiul se lungeste, caz în care forta maxima nu poate depasi  $1,8F_0$ .

#### 5. MUSCHI ARTIFICIALI

Muschii artificiali pneumatici (MAP) [2] sunt dispozitive contractile, asemenea motoarelor liniare actionate cu ajutorul aerului comprimat. Conceptul lor este foarte simplu: în esenta MAP este format dintr-o membrana închisa care sub actiunea presiunii aerului expandeaza radial si a carei capete axiale, legate prin fittinguri de organul actionat, se apropie dezvoltând o forta de contractie în lungul axei longitudinale asemanatoare celei generate de muschii scheletici.

Literatura de specialitate consemneaza o relativa varietate de MAP dintre care mentionam: muschii McKibben, Yarlott, ROMAC, Kukolj, Morin, Baldwin si mai nou asa numitii muschi „plisati” (PPAM)-fig.6.

Utilitatea MAP s-a dovedit în primul rând în domeniul roboticii si al automatizarilor în ultimii ani însa tot mai multe încercari sau îndreptat spre utilizarea lor ca elemente de actionare a dispozitivelor de protezare si sustinere a scheletului osos.



Fig. 6 Variante de MAP: McKibben si PPAM

MAP se bucura de o serie de caracteristici si proprietati care îi recomanda: deosebit de usori, gabarit si masa redusa pe unitatea de putere (1KW/kg), elasticitate (comportare ca de arc) datorata pe de-o parte compresibilitatii aerului si pe de alta variatiei fortei cu deplasarea, amortizarea socurilor datorate impactului, posibilitati de conectare usoara, fara pericol de electrocutare sau incendiu.

Si în cazul MAP, relatiile F-L si F-v stabilite experimental sunt asemanatoare celor naturale (biologice) doar ca aici intervine si presiunea  $p$  a aerului comprimat generatoare de forta. Astfel, s-a observat o scadere a fortei cu cresterea gradului de contractie pentru diferite nivele de activare stabilite prin diferite valori ale presiunii de actionare.

Aplicând o presiune  $p$  la interiorul MAP volumul acestuia creste cu  $dV$  corespunzator unei modificari a lungimii  $dl$  (negativa în cazul scurtarii) si astfel forta dezvoltata:

$$F = -p \frac{dV}{dl} \quad (3)$$

Elasticitatea [2] exprimata ca inversa a rigiditatii este:

$$C^{-1} = K = \frac{dF}{dl} = -\frac{dp}{dV} \left( \frac{dV}{dl} \right)^2 - p \frac{d^2V}{dl^2} \quad (4)$$

care pentru un proces politropic, cu coef.  $n$ , se poate scrie:

$$K = -n \frac{p + p_0}{V} \left( \frac{dV}{dl} \right)^2 - p \frac{d^2V}{dl^2} \quad (5)$$

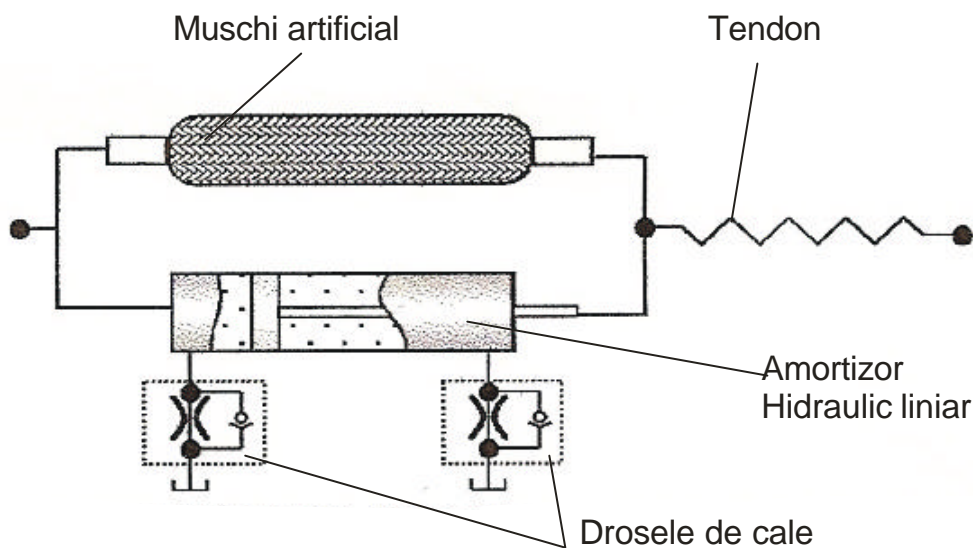
## 6. UTILIZARI ALE MAP ÎN DISPOZITIVEL DE PROTEZARE

Muschii McKibben (fig.6a) si-au gasit aplicabilitate în ortotica datorita similitudinii de comportare cu muschii scheletici. Ca si în cazul acestora, pentru mobilizarea unei articulatii, muschiul are doar posibilitatea de tragere nu si de împingere motiv pentru care pentru realizarea unei miscari bidirectionale (flexie/extensie) se folosesc doi MAP antagonisti.

Fora dezvoltata de un astfel de muschi având, în repaus, diametrul  $D_0$ , lungimea  $l_0$  si unghiul  $\alpha_0$ , pornind de la relatia (3) se poate scrie:

$$F = p \frac{pD_0^2}{4} \left( \frac{3}{\operatorname{tg}^2 a_0} \cdot \frac{l^2}{l_0^2} - \frac{1}{\sin^2 a_0} \right) \quad (6)$$

Modelarea ansamblului muschi-tendon pornind de la modelul Hill si folosind ca element contractil un MAP de tip McKibben, inclus într-o proteza activa de glezna este prezentata în fig.7 [4]. Pentru modelarea EEPP s-a folosit un cilindru hidraulic cu rol de amortizor, care realizeaza frânarea prin doua drosele de cale.



**Fig.7** Modelarea ansamblului muschi-tendon cu MAP si amortizor hidraulic liniar reglabil

O proteza echipata cu un astfel de muschi artificial aduce beneficii în favoarea amputatului: reduce consumul metabolic legat de deplasare împiedicând instalarea oboselii precoce, îmbunătătește simetria mersului, usureaza mersul.

MAP pot fi introdusi si în constructia ortezelor active cu scopul reabilitarii locomotiei la persoanele cu suferinte neurologice. O orteza de glezna la care miscarea de dorsi/plantar flexie este asigurata cu o pereche de MAP montati anterior si posterior fata de mansonul tibial, este prezentata în fig.8



**Fig.8** Orteza de glezna actionata cu muschi artificiali

Controlul ortezei se realizeaza mioelectric, prin filtrarea impulsurilor electrice provenite de la creier si aplicarea lor regulatorului de presiune care comanda activitatea celor doi MAP antagonisti sau cu ajutorul unor comutatori activati în momentul contactului talpii cu solul.

Punctele de atasare a MAP de structura protezei/ortezei prezinta o importanta majora pentru dezvoltarea de momente potrivite în pârgھیile articulatiilor mobilizate.

## 7. CONCLUZII

Utilizarea energiei pneumatice în cadrul actionarii cu MAP a protezelor/ortezelor de membru inferior dar si superior este o aplicatie de actualitate careia i se pot aduce în continuare îmbunatatiri. Gasirea de noi solutii care sa creeze independenta purtatorului si sa reduca costurile metabolice este o provocare pentru toti specialistii implicati.

## BIBLIOGRAFIE

- [1] Brinckmann, P., Frobin, W., Leivseth, G.- *Musculoskeletal Biomechanics*, Thieme Stuttgart, 2001
- [2] Daerden, F. –*Muscles*, Multibody Mechanics Research Group, Brussel, 2002
- [3] Dragulescu, D.- *Modelarea în biomecanica*, Editura Didactica si Pedagogica, Bucuresti, 2005
- [4] Klute, G.K, Czerniecki, J.M, Hannaford, B.- *Muscle-Like Pneumatic Actuators for Below-Knee Prostheses*, International Conference on New Actuators, Germany, 2000
- [5] Sawicki, G.S., Gordon, K.E., Ferris, D.P.- *Powered Lower Limb Orthoses*, Chicago, 2005
- [6] Zeevi, Dvir- *Clinical Biomechanics*, Churchill Livingstone, Israel, 2000