



SZENT ISTVÁN EGYETEM

Pneumatikus mesterséges izmok működésének statikus  
és dinamikus modellezése, nagy pontosságú pozicionálása

Doktori (PhD) értekezés tézisei

Sárosi József

Gödöllő  
2013

## **A doktori iskola**

**megnevezése:** Műszaki Tudományi Doktori Iskola

**tudományága:** Agrárműszaki tudományok

**vezetője:** Dr. Farkas István DSc  
egyetemi tanár  
SZIE, Gödöllő, Gépészmérnöki Kar

**témavezető:** Dr. Szendrő Péter DSc  
egyetemi tanár  
SZIE, Gödöllő, Gépészmérnöki Kar

**társtémavezető:** Dr. Keszthelyi-Szabó Gábor DSc  
egyetemi tanár  
SZTE, Szeged, Mérnöki Kar

---

Az iskolavezető jóváhagyása

---

A témavezető jóváhagyása

# TARTALOMJEGYZÉK

JELÖLÉSJEGYZÉK.....	4
1. BEVEZETÉS, CÉLKITŰZÉSEK.....	5
2. ANYAG ÉS MÓDSZER .....	6
2.1. Kísérleti berendezés .....	6
2.2. Pneumatikus mesterséges izmok statikus erő modellje .....	7
2.3. Pneumatikus mesterséges izmok dinamikus vizsgálata .....	7
2.4. Pneumatikus mesterséges izmok nagypontosságú pozicionálása .....	9
2.4.1. Pneumatikus mesterséges izmok lineáris pozicionálása .....	10
2.4.2. Megváltozó hőmérséklet és a hiszterézis hatásának vizsgálata .....	11
2.4.3. Pneumatikus mesterséges izmok pozicionálása forgójeladóval.....	11
3. EREDMÉNYEK .....	12
3.1. Statikus erő közelítése.....	12
3.2. Dinamikus viselkedés.....	13
3.3. Pozicionálás.....	16
3.3.1. Lineáris pozicionálás.....	16
3.3.2. Megváltozó hőmérséklet és a hiszterézis hatása .....	16
3.3.3. Pozicionálás forgójeladóval .....	20
4. ÚJ TUDOMÁNYOS EREDMÉNYEK .....	21
5. KÖVETKEZTETÉSEK ÉS JAVASLATOK .....	23
6. ÖSSZEFOGLALÁS.....	24
7. AZ ÉRTEKEZÉS TÉMAKÖRÉHEZ KAPCSOLÓDÓ FONTOSABB PUBLIKÁCIÓK LISTÁJA.....	25

# JELÖLÉSJEYZÉK

## *Jelölések:*

$a_1, a_2, a_3, a_4, a_5, a_6$	konstansok
$c$ [ $\text{N}\cdot\text{s}\cdot\text{m}^{-1}$ ]	csillapítási tényező
$c_{kr}$ [ $\text{N}\cdot\text{s}\cdot\text{m}^{-1}$ ]	kritikus csillapításhoz tartozó csillapítási tényező
$F$ [N]	erő
$F_a$ [N]	a hiszterézis hurok alsó ágaként mérhető erő
$F_f$ [N]	a hiszterézis hurok felső ágaként mérhető erő
$F_{rugó}$ [N]	a PMI, mint rugó által kifejtett erő
$g$ [ $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ ]	gravitációs gyorsulás
$k$ [ $\text{N}\cdot\text{m}^{-1}$ ]	merevség
$l$ [m]	a PMI felfújott állapotában mérhető hosszúsága
$l_0$ [m]	a PMI nyugalmi állapotában mérhető (névleges) hosszúsága
$m$ [kg]	tömeg
$p$ [Pa]	alkalmazott nyomás, túlnyomás
$R$ [-]	korrelációs együttható
$U$ [-]	görbe által határolt terület
$x$ [m]	elmozdulás

## *Görög betűk:*

$\zeta$ [-]	csillapítási viszonyszám
$\kappa$ [%]	kontrakció

## *Rövidítések:*

LabVIEW	Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench
PAM (PMI)	Pneumatic Artificial Muscle (pneumatikus mesterséges izom)

# 1. BEVEZETÉS, CÉLKITŰZÉSEK

Megnőtt napjainkban az érdeklődés az úgynevezett kontrakciós - dugattyú nélküli - pneumatikus munkahengerek vagy más néven pneumatikus mesterséges izmok (PMI, illetve Pneumatic Artificial Muscle - PAM) iránt. E pneumatikus végrehajtók a klasszikus, ipari környezetben fellelhető alkalmazásokon (pl. lyukasztógép, papír- és fóliatekerceselő, emelőszerkezet, illetve vibrációs tölcser) túl egyre fontosabb szerepet játszanak az orvostudomány (pl. művégtag mozgatása), valamint a robotika (pl. ugráló és sétáló robotok) területén is.

A Doktori értekezés témaválasztásakor azt tűztem ki célul, hogy széleskörű és mélyreható információkat gyűjtsék a pneumatikus mesterséges izmokról a nagyszámban feltárt és feldolgozott szakirodalmak alapján, majd ezekből kiindulva megfogalmazzam azokat a lehetőséget és irányokat, melyek ténylegesen új eredmények felé mutatnak, s melyek hasznosíthatók ipari alkalmazásoknál. Ennek megfelelően az értekezés fő célkitűzései a következők szerint foglalhatók össze:

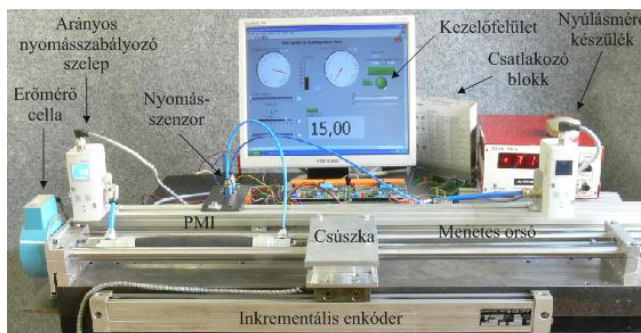
1. Többfunkciós, univerzális mérőberendezés hardver és szoftver rendszerének megtervezése és kivitelezése, amely egyetlen készülékként alkalmas a PMI-k működését leíró és meghatározó legfontosabb jellemzők, így az erő, a nyomás, a pozíció (lineáris elmozdulás és szögelfordulás) vizsgálatán túl az izom felületén és belsejében megváltozó hőmérséklet vizsgálatára, valamint nagy pontosságú pozicionálás kivitelezésére is. A kísérleti berendezésnek alkalmasnak kell lennie többek között a PMI-k legmeghatározóbb, erő-kontrakció karakterisztikájának felvételére állandó nyomásokon, mely különösen fontos a célok között szereplő 2. pont megalapozásához. Az általánosan alkalmazható hardver-szoftver rendszer képes legyen új tudományos eredményeket hozó kutatási és oktatási feladatokra is.
2. Közelítő algoritmus kidolgozása a PMI-k által kifejtett - statikus - erőre, mely általánosan alkalmazható tetszőleges átmérőjű és hosszúságú izmokra, tetszőleges nyomáson.
3. PMI-k viselkedését leíró dinamikus modell kifejlesztése, mellyel vizsgálható a PMI merevsége és csillapítása is, valamint képes leírni PMI-t tartalmazó teljes rendszer működését is.
4. A PMI-k 0,01 mm (lineáris elmozdulás) és  $0,036^\circ$  (szögelfordulás) határértékű - azaz a vonatkozó szakirodalmakban közölteknél kedvezőbb - pozicionálási pontosság elérése.
5. Olyan hatások vizsgálata, melyekről feltételezhető, hogy befolyással vannak a pozicionálás pontosságára (pl. megváltozó hőmérsékleti hatások, illetve hiszterézis).

## 2. ANYAG ÉS MÓDSZER

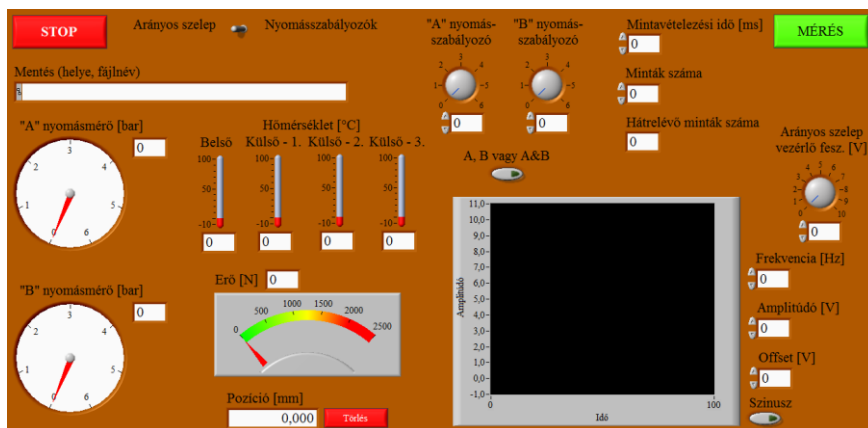
Az *Anyag és módszer* című fejezetben ismertetésre kerülnek a pneumatikus mesterséges izmok vizsgálatára megépített kísérleti berendezés hardver és szoftver rendszerei, az elvégzett kísérletek és azok mérési elrendezései, a PMI által kifejlesztett statikus erő közelítésére megalkotott új modellt, a dinamikus viselkedés és a pozicionálás vizsgálatának lehetősége az alkalmazott módszerekkel együtt.

### 2.1. Kísérleti berendezés

A pneumatikus mesterséges izmok alapvető tulajdonságainak, viselkedésének, paramétereinek és azok függvényszerű kapcsolatainak megismeréséhez, vizsgálatához speciális mérőberendezést fejlesztettem ki és építettem meg, melynek hardver és szoftver rendszereit a 2-1. ábra, 2-2. ábra, 2-4. ábra, 2-5. ábra és 2-6. ábra szemlélteti. A munkámhoz különböző, Festo által szabadalmaztatott és gyártott Fluidic Muscle került felhasználásra: DMSP-10-250N-RM-RM (10 mm átmérőjű, 250 mm hosszúságú), DMSP-20-200N-RM-RM (20 mm átmérőjű, 200 mm hosszúságú) és DMSP-20-400N-RM-RM (20 mm átmérőjű, 400 mm hosszúságú).



2-1. ábra: Kísérleti berendezés a PMI-k vizsgálatára



2-2. ábra: A LabVIEW program előlapja a nyomás, az erő és a pozíció méréséhez, valamint a pozicionálás hőmérsékletfüggésének vizsgálatához

Pneumatikus mesterséges izmok erő-kontrakció jelleggörbéjének meghatározásához az izmok vízszintes elrendezésben kerültek beépítésre. Az izom egyik végét rögzítettem az erőmérő cellához, míg a másik vége elmozdulhatott. A mozdulni képes oldalhoz egy menetes orsót rögzítettem annak érdekében, hogy tetszőlegesen tudjam változtatni a pozíciót, amit a LINIMIK MSA 320 típusú inkrementális jeladó segítségével 0,01 mm pontossággal tudtam detektálni. A bementi jel (pozíció) változási irányától függően a kimeneti jel (erő) eltérő volt, azaz a hiszterézis jelenségével találkoztam. Valamennyi erő-kontrakció görbét harminc mérési pont alapján határoztam meg. A méréseimet szobahőmérsékleten, - valamint a kutatási módszertanokban elfogadott és általánosan alkalmazott - ötszöri ismétléssel végeztem, majd statisztikai átlagokat képeztem.

## 2.2. Pneumatikus mesterséges izmok statikus erő modellje

A pneumatikus mesterséges izmok által kifejtett erőt leíró függvénykapcsolat fontos információkkal szolgálhat a méretezések során, hiszen mérések nélkül megadható, hogy például adott nyomás és kontrakció esetén milyen húzóerő kifejtésére lesz alkalmas az izom.

Egy új, saját függvénykapcsolatot dolgoztam ki az F erőre vonatkozóan:

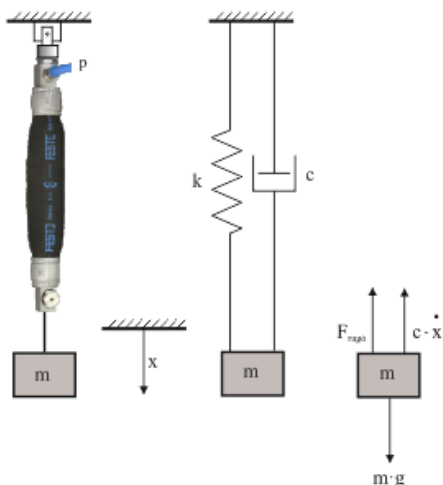
$$F(p, \kappa) = (a_1 \cdot p + a_2) \cdot \exp^{a_3 \cdot \kappa} + a_4 \cdot \kappa \cdot p + a_5 \cdot p + a_6, \quad (2.1)$$

ahol:  $p$  alkalmazott nyomás (túlnyomás),  $\kappa$  kontrakció (relatív elmozdulás),  $a_1$ ,  $a_2$ ,  $a_3$ ,  $a_4$ ,  $a_5$  és  $a_6$  ismeretlen konstansok.

A vázolt összefüggésben szereplő ismeretlen konstansok meghatározása a programozói ismereteket nem igénylő MS Excel 2010 Solver bővítményének segítségével történt. A nyomást bar egységben, míg a kontrakciót %-ban kell helyettesíteni. Az ismeretlen  $a_1$ ,  $a_2$ ,  $a_3$ ,  $a_4$ ,  $a_5$  és  $a_6$  konstansok konfidencia intervallumát, azaz a becsült paraméterek alsó és felső korlátját az MS Excel 2010 Adatelemzés bővítményével határoztam meg 95 %-os megbízhatósági szint mellett. A mért és számított értékek egyezőségének szorosságát és az eltérés függvényszerű jellegét is vizsgáltam.

## 2.3. Pneumatikus mesterséges izmok dinamikus vizsgálata

A pneumatikus mesterséges izmok dinamikus vizsgálatához tekintsük a 2-3. ábrán szemléltetett rendszert.



2-3. ábra: PMI, mint emelő és modellje

A függőleges elrendezésű, egy szabadságfokú lengő rendszerre az alábbi differenciálegyenlet írható fel:

$$m \cdot \ddot{x} = -F_{\text{rugó}}[\kappa(x)] - c[\kappa(x)] \cdot \dot{x} + m \cdot g, \quad (2.2)$$

ahol:  $F_{\text{rugó}}$  a rugóként viselkedő PMI által kifejtett erő, mely számítható az általam kidolgozott (2.1) összefüggés alapján,  $x$  elmozdulás,  $m$  tömeg,  $c$  csillapítási tényező,  $g$  gravitációs gyorsulás.

A nemlineáris modell vizsgálatához előzetesen meg kell határozni a (2.2) összefüggésben szereplő  $c$  csillapítási tényező függvényét. Ehhez az erő-kontrakció jelleggörbéknél felvett hiszterézis hurkot használok fel. Jelölje  $F_f$  a hurok felső ágát, míg  $F_a$  a hurok alsó ágát. Ekkor a felső görbe alatti  $U_0$  terület kiszámítható a (2.1) összefüggés alkalmazásával ( $p = \text{áll.}$ ):

$$\begin{aligned} U_0 &= I_0 \cdot \int_{\kappa_{\min}}^{\kappa_{\max}} F_f(\kappa) d\kappa = I_0 \cdot \int_{\kappa_{\min}}^{\kappa_{\max}} F_f(p, \kappa) d\kappa = \\ &= I_0 \cdot \int_{\kappa_{\min}}^{\kappa_{\max}} [(a_1 \cdot p + a_2) \cdot \exp^{a_3 \cdot \kappa} + a_4 \cdot \kappa \cdot p + a_5 \cdot p + a_6] d\kappa = \\ &= I_0 \cdot \left[ \frac{2 \cdot a_1 \cdot p \cdot \exp^{a_3 \cdot \kappa_{\max}} + 2 \cdot a_3 \cdot a_6 \cdot \kappa_{\max} + 2 \cdot a_2 \cdot \exp^{a_3 \cdot \kappa_{\max}} + 2 \cdot a_3 \cdot a_5 \cdot p \cdot \kappa_{\max} + a_3 \cdot a_4 \cdot p \cdot \kappa_{\max}^2}{2 \cdot a_3} \right] - \\ &= I_0 \cdot \left[ \frac{2 \cdot a_1 \cdot p \cdot \exp^{a_3 \cdot \kappa_{\min}} + 2 \cdot a_3 \cdot a_6 \cdot \kappa_{\min} + 2 \cdot a_2 \cdot \exp^{a_3 \cdot \kappa_{\min}} + 2 \cdot a_3 \cdot a_5 \cdot p \cdot \kappa_{\min} + a_3 \cdot a_4 \cdot p \cdot \kappa_{\min}^2}{2 \cdot a_3} \right]. \end{aligned} \quad (2.3)$$



A hurok területét hasonló módon számíthatjuk az alábbi összefüggés alapján:

$$\Delta U = U_0 - l_0 \cdot \int_{\kappa_{\min}}^{\kappa_{\max}} F_a(\kappa) d\kappa. \quad (2.4)$$

A  $\zeta$  csillapítási viszonzyszám értelmezhető, mint

$$\zeta = \frac{\Delta U}{U_0}. \quad (2.5)$$

A kritikus csillapításhoz tartozó csillapítási tényező ( $c_{kr}$ ) értéke:

$$c_{kr} = 2 \cdot \sqrt{k \cdot m}, \quad (2.6)$$

ahol a  $k$  rugómerevség számítása a (2.1) összefüggés felhasználásával:

$$k = k(\kappa) = \frac{dF(l)}{dl} = \frac{dF(\kappa)}{l_0 \cdot d\kappa} = \frac{1}{l_0} \cdot \frac{dF(\kappa)}{d\kappa}, \quad (2.7)$$

$$\frac{dF(\kappa)}{d\kappa} = \frac{dF(p, \kappa)}{d\kappa} = \frac{d[(a_1 \cdot p + a_2) \cdot \exp^{a_3 \cdot \kappa} + a_4 \cdot \kappa \cdot p + a_5 \cdot p + a_6]}{d\kappa} =, \quad (2.8)$$

$$= (a_1 \cdot p + a_2) \cdot a_3 \cdot \exp^{a_3 \cdot \kappa} + a_4 \cdot p \quad (p = \text{áll.})$$

$$k(\kappa) = \frac{(a_1 \cdot p + a_2) \cdot a_3 \cdot \exp^{a_3 \cdot \kappa} + a_4 \cdot p}{l_0}. \quad (2.9)$$

A csillapítási viszonzyszám segítségével a  $c$  csillapítás meghatározható:

$$\zeta = \frac{c}{c_{kr}} \rightarrow c = \zeta \cdot c_{kr}. \quad (2.10)$$

Mivel adott nyomáson mind az  $F_{\text{rugó}}$  erő, mind a merevség és a csillapítás is változik a kontrakció függvényében - ami pedig az  $x$  elmozdulás függvénye -, ezért olyan modellt fejlesztettem ki, mely ezeket is figyelembe veszi.

## 2.4. Pneumatikus mesterséges izmok nagypontosságú pozicionálása

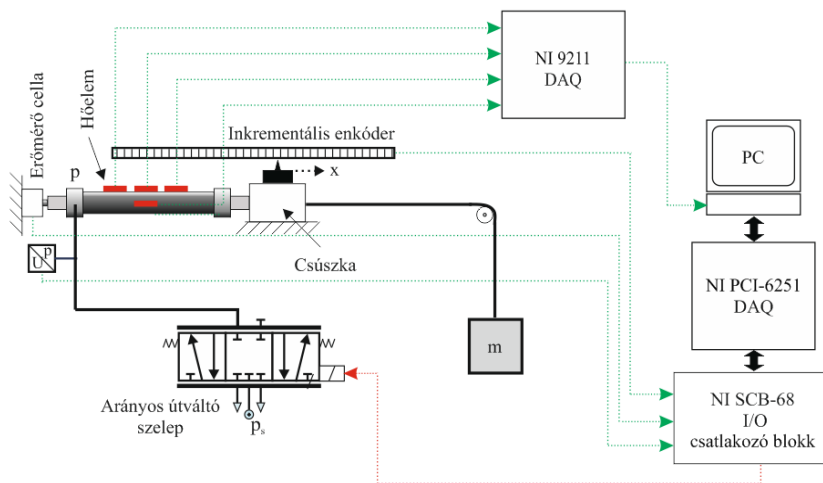
A PMI felhasználható olyan alkalmazásokhoz, melyeknél követelmény a nagypontosságú pozicionálás. A nemlinearitás miatt robusztus szabályozást kell alkalmazni. Ebben a fejezetben a pneumatikus mesterséges izmok pozicionálásához kapcsolódó kísérleteket, azok mérési elrendezéseit, valamint a LabVIEW bázisú csúszómód szabályozót mutatom be.



## 2.4.2. Megváltozó hőmérséklet és a hiszterézis hatásának vizsgálata

Olyan hatásokat is vizsgáltam, melyekről feltételezhető, hogy befolyásolják a pozicionálás pontosságát. Ilyen a megváltozó hőmérséklet, illetve a hiszterézis.

Ahogy a 2-6. ábra is mutatja, egyetlen DMSP-20-400N-RM-RM típusú izmot építettem be a kísérleti berendezésbe. Ennek periodikus mozgásához, illetve a belső és külső, felületi hőmérsékletek méréséhez a 2-2. ábrán ismertetett LabVIEW programot használtam.



2-6. ábra: A pozicionálás hőmérsékletfüggésének vizsgálata

Összehasonlítottam a különböző frekvenciával (0,1 Hz, 0,25 Hz, 0,5 Hz, 0,75 Hz és 1 Hz) működtetett PMI-k felületén és belsejében megváltozó hőmérsékleteket. A kiindulási állapothoz valamennyi esetben  $-10\text{ }^{\circ}\text{C}$ -ra hűtöttem le a PMI-t Novasol M5 típusú sűrített levegő spray-vel, míg a mozgatott teher tömege 20 kg volt.

Szintén ezt a kísérleti elrendezést használtam annak vizsgálatához, hogy befolyásolja-e a hiszterézis a pozicionálás pontosságát. A méréseim szobahőmérsékleten és szintén  $m = 20\text{ kg}$  terheléssel végeztem.

## 2.4.3. Pneumatikus mesterséges izmok pozicionálása forgójeladóval

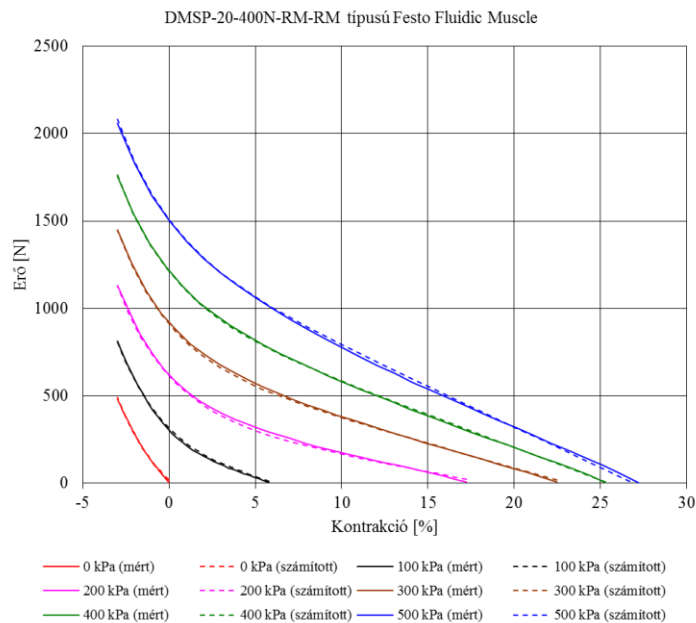
Az izmokba táplált levegő nyomásának eredményeként gyakran nem lineáris elmozdulás, hanem szögelfordulás jön létre, ezért egy másik elrendezést is megépítettem az antagonisztikus működés ilyen célú vizsgálatára DMSP-10-250N-RM-RM típusú izmokkal. Az elfordulás mértékét egy inkrementális forgójeladó mérte, amellyel  $0,036^{\circ}$  felbontás érhető el. E vizsgálatához is a 2-5. ábrán látható LabVIEW program szükséges. A vizsgálataimat itt is szobahőmérsékleten valósítottam meg.

### 3. EREDMÉNYEK

Ebben a pontban összefoglalom a statikus erő közelítésére, a dinamikus viselkedés leírására, valamint a pozicionálás pontosságára vonatkozó eredményeket.

#### 3.1. Statikus erő közelítése

Az itt szereplő mérésekhez DMSP-20-400-RM-RM típusú Fluidic Muscle-t használtam. A 3-1. ábrán összevetem a mért és a (2.1) összefüggés által megállapított értékeket. Az általam kidolgozott összefüggés kedvező illeszthetőséget mutat. Az optimalizáció révén kapott konstansértékeket a 3-1. táblázat tartalmazza.



3-1. ábra: A mért és a (2.1) összefüggéssel számított értékek összehasonlítása állandó nyomásokon

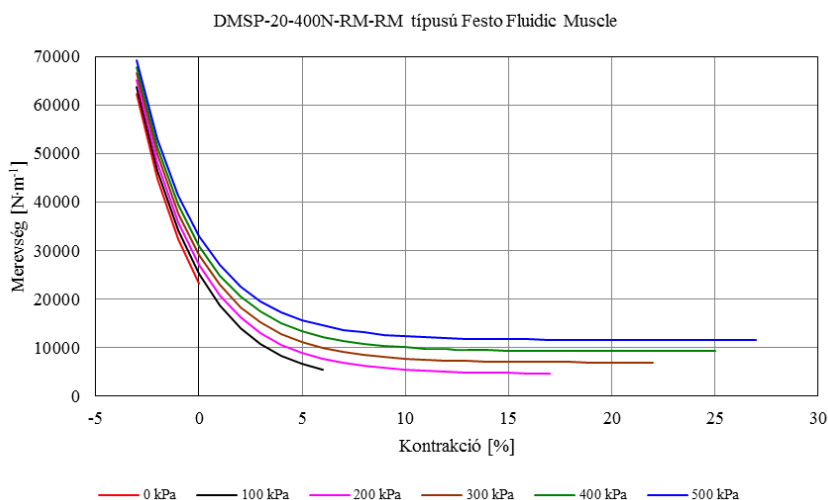
3-1. táblázat: A (2.1) összefüggésben szereplő  $a_1$ ,  $a_2$ ,  $a_3$ ,  $a_4$ ,  $a_5$  és  $a_6$  konstansok értéke, illetve konfidencia intervalluma

Paraméterek	Értékek	Konfidencia intervallumok	
$a_1$	-4,35572689	-5,775448554	-2,936005225
$a_2$	281,2237983	278,065759	284,3818376
$a_3$	-0,32866293	-0,335236188	-0,322089671
$a_4$	-9,27034945	-9,348917301	-9,191781595
$a_5$	302,2010663	300,3018044	304,1003281
$a_6$	-263,691854	-268,3566557	-259,0270514

A (2.1) összefüggéssel  $R = 0,9995-0,9997$  értéket kaptam 20 mm átmérőjű izom és  $R = 0,9989-0,9991$  értéket 10 mm átmérőjű izom esetén. Következtetésként elmondható, hogy a (2.1) összefüggés átmérőtől és hosszúságtól függetlenül nagy pontossággal illeszthető - tetszőleges nagyságú nyomás (0-500 kPa) alkalmazása esetén - a mérési eredményekre. Ennek gyakorlati hasznosíthatósága a PMI méretezésénél/kiválasztásánál jelentkezik.

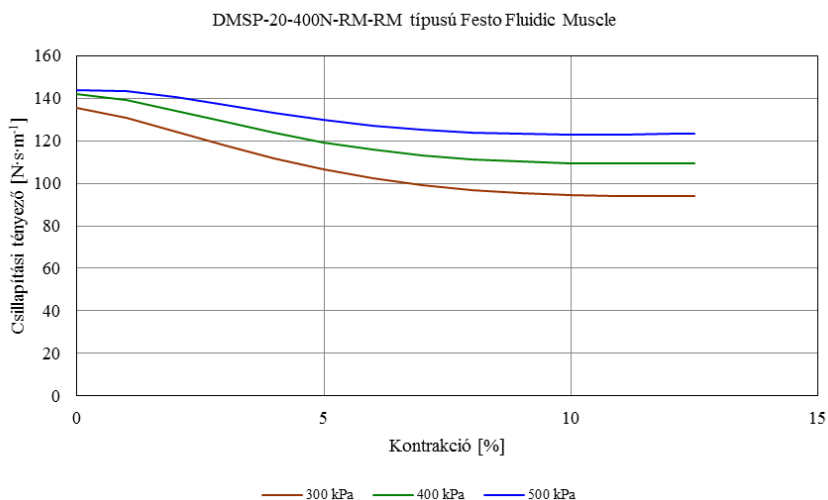
### 3.2. Dinamikus viselkedés

Az általam kidolgozott módszer alapján megépített MATLAB Simulink modell segítségével meghatároztam - a (2.9) összefüggés alapján - a 400 mm hosszúságú PMI merevségét 0-500 kPa között 100 kPa-onként növelt nyomásértékeken a kontrakció függvényében (3-2. ábra). Az ehhez szükséges  $a_1$ ,  $a_2$ ,  $a_3$  és  $a_4$  értékét a 3-1. táblázat tartalmazza. Mint látható a pneumatikus mesterséges izom változó merevségű és a nyomás növelésével a merevség is növekszik. A minimális kontrakciónál tapasztalt igen magas merevség érték meredeken csökken a kontrakció növekedésével, majd állandósul.

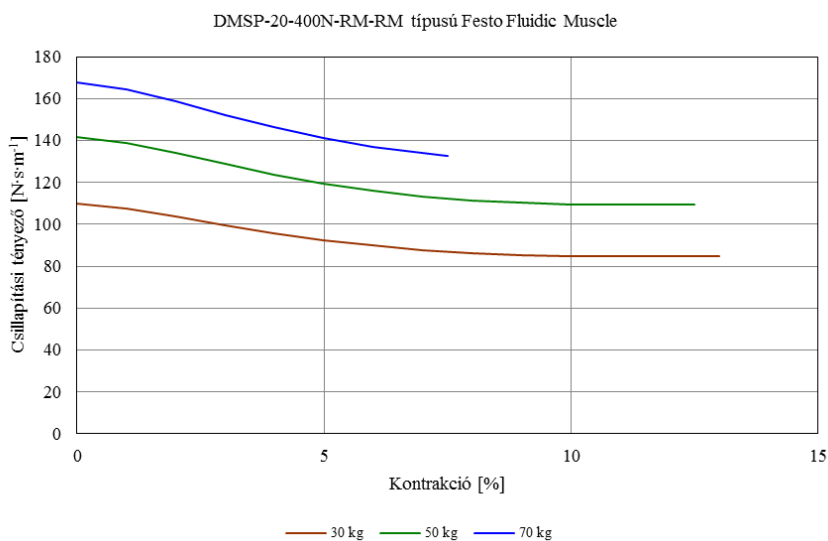


3-2. ábra: A 20 mm átmérőjű és 400 mm hosszúságú PMI merevségének változása a kontrakció függvényében különböző nyomásokon

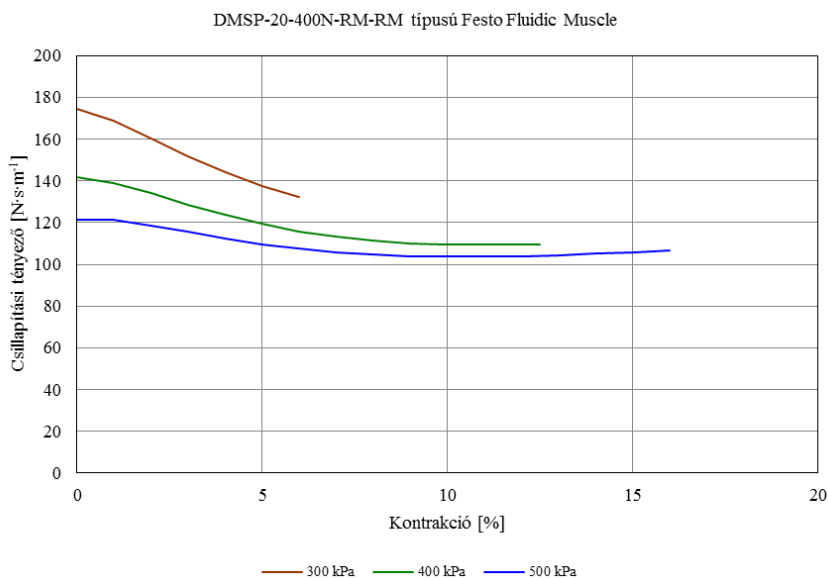
Ugyanezen MATLAB Simulink modell segítségével vizsgálható a csillapítás változása is (3-3. ábra, 3-4. ábra és 3-5. ábra).



3-3. ábra: A csillapítások összevetése állandó elmozdulás (50 mm), de változó terhelés (30 kg, 50 kg, illetve 70 kg) és nyomás (300 kPa, 400 kPa, illetve 500 kPa) esetén

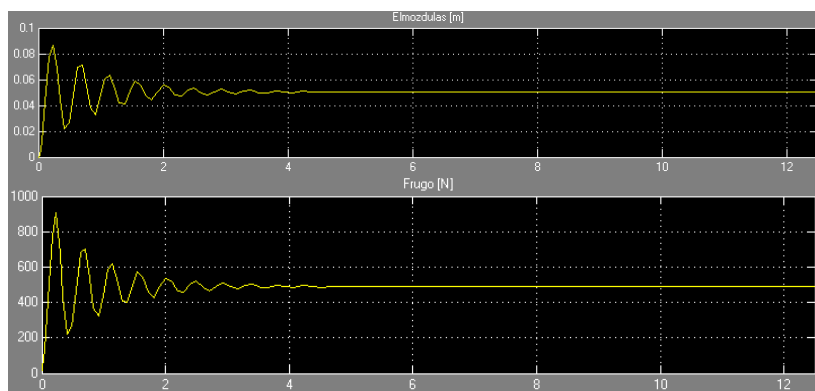


3-4. ábra: A csillapítás változása a kontrakció függvényében állandó nyomáson (400 kPa) 30 kg, 50 kg és 70 kg terhelés mellett



3-5. ábra: A csillapítás változása a kontrakció függvényében 300 kPa, 400 kPa és 500 kPa nyomáson állandó terhelés (50 kg) mellett

A dinamikus viselkedést leíró MATLAB Simulink modell alkalmas PMI-t tartalmazó teljes lengő rendszer elemzésére is (3-6. ábra).



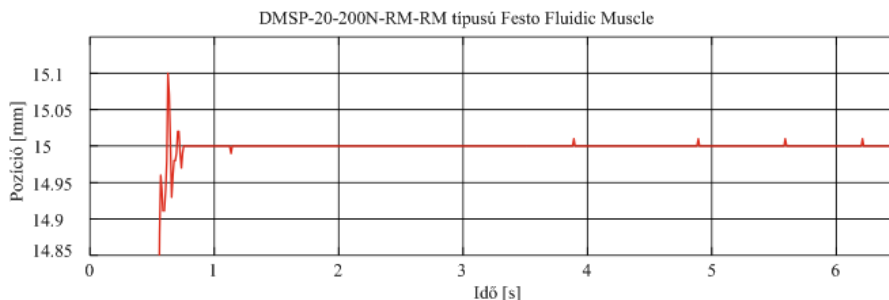
3-6. ábra: 400 mm hosszúságú PMI-t tartalmazó lengő rendszer dinamikus viselkedése: elmozdulás és  $F_{\text{rugó}}$  időfüggvények (400 kPa túlnyomás, 50 mm elmozdulás és 50 kg terhelés esetén)

A lefuttatott szimulációval 493 N  $F_{\text{rugó}}$  erőt és 49,8 mm elmozdulást kaptam, mely eredmények igazolják a dinamikus modellre kidolgozott módszer, valamint a statikus erő modell pontosságát. A bemutatott eredményekből kitűnik, hogy az általam kidolgozott módszer alapján megépített MATLAB Simulink modell alkalmas a merevség és a csillapítás, valamint a teljes lengő rendszer viselkedésének leírására is. Tetszőleges működtető nyomás (0-500 kPa) mellett a PMI-k tetszőleges átmérőjűek és hosszúságúak lehetnek.

### 3.3. Pozicionálás

#### 3.3.1. Lineáris pozicionálás

A lineáris elmozdulással kapcsolatosan elvégzett pozicionálási kísérletek során két DMSP-20-200-RM-RM típusú Fluidic Muscle-t építettem be a 2-4. ábra szerinti elrendezésbe. A nyomás értéke 600 kPa, a mintavételezési idő pedig 10 ms volt. A kísérleti eredmények valós idejű gyűjtésére a 2-5. ábrán bemutatott LabVIEW programot használtam. A szabályozás minősége (túllendülés, állandósult állapotbeli hiba) a csúszóegyes meredekségével befolyásolható. A 2-5. ábrán látható paraméterek közül - a kutatásaim során szerzett tapasztalatok alapján - a csúszóegyes meredekségére 0,35-ös értéket, míg az arányos útváltó szelepet vezérlő feszültségre a következő értékeket állítottam be: „Hátra gyors” = 4 V, „Hátra lassú” = 4,65 V, „Pozícióban” = 5 V, „Előre lassú” = 5,35 V és „Előre gyors” = 6 V. A 3-7. ábrán a 15 mm-es alapjellel (kívánt pozícióval) végzett pozicionálás eredményét láthatjuk. Megfigyelhetjük, hogy a túllendülés (0,1 mm) és az állandósult állapotbeli hiba értéke (0,01 mm) is igen kedvező. A kívánt pozíciót 0,8 s alatt sikerült elérni.

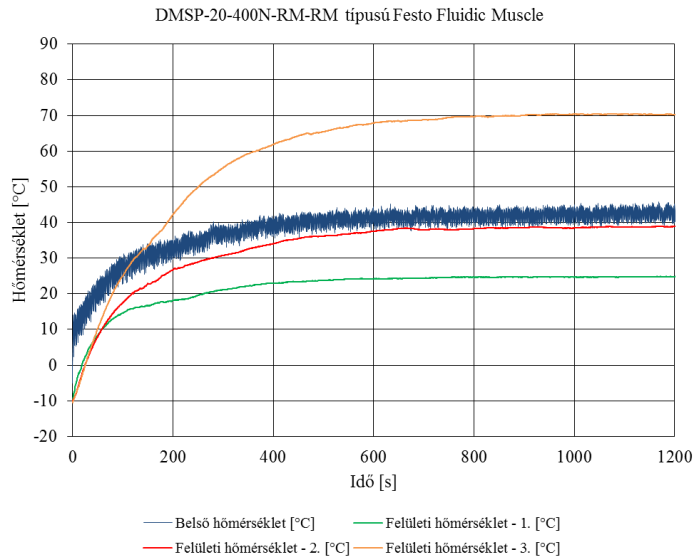


3-7. ábra: A pozíció időfüggvénye (kívánt pozíció: 15 mm)

#### 3.3.2. Megváltozó hőmérséklet és a hiszterézis hatása

A pozicionálás hőmérsékletfüggésének vizsgálatát DMSP-20-400-RM-RM típusú Fluidic Muscle alkalmazásával mutatom be. Mivel a kísérleti berendezésbe csak egyetlen 400 mm hosszúságú izom helyezhető el, ezért a 2-6. ábrán látható beállítást alkalmaztam ( $m = 20$  kg). A kompresszorból érkező (az izomba belépő) levegő hőmérséklete 24 °C, a nyomás 600 kPa, a mintavételezési idő 250 ms, míg a mérés ideje 1200 s volt. A 3-8. ábrán a 0,5 Hz frekvenciájú szinusz jellel végzett periodikus működtetés során tapasztalt hőmérséklet-változást láthatjuk. Megfigyelhető, hogy minél távolabb helyeztem el a hőmérséklet-érzékelőt a pneumatikus csatlakozástól, azaz a levegő be-, illetve kieresztésének helyétől, annál magasabb felületi hőmérséklet alakult ki, továbbá, amíg a külső felület hőmérséklete az egyes pontokon állandósult, addig a levegő be-, illetve kijuttatásától függően a hőmérséklet változott az izom belső terében.





3-8. ábra: A belső és a felületi hőmérséklet változása 0,5 Hz-es működtető jel esetén

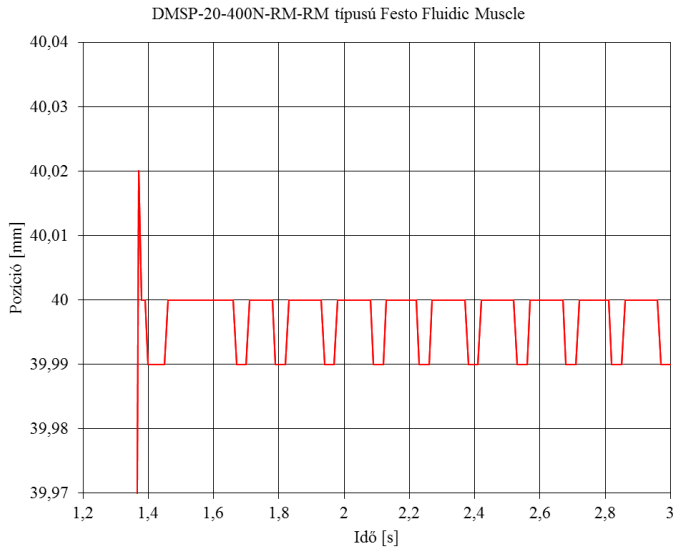
3-2. táblázat: Különböző frekvenciával működtetett Fluidic Muscle belsejében és felületén kialakuló állandósult hőmérsékleti értékek

Frekvencia [Hz]	Hőmérséklet [°C]			
	Belső	Felületi - 1.	Felületi - 2.	Felületi - 3.
0,1	30-42	24	33	50
0,25	35-43	24	37	63
0,5	40-45	24	39	70
0,75	45-50	24	38	61
1	45-50	24	38	52

A táblázatból kitűnik, hogy a frekvencia növelésével az izom belsejében kialakult állandósult hőmérséklet is növekedett. A pneumatikus csatlakozáshoz legközelebb elhelyezett külső érzékelő valamennyi frekvencián azonos értéket mért, a középső érzékelők közel azonos, míg a legtávolabbi érzékelők a legmagasabb hőmérsékleti értékeket szolgáltatták. Ez utóbbihoz tartozó hőmérsékleti trend 0,5 Hz-nél fordult meg. Megfigyelhető, hogy a 0,5 Hz frekvenciával történő működtetés igen magas, 70 °C-os hőmérsékletet eredményezett, ami az izom élettartamára negatív khatással lehet. A felületi hőmérsékletek tekintetében az alkalmazott 0,1 Hz és 1 Hz, valamint a 0,25 Hz és 0,75 Hz frekvenciához tartozó eredmények közel esnek egymáshoz.

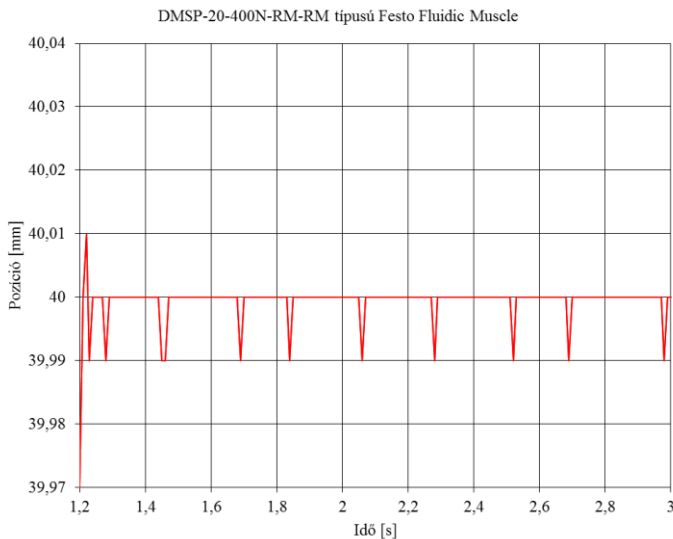
A különböző hőmérsékleten elvégzett pozicionálási kísérletekhez az előző fejezetben ismertetett nyomás, csúszóegyenes meredekség, vezérlő feszültség és mintavételezési idő beállításokat használtam. A hőmérsékleti pontok felvételéhez a középső

érzékelő által szolgáltatott értékeket vettem figyelembe, így 10 °C-os lépésközzel -10 °C, 0 °C, 10 °C, 20 °C, 30 °C és a maximális 39 °C esetén végeztem pozicionálást. A 3-9. ábrán látható, hogy a -10 °C-ra lehűtött izommal a 40 mm-es kívánt pozíció elérése kb. 1,4 s-ot igényelt, a túllendülés nagysága 0,02 mm volt, míg az állandósult állapotbeli hiba értéke 0,01 mm-en belül maradt.



3-9. ábra: Pozicionálás -10 °C-ra lehűtött PMI-vel (kívánt pozíció: 40 mm)

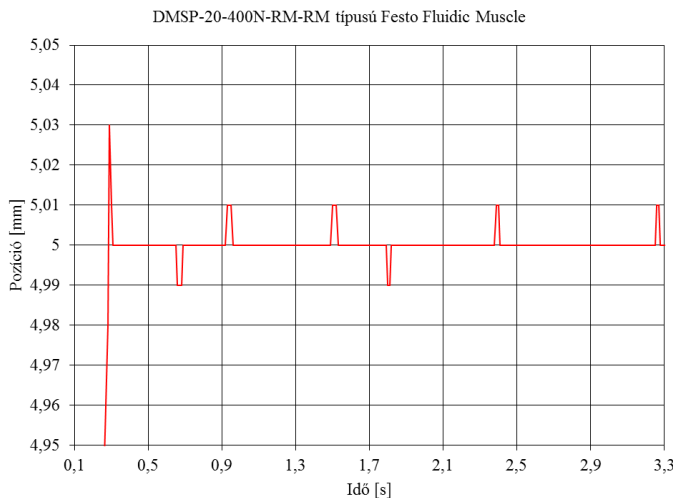
A 3-10. ábrán a periodikus működtetés révén legmagasabb hőmérsékletű, 39 °C-os izom pozicionálásának idődiagramja látható. Jelen esetben a 40 mm-es kívánt pozíció elérése kb. 1,2 s-ot igényelt, az állandósult állapotbeli hiba értéke 0,01 mm-en belül maradt.



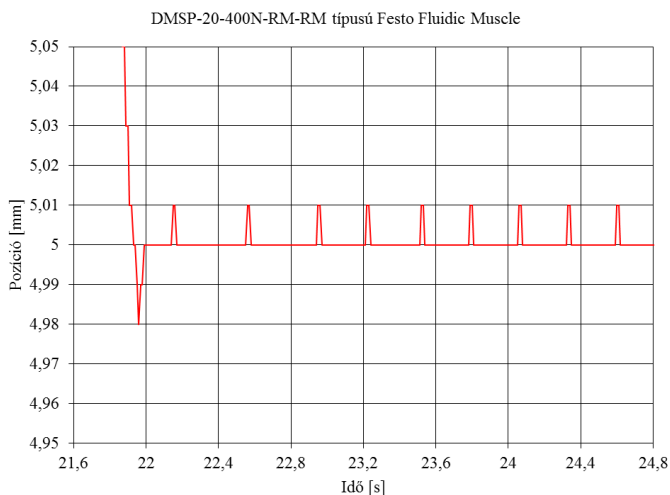
3-10. ábra: Pozicionálás 39 °C-os PMI-vel (kívánt pozíció: 40 mm)

Az eredményekből kitűnik, hogy a pozicionálás valamennyi hőmérsékleti értéken 0,01 mm határértékű hibával valósult meg. Az is látható, hogy a hőmérséklet emelkedésével a pozicionálás ideje csökkent. A szakirodalmak tanulmányozásakor nem talákoztam olyan szerzővel, aki a pozicionálás hőmérsékletfüggését ilyen megközelítésben és részletességgel vizsgálta volna.

A megváltozó hőmérséklet mellett a hiszterézis hatását is elemeztem a pozicionálás pontosságára vonatkozóan a 2-6. ábrán látható kísérleti elrendezéssel ( $m = 20$  kg). A csúszóegyenes meredeksége, illetve a vezérlő feszültség értékei megegyeztek az előző kísérleteknél említettekkel. A szobahőmérsékleten elvégzett vizsgálat során 600 kPa nyomást és 10 ms mintavételezési időt alkalmaztam. A következő kívánt pozícióértékeket állítottam be egymás után: 0 mm (kiindulási állapot)  $\rightarrow$  5 mm  $\rightarrow$  10 mm  $\rightarrow$  20 mm  $\rightarrow$  40 mm  $\rightarrow$  20 mm  $\rightarrow$  10 mm  $\rightarrow$  5 mm  $\rightarrow$  0 mm (visszatérés a kiindulási állapotba). Ahogy a 3-11. ábra és 3-12. ábra mutatja, az általam megtervezett szabályozó a megközelítés irányától függetlenül képes a kívánt pozíciót 0,01 mm állandósult állapotbeli hibával tartani. Ezt tapasztaltam valamennyi beállított pozíció esetén is, így kijelenthető, hogy a pozicionálás pontosságát nem befolyásolja a tapasztalt hiszterézis. A lineáris pozicionálás során elvégzett kísérletek alapján az is kijelenthető, hogy a 0,01 mm felbontású jeladó behatárolja a pozicionálás pontosságát.



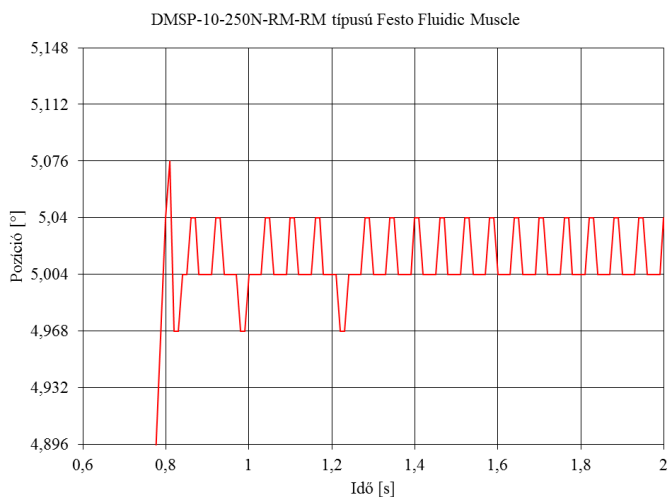
3-11. ábra: Az 5 mm-es pozíció elérése és tartása a pozíció növelésével



3-12. ábra: Az 5 mm-es pozíció elérése és tartása a pozíció csökkentésével

### 3.3.3. Pozicionálás forgójeladóval

A pozicionálással kapcsolatos utolsó kísérletsorozatnál nem a lineáris elmozdulással, hanem az elfordulással elérhető pontosságot vizsgáltam, amihez DMSP-10-250-RM-RM típusú Fluidic Muscle-okat használtam. A pozicionálás szobahőmérsékleten történt, 600 kPa nyomáson, 10 ms mintavételezési idővel. A csúszóegyenes meredekségére 0,3-es értéket, míg az arányos útváltó szelepet vezérlő feszültségre a korábban említett értékeket állítottam be. Az 5,004°-os kívánt pozíció elérése kb. 0,8 s alatt megtörtént, a túllendülés értéke 0,072° volt, továbbá az állandósult állapotbeli hiba értéke 0,036°-on belül maradt (3-13. ábra). Ahogy a lineáris pozicionálásnál megállapítottam, úgy itt is elmondható, hogy a 0,036° felbontású jeladó behatárolja a pozicionálási pontosságot.



3-13. ábra: Pozicionálás szögjeladóval (kívánt pozíció: 5,004°)

## 4. ÚJ TUDOMÁNYOS EREDMÉNYEK

1. Megterveztem és megépítettem egy olyan univerzális mérőberendezést, mely alkalmas a pneumatikus mesterséges izmok működését leíró és meghatározó legfontosabb jellemzők,
  - az erő,
  - a nyomás,
  - a pozíció (lineáris elmozdulás és szögelfordulás), valamint
  - a hőmérséklet vizsgálatára.

Az általam kidolgozott, általánosan alkalmazható mérési és adatgyűjtési lehetőségeket biztosító módszerekkel egyetlen készülékként alkalmas a pneumatikus mesterséges izmok jelleggörbéinek felvételére, illetve a PMI-k nagy pontosságú pozicionálásának kivitelezésére. A készülékkel egyetlen izom, illetve két izom viselkedésének tanulmányozása is elvégezhető. A berendezés mind új tudományos eredményeket hozó kutatási, mind oktatási feladatokra is felhasználható.

2. Kidolgoztam és bevezettem egy hat paramétert tartalmazó új modellt a statikus erőre, mely általánosan alkalmazható tetszőleges átmérőjű és hosszúságú (10 mm átmérőjű és 250 mm hosszúságú, 20 mm átmérőjű és 200 mm hosszúságú, valamint 20 mm átmérőjű és 400 mm hosszúságú) izmokra, tetszőleges nyomáson (0-500 kPa):

$$F(p, \kappa) = (a_1 \cdot p + a_2) \cdot \exp^{a_3 \cdot \kappa} + a_4 \cdot \kappa \cdot p + a_5 \cdot p + a_6,$$

ahol:  $a_1, a_2, a_3, a_4, a_5, a_6$  ismeretlen konstansok.

Igazoltam az illeszthetőség pontosságát (korreláció:  $R = 0,9989-0,9997$ ).

3. Kidolgoztam és bevezettem egy módszert a PMI-k dinamikus igénybevételének vizsgálatára. A másodrendű differenciálegyenlet megoldására kifejlesztett modell alkalmas a PMI-k merevségének és csillapításának meghatározására, továbbá PMI-t tartalmazó teljes rendszer viselkedésének leírására. Tetszőleges működtető nyomás (0-500 kPa) mellett a PMI-k tetszőleges átmérőjűek és hosszúságúak lehetnek (10 mm átmérő/250 mm hosszúság, 20 mm átmérő/200 mm hosszúság, valamint 20 mm átmérő/400 mm hosszúság).
4. A dinamikus viselkedést leíró modellel futtatott szimulációkkal igazoltam, hogy a PMI változó merevségű és a nyomás növelésével a merevség is növekszik a kontrakció függvényében. A minimális kontrakciónál tapasztalt merevség érték meredeken csökkent a kontrakció növekedésével, majd állandósult.

Igazoltam továbbá, hogy állandó kontrakció, állandó nyomás és állandó terhelés esetén a csillapítás változik:

- állandó kontrakció esetén a növekvő terhelés csak növekvő nyomással volt mozgatható, melynek függvényében a csillapítás is nőtt,
- állandó nyomáson a terhelés növelésével a csillapítás is nőtt a kontrakció függvényében,
- állandó terhelés esetén a nyomás növelésével a csillapítás csökkent a kontrakció függvényében.

5. Csattogásmentesen megvalósítottam a pneumatikus mesterséges izmok nagy-pontosságú pozíciószabályozását csúszómód szabályozóval. Az általam megtervezett, egyetlen csúszóegyenes mentén történő pozicionálással lineáris elmozdulás során 0,01 mm, míg szögelfordulás során 0,036° pontossági határértéket értem el. Ezek az értékek megegyeznek az alkalmazott inkrementális jeladók felbontásával, azaz tovább ezekkel az útdókkal nem javíthatók. A csúszómód szabályozás egyik legnagyobb hátránya az előírt pálya körüli nagyfrekvenciás lengések okozta csattogás. A csattogás kiküszöbölésére határregeget (pontossági sávot) alakítottam ki a csúszóegyenes mentén.
6. Kísérletileg igazoltam, hogy a megtervezett szabályozó képes a megváltozó hőmérséklet és a hiszterézis hatását is kiküszöbölni. Bebizonyítottam, hogy a PMI-k pozicionálása rövidebb szabályozási idő alatt és ugyanolyan (0,01 mm) pontossággal biztosítható a működtetés során kialakuló magasabb hőmérsékleten.
7. Igazoltam, hogy a PMI működtetési frekvenciája befolyásolja az izom felületén és belsejében kialakuló hőmérsékletet. Igazoltam, hogy a 0,1-1 Hz tartományban elvégzett kísérletek során a frekvencia növelésével az izom belsejében kialakult állandósult hőmérséklet is növekedett. A pneumatikus csatlakozáshoz legközelebb elhelyezett külső érzékelő valamennyi frekvencián azonos értéket mért, a középső érzékelők közel azonos, míg a legtávolabbi érzékelők a legmagasabb hőmérsékleti értékeket szolgáltatták. Ez utóbbihoz tartozó hőmérsékleti trend 0,5 Hz-nél megfordult. Megfigyeltem, hogy a 0,5 Hz frekvenciával történő működtetés igen magas, 70 °C-os hőmérsékletet eredményezett, ami az izom élettartamára negatív kihatással lehet. A felületi hőmérsékletek tekintetében az alkalmazott 0,1 Hz és 1 Hz, valamint a 0,25 Hz és 0,75 Hz frekvenciához tartozó eredmények közel estek egymáshoz.

## 5. KÖVETKEZTETÉSEK ÉS JAVASLATOK

Laboratóriumi kísérletekkel igazoltam, hogy az általam tervezett és megépített többfunkciós tesztberendezés megfelel a kitűzött céloknak és elvárásoknak, azaz a PMI-k működését leíró legfontosabb paraméterek meghatározhatók a kifejlesztett készülékkel. A LabVIEW környezetben elkészített programok általánosan alkalmazható mérési és adatgyűjtési lehetőségeket biztosítanak az erő, a nyomás, a pozíció és a hőmérséklet mérésére, valamint a nagy pontosságú pozicionálásra mind lineáris elmozdulás, mind szögelfordulás esetén.

Kísérleti eredményekkel igazoltam egy lényeges eltérést a dugattyús munkahengerekhez képest: amíg ez utóbbinál az erő csak a nyomástól és a dugattyú felületétől függ, azaz állandó nyomáson az erő nem változik az elmozdulással, addig a PMI esetében az erő nagyságát a nyomás mellett az elmozdulás is befolyásolja.

Az új függvénykapcsolat a pneumatikus mesterséges izmok által kifejtett statikus erőre vonatkozóan alkalmas arra, hogy mérések nélkül megadhatjuk pl. tetszőleges nyomás és kontrakció esetén mekkora húzóerő kifejtésére lesz alkalmas az izom, míg a kifejlesztett, dinamikus viselkedést leíró modellel PMI-t tartalmazó rendszereket vizsgálhatunk.

Sikerült megvalósítani a precíz pozíciószabályozást is - a PMI nemlinearitása, időben változó tulajdonsága ellenére -, így a PMI olyan alkalmazásoknál is felhasználható végrehajtóként, ahol alapvető elvárásként mutatkozik a nagy pontosságú pozicionálás (pl. robotok megfogó szerkezetei).

Az elvégzett kísérletek alapján elmondható, hogy a PMI használható egyirányú végrehajtónak, illetve pneumatikus rugónak is. Kétirányú működésre pl. az izom belsejébe épített rugó segítségével lehet képes. Erre vonatkozó kutatásaim jelenleg is folynak.

A pozicionálásra vonatkozó vizsgálataim egy Balluff gyártmányú, 0,001 mm felbontású útdóval, valamint egy National Instruments gyártmányú, nagyteljesítményű, grafikus rendszertervezéssel támogatott beágyazott adatgyűjtő és vezérlőfelületet jelentő CompactRIO-val tervezem folytatni. Így egy nagyságrenddel kisebb tartományban is végezhetek méréseket. Vizsgálataim kiterjesztem a 40 mm belső átmérőjű Fluidic Muscle-okra is, melyekkel mind a függvényközelítési, mind a pozicionálási kísérleteim megismétlem.

## 6. ÖSSZEFOGLALÁS

Doktori értekezésemben a pneumatikus mesterséges izmok (PMI-k) vizsgálatával foglalkoztam. A vizsgálatokat a Szegedi Tudományegyetem Mérnöki Kar Műszaki Intézetében, illetve annak jogelőd, Gépészeti és Folyamatmérnöki Intézetében végeztem.

Kísérleteim a Festo által szabadalmaztatott és forgalmazott, Fluidic Muscle elnevezésű pneumatikus mesterséges izmokkal végeztem, melyek három különböző átmérővel (10, 20 és 40 mm) és akár 9000 mm hosszúsággal is megvásárolhatók. Előretörésük annak tudható be, hogy sokszínű tulajdonságot mutatnak. Az erő és dinamizmus mellett a durva környezetben történő alkalmazhatóság, a vibrációmentes működés és az egyszerűség jellemzi, de kiemelendő azon tulajdonságai is, melyek az emberi izommal mutatnak analógiát, így a lineáris és egyirányú mozgás, a monoton csökkenő erő-kontrakció függvénykapcsolat és a kétirányú mozgathoz szükséges antagonisztikus kapcsolat. A felsorolt tulajdonságokkal a legtöbb PMI is rendelkezik.

A *Bevezetés, célkitűzések* c. fejezetben összefoglaltam az értekezés fő célkitűzéseit, megfogalmaztam a téma aktualitását.

Az *Anyag és módszer* c. fejezetben bemutattam az általam tervezett és megépített kísérleti berendezést. A hozzá kapcsolódó szoftveres környezet LabVIEW-ban került kialakításra. Ismertettem a statikus és dinamikus modelleket, melyeket a PMI viselkedésének leírására dolgoztam ki. Megadtam továbbá a PMI-k csúszómód szabályozóval történő precíz pozicionálásának lehetőségeit is.

Az *Eredmények* c. fejezetben bemutatásra került a függvényközelítés eredménye, külön hangsúlyt fektetve az illeszthetőség pontosságának igazolására. A dinamikus modellel megvizsgáltam a PMI merevségét, csillapítását és egy PMI-t tartalmazó lengő rendszert. Ezt követően a nagy pontosságú pozicionálás eredményeit ismertettem mind lineáris elmozdulás, mind elfordulás esetén. Megvizsgáltam a hiszterézis és a változó hőmérséklet hatását a pozicionálás pontosságára vonatkozóan.

Az *Új tudományos eredmények* c. fejezetben tézisszerűen összefoglaltam a kutatómunkám során elért új tudományos eredményeket.

A *Következtetések és javaslatok* c. fejezetben kivonatoltam a Doktori értekezésben elvégzett munkámról, a munkám révén levonható következtetésekről és javaslatot tettem a kutatás folytatásának irányaira.



## 7. AZ ÉRTEKEZÉS TÉMAKÖRÉHEZ KAPCSOLÓDÓ FONTOSABB PUBLIKÁCIÓK LISTÁJA

*Lektorált cikk világnyelven:*

1. Toman P., Gyevik J., Endrődy T., Sárosi J., Véha A. (2009): Design and Fabrication of a Test-bed Aimed for Experiment with Pneumatic Artificial Muscle. *International Journal of Engineering, Annals of Faculty of Engineering Hunedoara*, 7 (4), pp. 91-94.
2. Sárosi J., Gyevik J., Szabó G., Szendrő P. (2010): Laboratory Investigations of Fluid Muscles. *International Journal of Engineering, Annals of Faculty of Engineering Hunedoara*, 8 (1), pp. 137-142.
3. Sárosi J., Szabó G., Gyevik J. (2010): Investigation and Application of Pneumatic Artificial Muscles. *Biomechanica Hungarica*, 3 (1), pp. 208-214.
4. Sárosi J., Gyevik J. (2010): Experimental Setup for the Positioning of Humanoid Upper Arm. *Analecta Technica Szegedinensia, Review of Faculty of Engineering*, 2010/2-3, pp. 222-226.
5. Sárosi J. (2011): Accurate Positioning of Humanoid Upper Arm. *International Journal of Engineering, Annals of Faculty of Engineering Hunedoara*, 9 (Extra), pp. 33-36.
6. Sárosi J. (2011): Investigation of Positioning of Fluid Muscle Actuator Under Variable Temperature. *Acta Technica Corviniensis, Bulletin of Engineering*, 4 (3), pp. 105-107.
7. Sárosi J. (2012): Newest Approach to Modeling Hysteresis in the Force-Contraction Cycle of Pneumatic Artificial Muscle. *Acta Technica Corviniensis, Bulletin of Engineering*, 5 (4), pp. 63-66.
8. Sárosi J., Keszthelyi-Szabó G., Szendrő P. (2012): The Influence of Temperature Conditions on Position Control of Fluidic Muscle. *Progress in Agricultural Engineering Sciences*, 8, pp. 65-73.
9. Sárosi J. (2012): New Force Functions for the Force Generated by Different Fluidic Muscles. *Transactions on Automatic Control and Computer Science, Scientific Bulletin of the „POLITEHNICA” University of Timisoara*, 57 (71) (3), pp. 135-140.

*Lektorált cikk magyar nyelven:*

10. Sárosi J., Gyevik J., Szabó G., Szendrő P. (2009): Pneumatikus izmok pozícionálása csúszómód szabályozással. *Gép*, 60 (8), 45-48. o.
11. Sárosi J., Gyevik J., Csikós S. (2010): Mesterséges pneumatikus izomelemek modellezése és paramétereinek szimulációja MATLAB környezetben. *Jelenkori Társadalmi és Gazdasági Folyamatok*, 5 (1-2), 273-277. o.
12. Sárosi J., Fabulya Z. (2013): A Fluidic Muscle által kifejtett erő közelítésének vizsgálata MS Excel környezetben. *Jelenkori Társadalmi és Gazdasági Folyamatok*, 8 (1-2), 70-76. o.