

# Biológiailag inspirált mesterséges izmok vizsgálata

## Examining biologically inspired artificial muscles

SZIGETVÁRI Gergő BSc hallgató

<sup>1</sup> Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Polimertechnika Tanszék, 1111, Budapest, Műegyetem rkp. 3 tel: +36202703354 e-mail: szigetvari.gergo@gmail.com

### Abstract

*In recent times the increasing attention has surrounded the field of soft actuators – so called artificial muscles. Artificial muscles can be used for medical purposes, currently rehabilitational devices (exoskeletons) are being developed [1] but so far, the replacement of human muscles have not been executed in this manner. For this research I have chosen the McKibben artificial muscles because these types of actuators provide a simple but robust structure, which resembles the filament-like structure of skeletal muscles. The artificial muscle consists of an inner – usually elastomeric – tube, a braided polymer sleeve, an endcap and a pressure connection. The working principle is based on that the inner pressure is transformed into an axial force by means of a double-helix braided sleeve [2]. In this study, I performed various measurements to map the basic mechanical properties. During the study, emphasis was put on the theoretical possibility of biocompatibility and the longevity of operation in the human body.*

**Keywords:** Soft robotics, implant, polymer, mechanical testing, biocompatibility

### Kivonat

*Az utóbbi időkben egyre nagyobb figyelmet kapnak a lágy aktuátorok – ezeket szokás mesterséges izmoknak is nevezni. A mesterséges izmok alkalmazhatók gyógyászati célokra is, jelenleg rehabilitációs eszközökként (exoskeletonként) próbálnak ilyen aktuátorokat használni [1], de az emberi izom ilyen módon történő helyettesítésére még nem volt példa. A kutatáshoz a McKibben-féle mesterséges izmot választottam, mivel az egy egyszerű, mégis robosztus struktúra, amely hasonlít az emberi izom szálak felépítésére. Maga az izom egy belső – általában elasztomer – csőből, egy külső fonatolt erősítő hálóból, valamint egy végelemből és egy nyomáscsatlakozóból áll. A szerkezet működési elve az, hogy egy kettős spirálból fonatolt háló segítségével a belső nyomást alakítja át tengelyirányú erővé [2]. Jelen dolgozatban különböző méréseket végeztem, amelyek során az alapvető mechanikai tulajdonságokat térképeztem fel. A dolgozat során nagy hangsúlyt fektettem a biokompatibilitás és a szervezeten belüli stabil működés elérésére.*

**Kulcsszavak:** lágy robotika, implantátum, polimer, mechanikai vizsgálat, biokompatibilitás

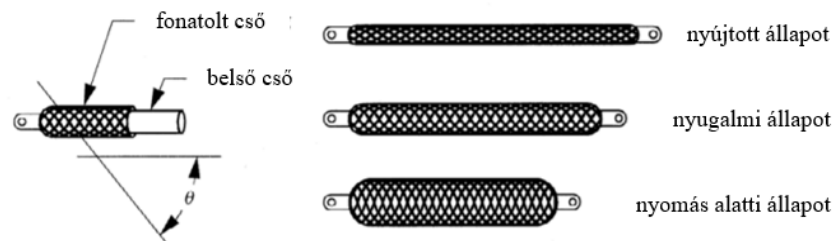
## 1. BEVEZETÉS

A gyógyászatban mesterséges izmokkal számos ember életminőségén lehetne javítani. Lehetőségessé válna a traumák által okozott, vagy izomsejteket érintő genetikai betegségek miatt kialakult funkciókiesések megszüntetése, valamint az időskori mobilitást hosszabb ideig meg lehetne őrizni, ha az előregedett, gyenge izmokat az elhasználódott ízületekhez hasonlóan – csípő, térd – ki lehetne cserélni műtéti úton.

A harántcsíkolt izom igen kifinomult szerkezet. A sok millió éven át tartó evolúciós fejlődésnek köszönhetően rendkívüli tulajdonságokkal rendelkezik – nagy fajlagos teljesítmény, határfok, alakváltozó képesség, gyors válaszidő – valamint a szervezettel való közvetlen kapcsolat miatt az energiaellátás és átalakítás, valamint az idegi impulzussal történő szabályozás is adott. Egy szervezetbe ültethető mesterséges izomnak a fent említett követelményeken kívül biokompatibilisnak is kell lennie.

## 2. MCKIBBEN-FÉLE MESTERSÉGES IZMOK

A McKibben-féle mesterséges izmok (1. ábra) egy belső nyomástartóból egy külső fonatolt hálóból és pneumatikus csatlakozó elemekből áll. Az általában elasztomerből készült belső cső növekvő nyomás hatására tágulni kezd, nekifeszül a külső erősítőstruktúrának, ami a sugár irányú tágulást tengely irányú elmozdulássá alakítja [3]. Az erősítőstruktúra általában egy fonatolással készített kettős spirál, melynek legfontosabb paramétere a fonatolási szög (a szálak és a hossz tengely által bezárt szög). Az erősítőstruktúra nem engedi, hogy az elasztomer cső egyenletlenül táguljon a feszültség gyűjtő helyek környékén, így a nyomástartó minden pontjában több száz százalékos nyúlás is elérhető szakadás nélkül.



1. ábra McKibben-féle mesterséges izmok [4]

### 2.1. A szerkezetet leíró modellek

Korábbi kutatások során komplex modelleket állítottak fel az izmokat jellemző két tényező, a szabad összehúzódás és a blokkolt erő leírására. A szabad összehúzódás során nem terheljük a mesterséges izmot húzóerővel, a hossz csak a belső nyomás hatására változik. A blokkolt erő az, amit az izom kifejt egy adott nyomás mellett úgy, hogy a nyugalmi hosszából nem mozdul el. Megfigyelték, hogy a pneumatikus vagy hidraulikus munkahengerekkel ellentétben a McKibben féle mesterséges izmoknál a kifejtett erő nem a belső hosszától függ, hanem az összehúzódás mértékétől. Az alábbi összefüggés – elhanyagolva a falvastagságot és a belső csövet ideális hengerként kezelve – megadja a McKibben féle mesterséges izom által kifejtett erőt az összehúzódás függvényében (1,2) [2]:

$$F(\varepsilon) = \pi r_0^2 P \cdot [a \cdot \varepsilon^2 - b], \quad (1)$$

ahol:

$$a = \frac{3}{\tan^2 \alpha_0} \quad \text{és} \quad b = \frac{1}{\sin^2 \alpha_0}, \quad (2)$$

$P$  a belső nyomás,  $r_0$  a sugár nyugalmi állapotban,  $\varepsilon$  az aktuális és kezdeti hossz hányadosaként értelmezett deformáció és  $\alpha_0$  a fonatolási szög a nyugalmi állapotban.

Az egyenlet megoldásával belátható, hogy ha a fonatolási szöget  $\alpha_0 = \text{atan}(\sqrt{2}) = 54^\circ 44'$ -nek választjuk, akkor az izom nem fog erőt kifejteni  $\varepsilon = 1$  mellett így nem fog megrövidülni. Ha a fonatolási szög kisebb mint  $54^\circ 44'$  a szerkezet tengelyirányban rövidülni fog, és sugárirányban tágulni, ha a fonatolási szög ennél a kritikus szögnél nagyobb, a szerkezet tengelyirányban meg fog nyúlni.

Ez az egyszerűsített modell kis nyomások esetén erősen túlbecsüli az összehúzódás mértékét mivel nem veszi figyelembe a szálak közti sűrűlődést. A szálak közti sűrűlődést és falvastagságot figyelembe véve az alábbi modellt kapjuk [2]:

$$F(\varepsilon) = P \cdot \left[ \pi r_0^2 \cdot \left( (a \cdot \varepsilon^2 - b) - 2h_0 \cdot \frac{2c \cdot \varepsilon^2 - 1}{\varepsilon(1-c \cdot \varepsilon^2)} \right) - \mu_{szálak} \cdot \frac{1}{A_{korrigál}} \cdot A_{kontakt} \right], \quad (3)$$

$$c = \cos^2 \alpha_0; A_{korrigál} = 0,69 \cdot \frac{E^3}{(1-\nu^2)^3 \cdot P^3}; A_{kontakt} = 2\pi r_0 l_0 \cdot \frac{\sin \alpha_0}{\varepsilon \cdot \sqrt{1-c \cdot \varepsilon^2}}, \quad (4)$$

ahol  $P$ ,  $r_0$ ,  $\varepsilon$ ,  $\alpha_0$ ,  $a$ ,  $b$  az előző modellben leírtak szerint értendő mennyiségek,  $h_0$  a kezdeti falvastagság,  $l_0$  a kezdeti hossz,  $E$  a cső rugalmassági modulusza,  $\nu$  a cső Poission tényezője,  $\mu_{szálak}$  a szálak közti súrlódási tényező.

A (3)-ik egyenletben leírt modell már képes megmagyarázni, hogy a szabad nyúlás során miért függ a összehúzódás a belső nyomástól. Az előző két modell bármilyen kis belső nyomásra a maximális megrövidülést adja eredményül.

## 2.2. Külső bevonat szerepe:

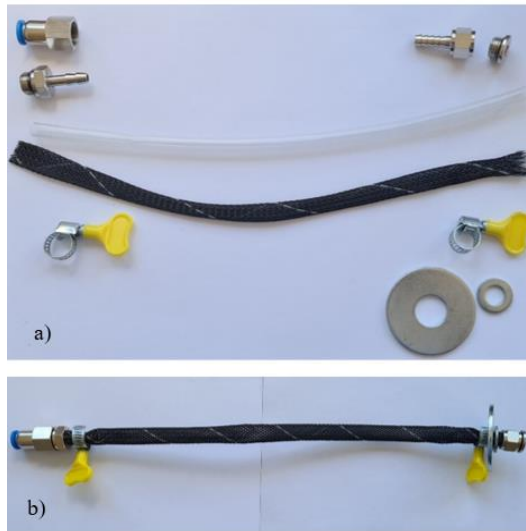
a McKibben-féle mesterséges izmok esetén a biokompatibilis eléréséhez a megfelelő anyagok kiválasztása önmagában nem elég, ugyanis a szervezetbe beültetett implantátumokat az immunrendszer az idegen testként azonosítja, megpróbálja megsemmisíteni, majd, ha nem jár sikerrel, elszigeteli. A reakció intenzitása többek közt függ a morfológiától, porozitástól, alaktól és érdességtől [5]. Az előbb említett okok miatt az implantátumként használandó McKibben-féle mesterséges izmokon lévő erősítőszálak azért problémások, mert a felületükön kialakuló szennyezések képesek meggátolni az egymáshoz képesti elmozdulásukat ezáltal lehetetlenné téve az összehúzódást.

## 3. ELVÉGZETT KÍSÉRLETEK

A kutatás során az általam elkészített bevonattal ellátott és bevonat nélküli McKibben-féle mesterséges izmok által kifejtett maximális erőt és megnyúlást vizsgáltam. Az erő és elmozdulás mérésére egy Zwick Z020-as szakítógépet (Ulm, Németország) használtam GTM típusú erőmérőcellával (méréshatár 20 kN). A bevonat nélküli cső vizsgálatának célja a mesterséges izmok konstrukciójának tesztelése, valamint a mérési eljárások megismerése volt. Mivel ez a téma viszonylag egyedi, így az eljárásokat és azok végrehajtását nekem kellett megterveznem a rendelkezésre álló gépek és idő függvényében. Ezek a mérések lehetőséget adtak az általam készített konstrukciót összehasonlítani az irodalomkutatás közben megismert eredményekkel. A kísérletek során a belső nyomást sűrített levegős hálózatról 0-tól 6 bar-ig változtattam.

A McKibben-féle mesterséges izmokat kereskedelmi forgalomban kapható elemekből készítettem el. Belső tömlőnek egy 300 mm hosszú ShA 60 keménységű 8 mm-es külső átmérőjű 0,5 mm-es falvastagsággal rendelkező szilikon csövet használtam, az erősítőstruktúra egy 8 mm-es belső átmérőjű fonatolt polietilén kábelvédő volt. Ezen kívül két darab menetes pneumatikus tömlőcsontot, menetes záródugót és gyorscsatlakozót használtam. Az elemeket 5 és 10 mm között állítható AWAB bilinccsel fogtam össze és a szakítógépre való befogás megkönnyítésére két lapos alátétet használtam.

A kísérletekhez több részletben, összesen 14 ilyen szerelvényt hoztam létre, az összeállítás előtti és utáni állapotot a 2. ábra szemlélteti:



2. ábra A pneumatikus mérésekhez használt mesterséges izom az a) ábrán összeállítás előtt b) ábrán összeállítva látható

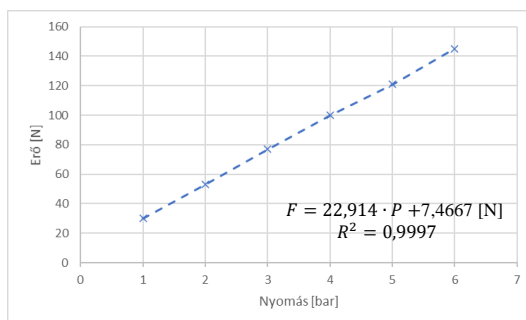
A bevonattal rendelkező mesterséges izmok vizsgálatához használt munkadarabot a 3. ábra mutatja be. A bevonat elkészítése szilikonöntéssel történt úgy, hogy a belső szilikon csövekre ráhúztam az erősítőstruktúrákat, majd kívülről kézzel vékony réteget vittem fel. Az elkészült próbatesteket 24 óráig hagytam térhálósodni majd a bevonat nélküli esethez hasonlóan rögzítettem a járulékos elemeket.



3. ábra Szilikonnal bevont McKibben-féle mesterséges izom

#### 4. EREDMÉNYEK

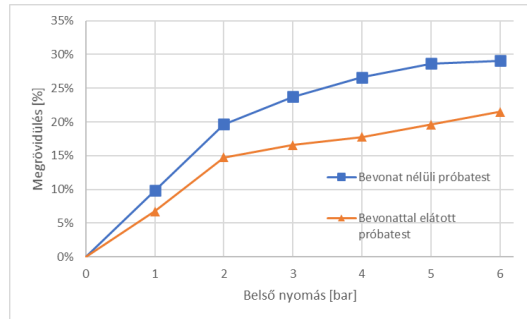
A mérések során meghatároztam a megépített konstrukció által kifejtett maximális erőt a belső nyomás függvényében. A kísérlet során 1 mm előfeszítés mellett a nyomást 1 bar-os lépésközzel változtattam. Ahogy azt a 4. ábra mutatja a belső nyomás és a kifejtett erő kapcsolata szinte tökéletesen lineáris.



4. ábra Erő a nyomás függvényében. A kapcsolat szinte tökéletesen lineáris, az egyenletben látható offset az előfeszítésből adódik.

A maximális erő 144,95 N volt 6 bar belső nyomásnál. A maximális fajlagos erő  $2,88 \frac{N}{mm^2}$  volt, ami a harántcsíktolt izmoknál tapasztaltakhoz képest csaknem 3 nagyságrenddel nagyobb. Az előzetes várakozások szerint az eredmények a külső bevonat alkalmazása mellett is azonosak voltak

A vizsgálatok során bevonat nélküli próbatest szabad (terhelésmentes) összehúzódása 29,1% volt míg a bevonattal ellátott próbatestnél 21,47%-ot mértem. A nyomás – szabad összehúzódás görbét az 5. ábra mutatja. A vizsgált paraméterek közti kapcsolat nem lineáris, a nyomást növelve egyre kisebb növekedés figyelhető meg az összehúzódás esetén.



5. ábra – nyomás – szabad összehúzódás kapcsolata

## 5. KÖVETKEZTETÉSEK

A külső bevonat negatív hatással van a szerkezet összehúzódási képességére azonban egy esetleges szerkezeten belüli működéshez elengedhetetlen, így további kutatások során érdemes a továbbfejlesztési lehetőségeit vizsgálni. A megépített mesterséges izom összehúzódási képessége, valamint a kifejtt fajlagos erő is megközelíti a harántcsíktolt izmoknál tapasztalt értékeket

## KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Szerém megköszönni a segítséget Dr. Molnár Kolosnak, a BME Polimertechnika Tanszék docensének a kutatás témáját adó TDK dolgozatomat konzulensemként segítette.

A szerző konferencia részvételét a BME Gépészmérnöki Kar NTP-HHTDK-21-0051 pályázata támogatta.

## IRODALMI HIVATKOZÁSOK

- [1] S. Balasubramanian, "RUPERT: An Exoskeleton Robot for Assisting Rehabilitation of Arm Functions," in IEEE, 2008.
- [2] B. Tondu, „Modelling of the McKibben artificial muscle: A review,” *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 2012.
- [3] Meller, „Reconsidering the McKibben muscle: Energetics, operating fluid, and bladder material,” *Sage Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 2014.
- [4] F. Daerden, „Conception and Realization of Pleated Pneumatic Artificial Muscles and their Use as Compliant Actuation Elements,” 1999.
- [5] C.E Wen, M Mabuchi, Y Yamada, K Shimojima, Y Chino, T Asahina, „Processing of biocompatible porous Ti and Mg,” *Scripta Materialia*, Volume 45, Issue 10,, pp. 1147-1153, 2001.