

A PNEUMATIKUS MESTERSÉGES IZOM ÁLTAL KIFEJTETT ERŐ KÖZELÍTÉSÉNEK VIZSGÁLATA MS EXCEL ÉS MATLAB KÖRNYEZETBEN

Sárosi József¹-Dr. PhD Fabulya Zoltán²

¹ adjunktus, Szegedi Tudományegyetem Mérnöki Kar, Szeged

² adjunktus, Szegedi Tudományegyetem Mérnöki Kar, Szeged

SUMMARY

The newest and most promising type of pneumatic actuators is the pneumatic artificial muscle (PAM). Different designs have been developed, but the McKibben muscle is the most popular and is made commercially available by different companies (e. g. Fluidic Muscle manufactured by Festo Company). Pneumatic artificial muscles have a wide range of use in industrial and medical fields. There are a lot of advantages of these muscles like the high strength, good power-weight ratio, low price, little maintenance needed, great compliance, compactness, inherent safety and usage in rough environments. The main disadvantage is that their dynamic behaviour is highly nonlinear. The most often mentioned characteristic of PAMs is the force as a function of pressure and contraction. In this paper solving environment of our newest function approximation for the force generated by Fluidic Muscles is compared in MS Excel and Matlab.

Kulcsszavak: Fluidic Muscle, erő, közelítő függvény, MS Excel, Matlab

1. BEVEZETÉS

A pneumatikus aktuátorok közül a legkevésbé ismert az ún. kontrakciós pneumatikus munkahenger vagy más néven pneumatikus mesterséges izom (PMI). Az alapötlete az orosz Garasiev nevéhez fűződik és egészen az 1930-as évekig nyúlik vissza, azonban a kor akkori technológiai szintje csak korlátozott alkalmazást tett lehetővé. Az első igazi áttörés Joseph L. McKibben nevéhez fűződik az 1950-es években, aki - miután vizsgálta az analógiát a pneumatikus és a természetes izmok között - az általa tervezett és a róla elnevezett pneumatikus izmot alkalmazta rehabilitációs eszközben a paralízisben szenvedők mozgásának megkönnyítésére. A pneumatikus mesterséges izmok számos változatát kidolgozták mára. Így a legelterjedtebb, McKibben típus mellett a szakirodalmak további pneumatikus izmokat is megemlítenek: Yarlott, ROMAC, Kukulj, Morin, Baldwin, Pleated PAM, Rubbertuator, stb. Gyakran a működésükre utaló elnevezésekkel találkozunk: Pneumatic Muscle Actuator, Fluid Actuator, Fluid-Driven Tension Actuator, Axially Contractible Actuator és Tension Actuator (Daerden 1999, Daerden és Lefeber 2002), valamint Fluidic Muscle (Festo 2005).

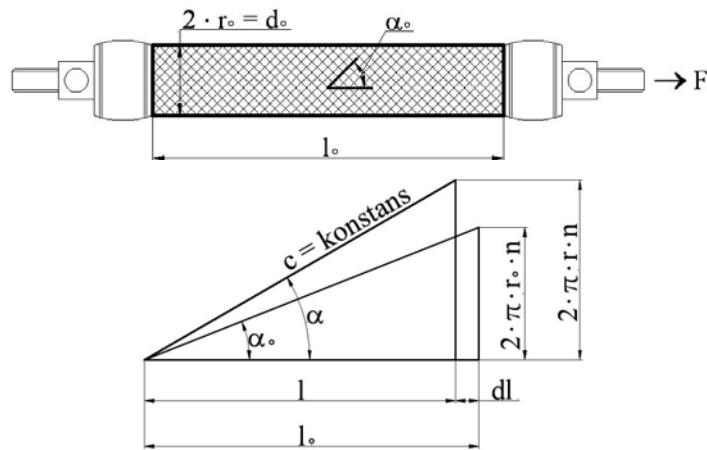
Ebben a munkánkban összehasonlítjuk a PMI-k által kifejtett erőt leíró, általunk kidolgozott függvények megoldási környezetét (MS Excel, Matlab). Ehhez a Festo által szabadalmaztatott és gyártott DMSP-20-200N-RM-RM típusú Fluidic Muscle-t használjuk, mely 20 mm névleges átmérőjű és 200 mm névleges hosszúságú.

2. A PNEUMATIKUS MESTERSÉGES IZMOK ÁLTAL KIFEJTETT ERŐ KÖZELÍTÉSE

A PMI-k legfontosabb jellemzőjeként az állandó nyomásokon mérhető erő-kontrakció (elmozdulás) karakterisztika említhető. Az erő, az elmozdulás és a nyomás mérésére, valamint az izmok nagypontosságú pozicionálására megtervezett és megépített univerzális mérőberendezés hardver és szoftver rendszerének jó leírását adja Sárosi et al. (2009) és Sárosi et al. (2010). A mérési adatok gyűjtését és tárolását, valamint a gyors és robusztus szabályozást megvalósító csúszó-mód szabályozót LabVIEW fejlesztői környezetben fejlesztettük ki.

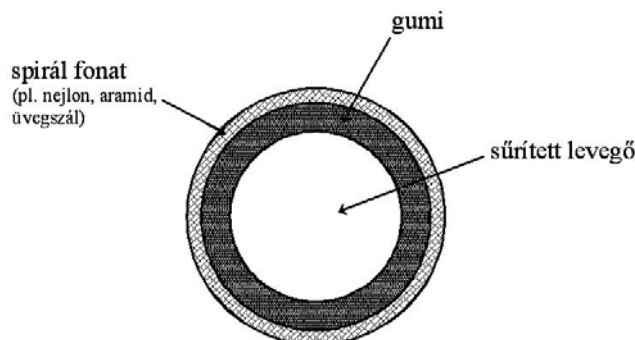
Daerden (1999) megállapítja, hogy a pneumatikus mesterséges izmok általános viselkedése kiterjesztett állapotban - tekintettel az alakra, a kontrakcióra és a kifejtett erőre - függ a belső elasztikus rész és a fonat nyugalmi állapotban jellemző geometriai paramétereitől, valamint az izom anyagától (1. és 2. ábra).

1. ábra: A PMI geometriai paramétereit



Forrás: A szerzők saját szerkesztése

2. ábra: A PMI szerkezeti felépítése és anyaga



Forrás: A szerzők saját szerkesztése

Tondu és Lopez (2000) a következőképp definiálják a PMI-k által kifejtett erőt (az 1. ábra alapján):

$$F(p, \kappa) = p \cdot \pi \cdot r_0^2 \cdot \left(\frac{3}{\text{tg}^2 \alpha_0} \cdot \frac{l^2}{l_0^2} - \frac{1}{\sin^2 \alpha_0} \right) = p \cdot \pi \cdot r_0^2 \cdot (a \cdot (1 - \kappa)^2 - b) \quad (1)$$

$$\text{Megjegyzés: } a = \frac{3}{\text{tg}^2 \alpha_0}, \quad b = \frac{1}{\sin^2 \alpha_0}, \quad \kappa = \frac{l_0 - l}{l_0} \text{ és } 0 \leq \kappa \leq \kappa_{\max}$$

Ahol: F a húzóerő, p az alkalmazott nyomás, r_0 , l_0 , α_0 a nyugalmi állapotban mérhető belső sugár, hosszúság, valamint a bezárt szög a fonat és a hossz tengely között, r , l , α a kiterjesztett állapotban mérhető belső sugár, hosszúság, valamint a bezárt szög a fonat és a hossz tengely között, c a fonat hossza, n a fonat menetszáma és κ a kontrakció.

Az (1) által értelmezett teoretikus erőt előbb Tondu és Lopez (2000), majd Kerscher et al. (2005) is korrigálták. Tondu és Lopez (2000) egy ε korrekciós tényezővel történő kiegészítést

javasolt, mert (1) az alkalmazott nyomástól függetlenül azonos maximális kontrakciót jósol. Az ε bevezetésével az erők egy jobb közelítését kapjuk $p \geq 200$ kPa nyomás esetén. Kerscher et al. (2005) pedig a 200 kPa-nál kisebb nyomásra történő kiterjesztés érdekében tesznek javaslatot egy μ korrekciós tényező bevezetésére. Az ε és μ korrekciós tényezőkkel kiegészített teoretikus egyenlet az erőre tehát:

$$F(p, \kappa) = \mu \cdot p \cdot \pi \cdot r_0^2 \cdot (a \cdot (1 - \varepsilon \cdot \kappa)^2 - b) \quad (2)$$

$$\text{Megjegyzés: } \varepsilon = a_\varepsilon \cdot e^{-p} - b_\varepsilon \text{ és } \mu = a_\kappa \cdot e^{-\kappa \cdot 40} - b_\kappa$$

Mérésekkel igazoltuk (Sárosi, Gyeviski és Csikós 2010), hogy (1) és (2) nagy pontatlansággal közelíti meg a méréssel nyert adatokat, ezért kidolgoztunk és bevezettünk egy 8 paraméterrel rendelkező összefüggést az erőre (Sárosi, Szépe és Gyeviski 2010):

$$F(p, \kappa) = (a \cdot p + b) \cdot e^{(c \cdot \kappa + d)} + (e \cdot p + f) \cdot \kappa + g \cdot p + h \quad (3)$$

Célunknak tekintettük, hogy a (3)-ban szereplő 8 ismeretlen paraméter (a, b, c, d, e, f, g és h) számát csökkentsük. Ennek eredményeképp jutottunk el az alábbi 6, illetve 5 ismerentlent tartalmazó összefüggésekhez:

$$F(p, \kappa) = (a \cdot p + b) \cdot e^{c \cdot \kappa} + d \cdot p \cdot \kappa + e \cdot p + f \quad (4)$$

$$F(p, \kappa) = (p + a) \cdot e^{b \cdot \kappa} + c \cdot p \cdot \kappa + d \cdot p + e \quad (5)$$

3. MEGOLDÁSI KÖRNYEZETEK ÖSSZEHASONLÍTÁSA

E munkánkban a (5)-ben szereplő ismeretlen paraméterek (a, b, c, d és e) meghatározására használt MS Excel és Matlab környezet kerül összehasonlításra. Az Excel a Microsoft Office programcsomag részeként a leggyakrabban használt táblázatkezelőnek tekinthető. A Solver, mint az MS Excel bővítménye alkalmas optimalizációs modellek felállítására, így a számunkra szükséges

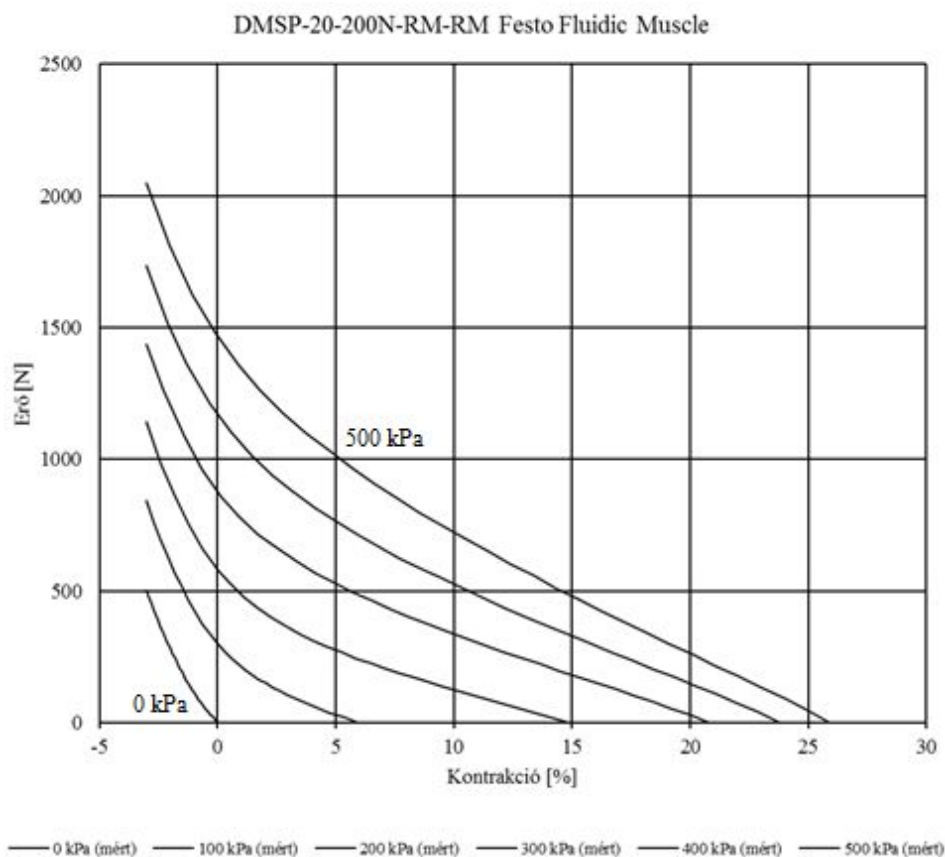
$$\sum_{i=1}^n (x_{i_{\text{mért}}} - x_{i_{\text{számított}}})^2 \rightarrow \min \quad (6)$$

minimalizáció elvégzésére is anélkül, hogy külön programot kellene írunk a mérések során gyűjtött adatok beolvasásához, a célfüggvény meghatározásához, valamint az algoritmus által szolgáltatott paraméterértékekkel elvégzendő tesztek lefuttatásához.

A Matlab (Matrix Laboratory) a [The MathWorks](#) által kifejlesztett programrendszer, mely széles körben vehető igénybe modellezésre, szimulációra és elemzésre. Amíg az MS Excel nem igényel programozói ismereteket, addig a Matlab környezetben történő, gatool toolbox-ban végrehajtandó, genetikus algoritmuson alapuló optimalizáláshoz a fentebb felsorolt programokat el kell készíteni. Ehhez legcélszerűbb a Matlab beépített szerkesztőjében ún. M-fájlokat (kiterjesztésük: .m) létrehozni.

Első lépésként a Fluidic Muscle által kifejtett erőt határoztuk meg a kontrakció függvényében különböző konstans nyomásokon. Mint látható, az erő nullává válik maximális kontrakciónál, míg az erő maximális értéke külső erő hatására bekövetkező negatív kontrakciónál mérhető (3. ábra).

3. ábra: A Fluidic Muscle által kifejtett erő a kontrakció függvényében állandó nyomásokon



Forrás: A szerzők saját szerkesztése

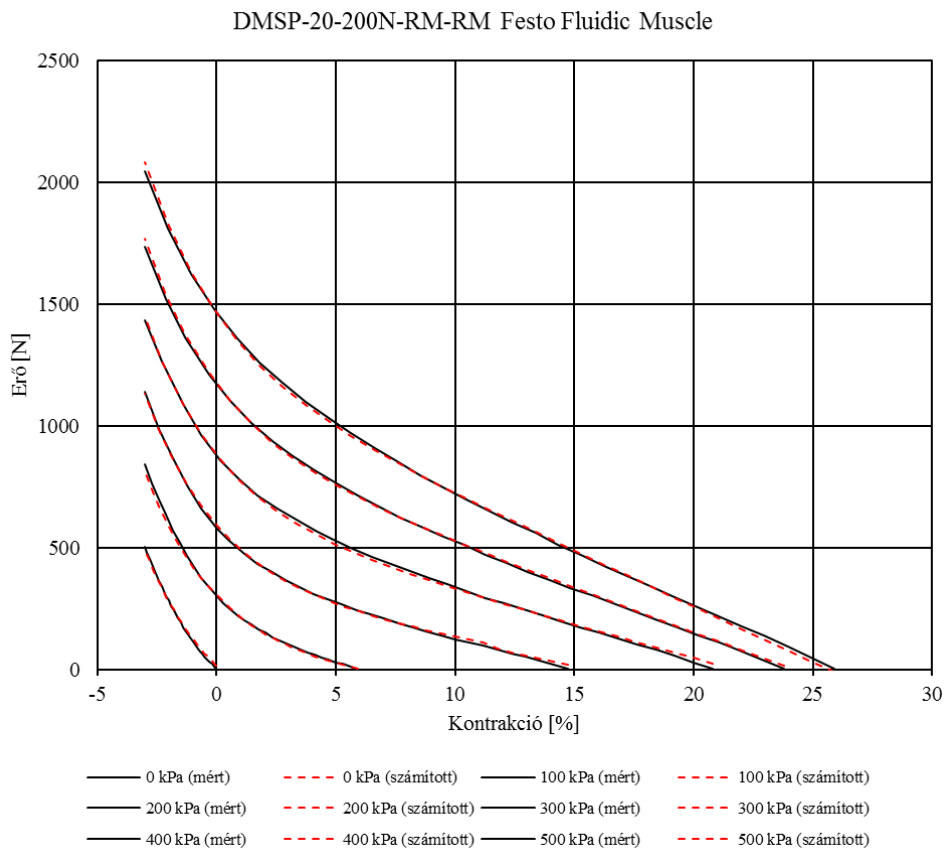
Az (5)-ben szereplő ismeretlen paraméterek meghatározása először MS Excel környezetben, a Solver segítségével történt. A futási idő néhány másodperc (< 10 s) volt, míg a teljes tartományra $\sum_{i=1}^n (x_{i_{\text{mért}}} - x_{i_{\text{számított}}})^2 = 18798$ értéket kaptunk. E nagy összeg a mért és számított eredmények tekintetében a kontrakció két végértékének környezetében tapasztalható jelentős eltéréseknek tudható be. Az ismeretlen paraméterek értékét az 1. táblázat tartalmazza.

1. táblázat: Az (5) paramétereinek értéke MS Excel környezetben futtatott optimalizációval

Paraméterek	Értékek
a	286,1714546
b	-0,327523456
c	-9,135794264
d	288,4720479
e	-271,3462159

A 4. ábrán a mért és az 1. táblázatban ismertetett paraméterértékeket felhasználó (5) összehasonlítása látható.

4. ábra: A mért és az (5)-tel számított értékek összehasonlítása állandó nyomásokon



Forrás: A szerzők saját szerkesztése

A Festo (2005) megemlíti, hogy a Fluidic Muscle élettartama - mely 100 000 és 10 000 000 ciklus közötti - növelhető, ha nem a minimális és maximális kontrakcióig nyúlik/rövidül az izom működése során. A minimális és maximális kontrakció 80 %-áig vett értékekkel történt újraszámolás után kedvezőbb eredményhez jutottunk:

$$\sum_{i=1}^n (x_{i_{\text{mért}}} - x_{i_{\text{számított}}})^2 = 8813.$$

Az összehasonlítást megismételtük ugyanazon mért értékek felhasználásával, de Matlab környezetben. Különösen fontos szerepe van a futtatás és az eredmények szempontjából a keresési beállításoknak, így a populáció méretének, a kereső operátoroknak, a generáció számának és a kilépési feltételeknek.

A legkedvezőbb megoldást - az alapértelmezett beállítások mellett - az alábbiak szerint kaptuk:

- Kiválasztás: Stochastic uniform
- Mutáció: Adaptive feasible
- Keresztezés: Heuristic
- Generációk száma: 5000

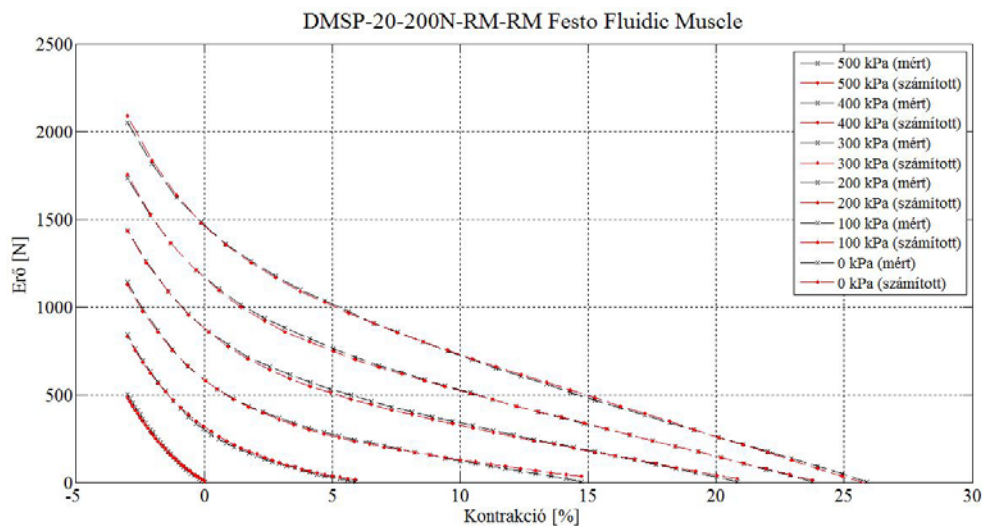
A populáció kis száma (20) ellenére is a futási idő 180 s volt, míg a teljes tartományra nagyobb, $\sum_{i=1}^n (x_{i_{\text{mért}}} - x_{i_{\text{számított}}})^2 = 22885$ értéket kaptunk. A Matlab gatool segítségével meghatározott, az (5)-ben szereplő ismeretlen paraméterek értékét a 2. táblázat tartalmazza.

2. táblázat: Az (5) paramétereinek értéke Matlab környezetben futtatott optimalizációval

Paraméterek	Értékek
a	294,0538996
b	-32,1369747
c	-905,2169483
d	291,5478665
e	-291,1160218

Az 5. ábrán a mért és az 2. táblázatban ismertett paramétereket felhasználó (5) összehasonlítása látható.

5. ábra: A mért és az (5)-tel számított értékek összehasonlítása állandó nyomásokon



Forrás: A szerzők saját szerkesztése

A két keresési környezetről összefoglalóan elmondható tehát, hogy amíg az MS Excel Solverében kiválasztott, az optimalizációt elvégző „Nemlineáris ARG” alkalmazása nem igényel programozói ismereteket, elegendő a megszokott táblázatkezelői jártasság, addig a Matlab gatool toolboxában végzett optimalizációhoz programo(ka)t kell írunk. Emellett a MS Excelben rövidebb idő alatt sikerült végrehajtani a minimalizációt és kedvezőbb eredményt is kaptunk.

4. KÖVETKEZTETÉSEK, JÖVŐBENI KUTATÁSI IRÁNYOK

E munkánkban bemutatásra kerültek - a PMI-k geometriai modellje alapján - a szakirodalmakban fellelhető függvényközelítések az erőre vonatkozóan. Mivel a korábbi kutatásaink során komoly eltérést tapasztaltunk a mért és számított értékek között, ezért egy teljesen új megközelítést vezettük be az erőnek. Az eredetileg 8 paraméteres egyenletet

sikerült tovább egyszerűsíteni 6, majd 5 paraméteressé. Az ismeretlen paraméterek meghatározhatók mind MS Excel, mind Matlab környezetben. Az előbbi előnyeit a 3. pontban tett összehasonlítás teszi egyértelművé. További célunk, hogy az erő közelítését leíró egyenletek alapján egy új matematikai formulát állítsunk fel a Fluidic Muscle-ok által kifejtett erőre.

FELHASZNÁLT IRODALOM

- Daerden F. (1999): Conception and Realization of Pleated Artificial Muscles and Their Use as Compliant Actuation Elements. PhD Dissertation. Vrije Universiteit Brussel, Faculteit Toegepaste Wetenschappen Vakgroep Werktuigkunde, 5-33. p.
- Daerden F. – Lefeber D. (2002): Pneumatic Artificial Muscles: Actuator for Robotics and Automation. European Journal of Mechanical and Environmental Engineering. Vol. 47, 10-21. p.
- Festo (2005): Fluidic Muscle DMSP, with Press-fitted Connections, Fluidic Muscle MAS, with Screwed Connections. Termékkatalógus. 1-39. p.
- Kerscher T. – Albiez J. – Zöllner J. M. – Dillmann R. (2005): FLUMUT - Dynamic Modelling of Fluidic Muscles using Quick-Release. 3rd International Symposium on Adaptive Motion in Animals and Machines, Ilmenau, Germany, 25-30 September, 2005, 1-6. p.
- Sárosi J. – Gyeveki J. – Véha A. – Toman P. (2009): Accurate Position Control of PAM Actuator in LabVIEW Environment. IEEE 7th International Symposium on Intelligent Systems and Informatics. Subotica, Serbia, 25-26 September, 2009, 301-305. p.
- Sárosi J. – Gyeveki J. – Szabó G. – Szendrő P. (2010): Laboratory Investigations of Fluid Muscles. International Journal of Engineering, Annals of Faculty of Engineering Hunedoara. Vol. 8, No. 1, 137-142. p.
- Sárosi J. – Gyeveki J. – Csikós S. (2010): Mesterséges pneumatikus izomelemek modellezése és paramétereinek szimulációja MATLAB környezetben. Jelenkori Társadalmi és Gazdasági Folyamatok. Szegedi Tudományegyetem Mérnöki Kar. Vol. 5, No. 1-2, 273-277. p.
- Sárosi J. – Szépe T. – Gyeveki J. (2010): Approximation Algorithm for the Force of Pneumatic Artificial Muscles. Factory Automation 2010. Kecskemét, Hungary, 15-16 April, 2010, 101-104. p.
- Tondu B. – Lopez P. (2000): Modelling and Control of McKibben Artificial Muscle Robot Actuator. IEEE Control System Magazine. Vol. 20, 15-38. p.