

Biológiailag inspirált mesterséges izmok vizsgálata

Szigetvári Gergő

DPNW9G

BME GPK Mechatronikai mérnök alapszak 5. féléves hallgatója

Konzulens:

Dr. Molnár Kolos

Tudományos Diákköri Konferencia 2021



Tartalomjegyzék

A dolgozatban szereplő jelölések és kifejezések:	3
1. Bevezetés.....	4
2. Irodalomkutatás.....	5
2.1 A harántcsíkolt izom.....	5
2.2 A McKibben izomok	6
2.2.1 Erősítőstruktúra.....	7
2.2.2 Nyomástartó cső	8
2.2.3 Modellek	9
2.2.4 Munkaközeg	11
2.2.5 Veszteségek és hiszterézis	11
2.2.6 Szabályozás.....	12
2.3 Biokompatibilitás	13
2.4 A szakirodalom összefoglalása, célkitűzés	13
3. Vizsgálati anyagok és módszerek.....	15
3.1 Vizsgálat során használt eszközök.....	15
3.2 McKibben féle mesterséges izom előállítása.....	15
3.3 Anyagi jellemzők vizsgálata.....	17
3.3.1 Fonatolt polietilén cső vizsgálata	17
3.3.2 Szilikon cső vizsgálata.....	17
3.4 A McKibben-féle izom vizsgálatai.....	18
3.4.1 Állandó erő melletti nyúlás vizsgálat nyomás függvényében	18
3.4.2 Rögzített hossz melletti erő vizsgálat nyomás függvényében.....	18
3.4.3 Ciklikus vizsgálatok.....	18
3.4.4 Vizsgálatok hidraulikus vezérléssel	19
4. Mérési eredmények és értékelésük	20
4.1 Anyagi jellemzők vizsgálata.....	20
4.1.1 Szilikon cső vizsgálata.....	20
4.1.2 A fonatolt polietilén tömlő vizsgálata	22
4.2 Mérések a pneumatikus működtetésű McKibben izmon.	23
4.2.1 Rögzített hossz melletti erő vizsgálat nyomás függvényében.....	23
4.2.2 Az állandó erő melletti nyúlás vizsgálata a nyomás függvényében	24
4.2.3 Ciklikus vizsgálatok.....	26
4.3 Külső bevonat hatásának vizsgálata	28
4.4 Hidraulikus mérések	29
5. Következtetések	31
6. Köszönetnyilvánítás	32
7. Hivatkozások.....	33

A dolgozatban szereplő jelölések és kifejezések:

E	- Rugalmassági modulusz
h_0	- belső nyomástartó cső falvastagsága
l_0	- mesterséges izom hossza nyugalmi állapotban
n	- biztonsági tényező
P	- belső nyomás
r_0	- mesterséges izom sugara nyugalmi állapotban
α_0	- fonatolási szög
ε	- fajlagos nyúlás, a dolgozatban $\varepsilon = \frac{l}{l_0}$
$\varepsilon_{cső\ max}$	- a belső cső által elérhető maximális nyúlás adott α_0 fonatolási szög esetén
$\varepsilon_{b\ cső}$	- a belső cső szakadási nyúlása
$\varepsilon_{szakadási}$	- a belső cső szakadási nyúlása
$\mu_{szálak}$	- szálak közti súrlódási tényező
ν	- Poission tényező

1. Bevezetés

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. Mesterséges izmokkal traumák által okozott, vagy izomsejteket érintő genetikai betegségek miatt kialakult funkciókieséseket lehetne megszüntetni, 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. Ilyen célokra mindenképpen testen belüli mesterséges izmokra lenne szükség.

A harántcsíkolt izmok igen kifinomult szerkezetek. Az evolúció sok millió éven át tökéletesítette őket, így rendkívüli tulajdonságokkal rendelkeznek – nagy fajlagos teljesítmény, hatásfok, alakváltozó képesség, gyors válaszdő. A szervezettel való közvetlen kapcsolat miatt az energiaellátás és átalakítás, valamint az idegi impulzussal történő szabályozás is adott. Egy szervezetbe ültetett mesterséges izomnak mindemellett biokompatibilisnek is kell lennie.

Számos, korábbi kutatás igyekezett ilyen tulajdonsággal rendelkező aktuátorokat létrehozni, azonban ezeket általában nem egészségügyi célra fejlesztették, ezáltal nem is szükséges az összes követelmény egyidejű teljesülése. Tudtommal a mai napig kevés kutatás irányul beültethető izomprotézisekre, és inkább a rekonstruktív plasztikai sebészettől, valamint egyéb biotechnológiáktól várják a területen a fejlődést.

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 a külső fonatolt háló segítségével a belső csőben ébredő nyomást alakítja át tengelyirányú erővé [1]. A fonatolt háló megfeleltethető pantográfok hálózatának, ahol a szálak által bezárt szöggel együtt az erőegyensúly is megváltozik, ezáltal lehetővé téve a tengelyirányú erő kifejtését.

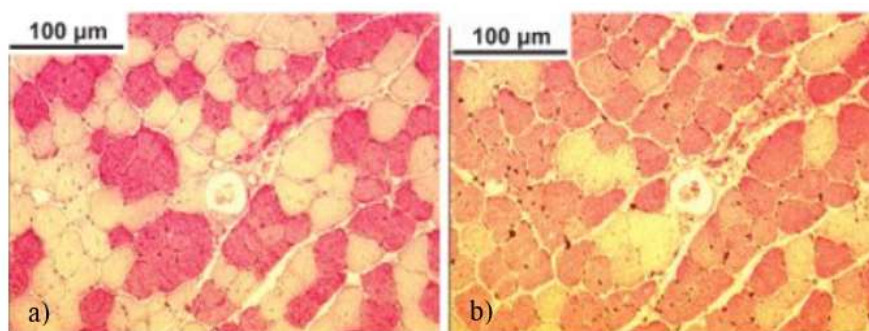
A dolgozat célja a harántcsíkolt izmok egy lehetséges pótlásának mechanikai feltérképezése volt. A kísérletek során egy szilikon gumitömlőből és fonatolt polietilén hálóból építettem meg ezt a struktúrát. Méréseket végeztem, amelyek során az alapvető mechanikai tulajdonságokat térképeztem fel. A dolgozat során nagy hangsúlyt fektettem a biokompatibilitás és a szervezeten belüli stabil működés elméleti megteremtésére. Az eredmény egy olyan struktúra lett, mely jól megközelíti a harántcsíkolt izmok tulajdonságait és egy megfelelő alapot ad a szakirodalomban eddig még ki nem dolgozott funkciók implementálásához.

2. Irodalomkutatás

Ebben a részben a dolgozat megírás során felhasznált szakirodalmat mutatom be. A források jelentős része angolnyelvű tudományos cikk volt, magyar nyelvű tudományos munkákat nem találtam. Az irodalomkutatás célja a korábbi eredmények összegyűjtése és rendszerezése volt.

2.1 A harántcsíkolt izom

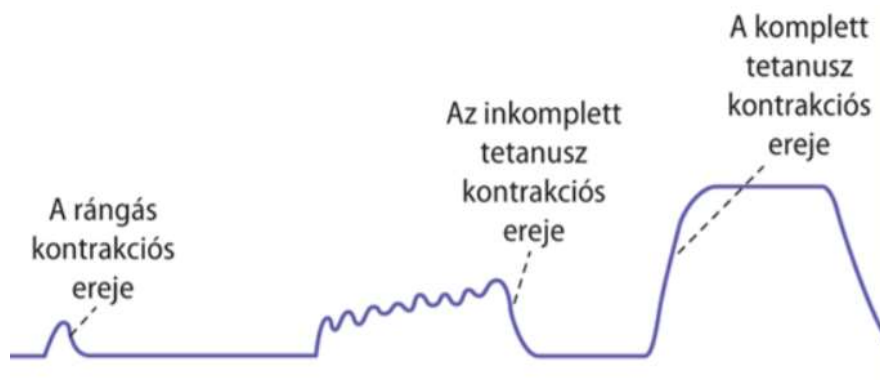
Mivel a dolgozatban a harántcsíkolt izmok helyettesítésének lehetőségeit tárom fel, tegyünk egy rövid biológiai kitekintést ezen a területen. A szervezetben az akaratlagos mozgások a harántcsíkolt izomsejtekkel valósulnak meg. Az összehúzódást egy bonyolult biokémiai folyamat biztosítja, amelyben két fehérje, az aktin és a miozin vesz részt. Az aktin, illetve a miozin monomerekből fehérje-fehérje kapcsolatokkal izomrostok képződnek, ezek ciklikusan végbemenő reverzibilis összekapcsolódása, majd szétválása az izomösszehúzódás alapja. A vázizomrostok között megkülönböztethetünk típusokat, amiknek az aránya az izom funkciójától függ (1. ábra). A szervezetben vörös rostokat azokban az izmokban találunk, amelyek tartós összehúzódást végeznek, mint például a testtartást biztosító antigravitációs izmok. A vörös rostok főleg aerob (oxidatív) anyagcserét folytatnak, mitokondriumban és oxigén raktározására képes mioglobinnal gazdagok. A fehér rostok ezzel szemben gyors összehúzódásokra és nagy erők kifejtésére képesek, így például a helyváltoztatásban szereplő izmokban találhatók. A fehér rostok kevesebb mioglobint és mitokondriumot tartalmaznak, ellenben sok bennük az energia raktározásra képes glikogén. Rövid időszakra, intenzív igénybevétel esetén anaerob (oxigénhiányos) környezetben is képesek működni [2]. Ennek mellékterméke a tejsav, aminek felgyülemzése az izomlázat okozza. Léteznek olyan izmok, melyek szinte kizárólag vörös rostokat tartalmaznak – például rágóizmok – azonban tisztán fehér rostokból álló izmot nem találunk a szervezetben. Az izomrostok által kifejtett vörös rostok esetén $(5,7 \pm 0,9) \cdot 10^{-3} [MPa]$ míg a fehér rost ennek akár háromszorosát $(17,6 \pm 2,1) \cdot 10^{-3} [MPa]$ is képes elérni [3]. Ezen tulajdonságok ismeretében már belátható, hogy azért fontos a megkülönböztetésük, mert különböző izomcsoportok helyettesítése más mechanikai tulajdonságú mesterséges izmokkal érhető el.



1. ábra Fehér és vörös rostok megoszlása egerek vádlijában. Az a) ábrán fehér rostokat jelöli a piros szín, míg a b) ábrán oldaliban a vörös rostokat a sötétebbek [4]

A vázizomokban egy ciklus egyenként körülbelül 50 ms hosszú összehúzódási és elernyedési fázisból áll, az összehúzódást előidéző elektromos jel – aktivációs potenciál – azonban csak 4-6 ms-ig áll fent és körülbelül 10 ms elteltével újabb inger érkezik. Ismételt ingerlés hatására az előző kontrakció után az ellazulás nem teljes, ezért a következő kontrakció az előzővel összeadódik.

Ha a két inger közt megfigyelhető részleges ellazulás, akkor szummációról (inkomplett tetanusz) beszélünk, nagyobb frekvenciájú ingerlés esetén viszont a kontrakciók teljesen összefolynak, köztük ellazulás nem jön létre, ezt tetanuszos megrövidülésnek (komplett tetanusz) nevezzük (2. ábra) [2]. Tudatos mozgítás esetén szummáció vagy tetanusz valósul meg, az izomösszehúzódnak mértéke és a kifejtett erő az ingerlés frekvenciájától függ.

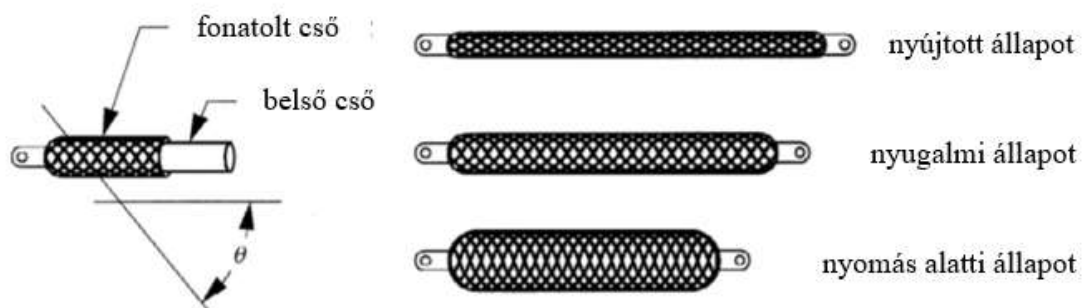


2. ábra Kontrakciós erő a vázizmokban különböző frekvenciák esetén [2]

2.2 A McKibben izmok

Mint az előző bekezdésben láthattuk, a harántcsíkolt izmok rendkívüli tulajdonságokkal rendelkeznek így, helyettesítésük nehéz feladat. Az izomműködés utánzására számos fizikai hatáselv felmerült, ezeken belül is rengeteg különböző megvalósítási mód található. Korábbi kutatások során vizsgálták az elektroaktív polimerek, termodinamikus hatáselven működő aktuátorok és pneumatikus szerkezetek különböző változatait [5], [6].

A dolgozatomhoz a McKibben-féle mesterséges izmot (3. ábra) választottam, mivel ez egy egyszerű, mégis robosztus struktúra, amely hasonlít az emberi izom szálak felépítésére. A McKibben-féle mesterséges izom egy belső – általában elasztomer – csőből, egy külső fonatolt erősítő hálóból, valamint egy végelemből és egy nyomáscsatlakozóból áll. Ha a belső csőben túlnyomást hozunk létre, akkor a nyomással arányosan a mesterséges izom sugárirányban tágul és hosszirányban megrövidül. A különböző szerkezeti részek szerepét és tulajdonságait később részleteztem.



3. ábra McKibben-féle mesterséges izom. A bal oldali rajz a szerkezetet mutatja meg ahol θ a szálak és a hossz tengely által bezárt szög. A jobb oldalon különböző állapotokban láthatjuk a mesterséges izmot [6].

A McKibben-féle mesterséges izmot 1957-ben Joseph L. McKibben fejlesztette ki. A mesterséges izmot a poliovírus következtében nyaktól lebénult lányának tervezte, hogy az ujjait mozgatni tudja. A találmányt 1958-ban Richard H. Gaylord szabadalmaztatta, ő viszont már

ipari alkalmazásra szánta (4. ábra), alternatívaként a hidraulikus és pneumatikus munkahengerekre. A kutatási terület azonban hamar lendületét veszítette, mivel mesterséges izom összehúzódásához a belső csőnek jelentős alakváltozást kell szenvednie, és az akkori anyagtechnológia mellett nem volt biztosítható a hosszú élettartam. A népszerűségét csak az 1980-as évek során nyerte vissza, amikor a Bridgestone cég mérnökei létrehozták a Rubbertuator nevű szerkezetet (4. ábra). A McKibben féle mesterséges izom azóta széles körben kutatott és a leggyakrabban alkalmazott mesterséges izom lett.

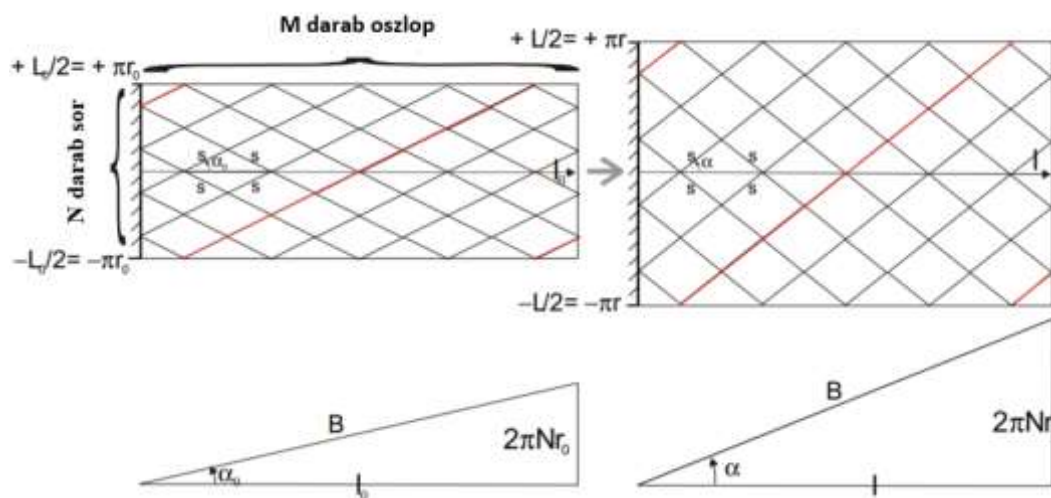


4. ábra McKibben-féle mesterséges izomizom. a) Az eredeti szabadalomban szereplő egyik ábra. Az ábra az aktuátor emelőként való használati lehetőségét mutatja [7], b) Bridgestone által kifejlesztett Rubbertuator nevű McKibben-féle mesterséges izom [8], c) Egy modern alkalmazás: Festo Airic's arm aminek a mozgását McKibben-féle mesterséges izmok végzik [9].

2.2.1 Erősítőstruktúra

A McKibben-féle mesterséges izom fő elemei az alakváltozási képességét adó kettős spirálban elhelyezkedő erősítőszálak. Az erősítőszálakat nyújthatatlannak tekintjük, mivel rugalmassági moduluszuk több nagyságrenddel nagyobb a belső cső anyagáénál.

Ahhoz, hogy a mesterséges izmokat méretezni tudjuk, meg kell határoznunk az erősítőstruktúra alakváltozást befolyásoló paramétereit. Ennek elérése érdekében az 5. ábra szerint terítsük ki a kettős spirált síkba. Így egy M darab oszlopból és N darab sorból álló paralelogramma hálózatot kapunk. A fonatolási szög a szálak és a mesterséges izom hossz tengelye által bezárt szög.

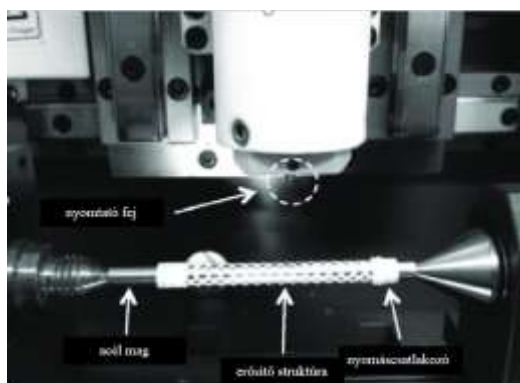


5. ábra Fonatolási szög megváltozásának hatása. Az ábrán szereplő jelölések: Egy erősítőszál hossza B, az izom kezdeti hossza l_0 a fonatolási szög α_0 a kezdeti sugár r_0 egy paralelogramma oldalhossza s

Az erősítőszálak anyagának hajlékonynak, nagy szilárdságúnak és kis súrlódási tényezőjűnek kell lennie. Orvostechikai alkalmazások esetén emellett szükséges, hogy a szálak biokompatibilis anyagból készüljenek. Korábbi tanulmányok során polietilént és különböző poliamidokat is felhasználtak [10]. Más kutatásokban aramid (aromás poliamid) szálakkal kísérleteztek, amelyek tökéletesen megfelelnek a követelményeknek, hiszen biokompatibilitás terén a szilikonnal hasonló jellemzőkkel bírnak [11], kis súrlódási tényezővel rendelkeznek és a mechanikai tulajdonságaik is megfelelők.

A szálakat előállításuk után általában fonatolják, azonban az erősítő struktúra készülhet ettől eltérően. A kettős spirál előállítható például kétirányban végzett tekercseléssel is. A fonatolás előnye, hogy az elkészítés után a szálak megtartják egymáshoz képesti helyzetüket, így nem esnek szét szerelés közben. A fonatológép paramétereinek – kerületi sebesség, elhúzási sebesség, szálak száma – megválasztásával lehet állítani a fonatolási szöget és sűrűséget.

Az erősítő struktúrát egy korábbi kutatásban 3D-nyomtatással állították elő [12]. Ebben a tanulmányban – ahogy a 6. ábra mutatja – egy forgó dobra nyomtattak egymást keresztező spirálokat megfelelő fordulatonkénti emelkedéssel. Annak érdekében, hogy a forgásirány váltás után az ellenkező irányba nyomtatott szálak ne hegedjenek hozzá az előző irányúakhoz alginát bevonatot használtak. Ez a vízzoldható polimer meggátolta a különböző irányú spirálok összetapadását, majd a második nyomtatás után az erősítő szálakat vízbe helyezve kioldották a felesleges réteget.



6. ábra 3D nyomtatással előállított erősítőstruktúra

2.2.2 Nyomástartó cső

A McKibben-féle mesterséges izmok egy belső csővel rendelkeznek, melynek anyaga a legtöbb esetben elasztomer. Ahhoz, hogy az erősítő struktúra fonatolási szöge megváltozzon, a belső csőnek sugárirányban jelentős deformációt kell elszenvednie. A maximális deformáció levezethető szálak által adott geometriai megkötésekből [1], (1):

$$\varepsilon_{cső\ max} = \sqrt{\frac{2}{3}} \cdot \frac{1}{\sin \alpha_0} \quad (1)$$

Ha α_0 minimális értékét keressük (2):

$$\alpha_{0min} = \sin^{-1} \left(\sqrt{\frac{2}{3}} \cdot \frac{n}{\varepsilon_{b\ cső}} \right) \quad (2)$$

ahol: $\varepsilon_{cső\ max}$ a belső cső által elérhető maximális nyúlás adott α_0 fonatolási szög esetén, $\varepsilon_{b\ cső}$ a belső cső szakadási nyúlása, n pedig a biztonsági tényező

A fenti összefüggés ennek értelmében limitálja a minimálisan használható fonatolási szöget, hiszen nem léphetjük át a belső cső anyagának szakadási nyúlását. Az elasztomer csövek azért előnyösek, mert jelentős – akár a nyugalmi méret többszörösének megfelelő – fajlagos nyúlást tudnak szakadás és maradó alakváltozás nélkül elviselni.

Korábbi kutatásban vizsgálták a nem elasztikus viselkedésű belső nyomástartó tömlőket is [13]. Ezeknek az előnye a hatékonyságban rejlik, ugyanis nem történik rugalmas alakváltozás, így a tömlő nem viselkedik energiatárolóként. Hátránya viszont a nehezebben kiszámítható viselkedés.

A megfelelő elasztomer kiválasztása során figyelembe kell venni a McKibben-féle mesterséges izmok tönkremenetelét. Természetes latexből készített belső csöveket is vizsgáltak, amik akár 24-szer hosszabb élettartammal rendelkeztek a szilikon párjaikhoz képest, mivel lassabb a mikrorepedések terjedése [14]. A szilikoncsövek további hátránya, hogy progresszíven keményednek nyúlás hatására így mesterséges izmokba építve azonos belső nyomás mellett kisebb megrövidülést eredményeznek.

Egyes tanulmányokban vizsgáltak mesterséges izmokat kis átmérővel [15], [16], amik kimutatták, hogy minél karcsúbb a szerkezet (hosszúság és átmérő aránya minél nagyobb) annál inkább modellezhető ideális hengerként. Ennek következményeként figyelmen kívül hagyhatjuk a mesterséges izmok végénél jelentkező kúposágot ami még bonyolultabbá tenné a modellezést.

A cső falvastagsága befolyásolja a mesterséges izom fő karakterisztikáit. Kisebb falvastagsággal nagyobb nyúlást, erőt lehet elérni, a minimális belső nyomás is csökken, ahol az aktuátor elkezd megrövidülni [17]. A csökkentett falvastagságánál figyelembe kell venni, hogy az élettartam rövidebb lesz.

2.2.3 Modellek

Korábbi kutatások során komplex modelleket állítottak fel az izmokat jellemző két tényező, a szabad összehúzódás és a blokkolt erő leírására. A szabad összehúzódásnak azt tekintjük amikor a mesterséges izmot nem terheljük erővel és a hossz csak a belső nyomás hatására változik. A blokkolt erő az, amit az izom kifejt egy adott nyomás mellett úgy, hogy a nyugalmi hosszhoz képest nem engedjük megrövidülni. 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. A (3)-as és (4)-es összefüggés – elhanyagolva a falvastagságot és a belső csövet ideális hengerként kezelve – megadja a McKibben féle mesterséges izom által kifejtett erőt az összehúzódás függvényében [1].

$$F(\varepsilon) = \pi r_0^2 P \cdot [a \cdot \varepsilon^2 - b] \quad (3)$$

$$a = \frac{3}{\tan^2 \alpha_0} \quad \text{és} \quad b = \frac{1}{\sin^2 \alpha_0} \quad (4)$$

ahol: P a belső nyomás, r_0 a sugár nyugalmi állapotban, ε az aktuális és kezdeti hossz hányadosaként értelmezett deformáció és α_0 a fonatolási szög a nyugalmi állapotban.

Az egyenlet megoldásával belátható, hogy ha a fonatolási szöget $\alpha_0 = \arctan(\sqrt{2}) = 54^\circ 44'$ - 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 és sugárirányban tágulni fog, ha a fonatolási szög ennél a kritikus szögnél nagyobb, a szerkezet tengelyirányban fog megnyúlni.

Ennél egy pontosabb modell, ha a cső falvastagságát is figyelembe vesszük, amellett, hogy a szerkezetet még mindig ideális hengerként kezeljük. A húzókarakterisztikát az (5)-ös és (6)-os összefüggés írja le [1]:

$$F(\varepsilon) = \pi r_0^2 P \cdot \left([a \cdot \varepsilon^2 - b] - 2h_0 \cdot \frac{2c \cdot \varepsilon^2 - 1}{\varepsilon \cdot (1 - c \cdot \varepsilon^2)} \right) \quad (5)$$

ahol:

$$a = \frac{3}{\tan^2 \alpha_0} ; b = \frac{1}{\sin^2 \alpha_0} ; c = \cos^2 \alpha_0 \quad (6)$$

ahol: P a belső nyomás, r_0 a sugár nyugalmi állapotban, ε az aktuális és kezdeti hossz hányadosaként értelmezett deformáció és α_0 a fonatolási szög a nyugalmi állapotban és h_0 a belső cső falvastagsága.

Belátható, hogy a falvastagság növelésével, a kritikus fonatolási szög is változik. Azonban ennek a modellnek is, az előzőhöz hasonlóan hátránya, hogy a szabad nyúlást (ε értékét) $F=0$ esetben csak a fonatolási szög szabja meg. A modell, mint a kutatások eredményeiből is látszik kis nyomások esetén erősen túlbecsüli az összehúzódás mértékét. Ez abból adódik, hogy a szálak közti súrlódás nincs modellezve.

A szálak közti súrlódást a (7)-es (8)-as és (9)-es összefüggéseket felhasználó modellben vettem figyelembe [1].

$$F(\varepsilon) = P \cdot \left[\pi r_0^2 \cdot \left((a \cdot \varepsilon^2 - b) - 2h_0 \cdot \frac{2c \cdot \varepsilon^2 - 1}{\varepsilon \cdot (1 - c \cdot \varepsilon^2)} \right) - \mu_{szálak} \cdot \frac{1}{A_{korrigál}} \cdot A_{kontakt} \right] \quad (7)$$

ahol:

$$A_{korrigál} = 0,69 \cdot \frac{E^{\frac{1}{3}}}{(1 - \nu^2)^{\frac{1}{3}} \cdot P^{\frac{1}{3}}} \quad (8)$$

és

$$A_{kontakt} = 2\pi r_0 l_0 \cdot \frac{\sin \alpha_0}{\varepsilon \cdot \sqrt{1 - c \cdot \varepsilon^2}} \quad (9)$$

ahol P a belső nyomás r_0 a sugár nyugalmi állapotban ε az aktuális és kezdeti hossz hányadosaként értelmezett deformáció h_0 a kezdeti falvastagság l_0 a kezdeti hossz E a cső rugalmassági modulusza ν a cső Poission tényezője $\mu_{szálak}$ a szálak közti súrlódási együttható, a, b, c a (6)-ik egyenlet szerint értendő, α_0 a fonatolási szög a nyugalmi állapotban.

A (7) összefüggésben leírt modell már képes megmagyarázni, hogy terheletlen esetben miért függ összehúzódás a belső nyomástól. Az előző két modell bármilyen kis belső nyomásra a maximális megrövidülést adja eredményül $F = 0$ feltétel mellett.

Korábbi kutatásokban vizsgálták különböző – köztük a hengeres – alakú elasztomer nyomástartó tömlők instabilitását. A geometriától és anyagtól függően ezekben a nyomástartó tömlőkben feszültséggyűjtő helyek találhatók. A belső nyomást növelve fokozatosan nő a cső belső átmérője, és ha a tágulását nem gátoljuk, akkor az anyag bizonyos nyomás felett csak a feszültséggyűjtő helyeken fog tovább tágulni. Abban az esetben, ha nem lép fel nyúlás során az anyagban megfelelő mértékű keményedés, a cső viszonylag kis nyomáson elszakad. Amennyiben viszont erősítőszálakat alkalmazunk, akkor nem lehetséges az inhomogén tágulás, így a cső az egészen a szakadási nyúlásáig stabil marad. Ennek köszönhetően egy sokkal tágabb nyomástartományt alkalmazhatunk, így nagyobb megrövidülés és erő érhető el. Az (1)-es egyenletben beláttuk, hogy a szakadási nyúlást csak akkor lépnénk át, ha a kezdeti fonatolási szöget úgy választjuk meg, hogy hamarabb érjük el (a szakadási nyúlást) mint a neutrális $\alpha = 54^\circ 44''$ szöget.

2.2.4 Munkaközeg

A McKibben-féle mesterséges izom működtető közege lehet folyadék vagy gáz. Jelenleg a legtöbb McKibben-féle mesterséges izom pneumatikus módon működik, hiszen a gépészeti automatizálásnak köszönhetően a sűrített levegős rendszerek viszonylag egyszerűen elérhetőek.

Bár a hidraulikus alkalmazások száma jóval kisebb, bizonyos tulajdonságaik jelentősen jobbak a pneumatikus társaikkal szemben. Egy ilyen előny például, hogy a folyadékok – legalábbis egy bizonyos nyomástartományban – összenyomhatatlannak tekinthetők.

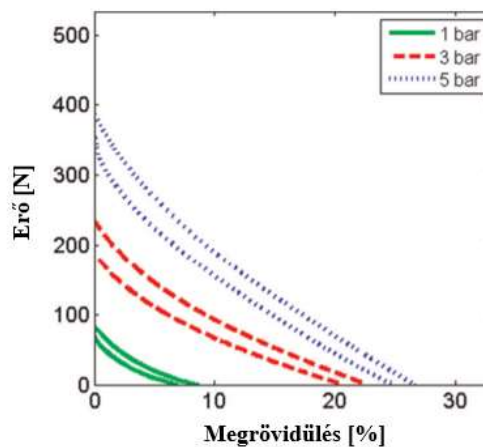
Mivel a folyadékok összenyomhatatlanok, így nem viselkednek energiatárolóként, ennek következtében a hidraulikus McKibben mesterséges izmoknak a hatékonysága csaknem kétszerese a pneumatikus társainak [13]. Ez különös jelentőséggel bírhat implantátumok tervezésekor, hiszen az energiaellátás a jelenlegi alkalmazásokkal ellentétben korlátozott lesz.

A munkaközeg kiválasztásánál fontos, hogy kompatibilis legyen a nyomástartó cső anyagával, valamint egy esetleges tönkremenetel esetén a környezetre – implantátum esetén a szervezetre – minimális hatás legyen. A működtető közeg továbbá hatással van a szerkezet élettartamára, például légnemű közegek esetén megfigyelték, hogy inert gázok használata lelassítja a mikropolepedések terjedését, így az élettartam kitolódik [18].

2.2.5 Veszteségek és hiszterézis

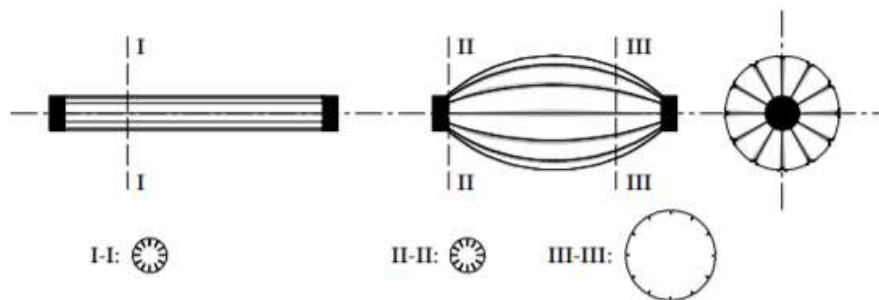
A McKibben-féle mesterséges izomra sajnos jelentős hiszterézis jellemző. A hiszterézist ebben az esetben az erő-megrövidülés görbék (7. ábra) fel és leterhelési szakaszai által közrezárt területként megjelenő energiaveszteségként értelmezzük. Ez főleg a szálak egymáson való

súrlódásából adódik, kisebb mértékben a szálak és a belső cső közti súrlódás, valamint belső cső rugalmas alakváltozása is hozzájárul. Ezek közül az első tagot a (7) összefüggésben leírt modell tartalmazza.



7. ábra A McKibben izmokra jellemző hiszterézis [13]

Ennek elkerülése érdekében más mesterséges izom koncepciókat is létrehoztak, mint például a Pleated Pneumatic Artificial Muscle (röviden PPAM). Ebben a koncepcióban a belső tömlő felületén redők helyezkednek el, ebben futnak az erősítő szálak (8. ábra). Ennek következtében a belső cső nem szenved rugalmas alakváltozást, tágulás során ezek a redők kinyílnak megfeszítve a szálakat, ezáltal megrövidítve a mesterséges izmot [6]. Ennél lényegesebb viszont, hogy a PPAM-ek kiküszöbölik a fonatolt szálak közti súrlódást és annak hátrányait, ugyanis itt a szálak nem keresztezik egymást, hanem a belső cső hosszanti tengelyével párhuzamosak.



8. ábra Pleat Pneumatic Artificial Muscle (PPAM) a bal oldalon nyugalmi helyzetben míg középen és a jobb oldalon nyomás alatt látható. A keresztmetszeteken látható, hogy a vízszintes szálak "kinyomódnak" [6]

A PPAM-ek hátránya viszont a nehéz szabályozhatóság, hiszen már kis nyomásra is teljes összehúzódást produkálnak, valamint az, hogy jóval komplexebb geometriát kell legyártani.

2.2.6 Szabályozás

Az izom összehúzódásokat három kategóriába sorolhatjuk ahogy azt a 2.1 fejezetben bemutattam. Az idegi impulzusok sűrűsödésével az összehúzódás mértéke és a kifejtett erő egyre nagyobb, maximumukat a tetanusz állapotban érik el.

Mivel az hosszú távon idegi vezérlés a cél az aktuációs módszer kiválasztásánál frekvenciaalapon történő vezérlés kívánatos – például idegi jellel triggerelt váltóárammal.

Annak érdekében, hogy az izmok ne tudjanak kárt tenni a szervezetben, a harántcsíkolt izmokban fájdalomreceptorok találhatóak. Ezt az önvédő funkciót a mesterséges izmokban is meg kell valósítani. Egy korábbi kutatások foglalkozott fonatolt csőbe integrálható elmozdulás szenzorokkal [18]. Az érzékelés alapelve az, hogyha a szálakat vezető anyagból képezzük, akkor értelmezhetjük a külső tömlőt tekercsként is. A szenzor a tekercsen belüli mágneses indukció megváltozását méri, és ebből számítja a McKibben-féle mesterséges izmok összehúzóási állapotát.

2.3 Biokompatibilitás

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 [19]. 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 összehúzóást.

2.4 A szakirodalom összefoglalása, célkitűzés

A McKibben-féle mesterséges izom előnye a más aktuátor típusokhoz képest a robosztus és egyszerű szerkezet, a nagy fajlagos teljesítmény és a alacsony ár. További előny a hagyományos pneumatikus munkahengerekhez képest, hogy lényegében nem rendelkezik statikus súrlódással, így nem tapasztalható akadozó mozgás. A szerkezet rugalmasságából adódóan biztonságosabban lehet emberek környezetében alkalmazni őket, érzéketlen az egytengelyűség hiányára, és jó csillapító képességgel rendelkezik. Hátránya viszont az erősen nemlineáris dinamikus viselkedés. Ez visszavezethető a belső csőben lévő áramlásokra, szálak közti súrlódásra, valamint az elasztomer nemlineáris nyúlási karakterisztikájára. Ez a konstrukció a mai napig az egyik leghatékonyabb és legtöbbet használt, nyomással működtetett mesterséges izom.

Az irodalomkutatás során bemutatott gyártási eljárások közül a fonatolás csak nagy mennyiségben gazdaságos, míg a tekercselés, kisebb szériák – rövidebb erősítő cső – előállítására alkalmas. Ezek közül a módszerek közül egyik sem kellően pontos cél gép nélkül, míg a forgó dobra történő 3D nyomtatás szintén nehezen kivitelezhető. Ennek megfelelően a dolgozat során a piacon elérhető, fonatolt polietilén (PE) kábelvédőket használtam. A szálakat a későbbiekben aramidból célszerű előállítani, mivel kis súrlódási tényezővel és nagy szakítószilárdsággal rendelkezik és mindemelett biokompatibilis.

Bár ebben a dolgozatban ezt nem vizsgáltam, de a McKibben-féle mesterséges izmokról próbáltak előnyösebb tulajdonságú szerkezeteket létrehozni, például többféle mesterséges szál fonatolásával. A kutatás során bemutatott vizsgálatok igazolták, hogy ebben az esetben kedvezőbbek a mechanikai paraméterek [20], mint például a korábban definiált blokkolt erő, vagy szabad megrövidülés. Ezek a módszerek viszont bonyolultabbá teszik a rendszert és az amúgy is bonyolult modellezést.

Eddig nem találtam olyan kutatást, amely a McKibben izmok esetén egy külső tömlő hozzáadásának lehetőségét vizsgálta. Az ilyen bevonat előnye az lenne, hogy az egymás

melletti tömlők erősítőszálai nem sűrűdnének egymáson, így a struktúra élettartama megnövekedne. Ez rendkívül fontos, hiszen a harántcsíkolt izmok akár 10^9 összehúzódásra is képesek életük során. Bár az eddigi a McKibben-féle mesterséges izmok tönkremenetelére irányuló kutatások csak 10^6 nagyságrendű ciklusszámmal dolgoztak, az újabb tanulmányok nem mutattak jelentős károsodásokat a struktúrában, még ezen a távon sem [21]. Az előbb említett kutatásban a ritka hibák főként az erősítőszálakat érintették, ami szintén alátámasztja a külső réteg fontosságát.

A külső tömlőnek a biokompatibilitás szempontjából is fontos szerepe lehet, mivel a korábban leírt szennyezések lerakódását egy ilyen réteg megakadályozhatja. A külső bevonat anyaga eltérhet a nyomástartó cső anyagától, ami különösen latex belső cső esetén előnyös, hiszen a latex a szilikonnal ellentétben nem biokompatibilis. A burkolat magában foglalhat egyszerre több mesterséges izmot, vagy minden tömlőnek lehet saját külső burkolata is. Az egyenkénti külső cső előnye, hogy biztosítja az erősítőszálak kopásállóságát azáltal hogy nem engedi őket összehúzódás közben egymáson csúszkálni. A két burkolatot együttesen érdemes használni, ezzel minden előnyt kihasználva és hibabiztosabbá téve a szerkezetet.

Az irodalom hiányos olyan alkalmazások vizsgálatában, ahol a munkaközeg zárt rendszerben kering. A McKibben féle mesterséges izmok működtetéséhez rendkívül kis térfogatra van szükség és ezt a kis folyadékmennyiséget a rugalmas zárt kamrák összeszorításával is el lehetne érni. Ezzel megszabadulhatunk a költséges, nehéz pneumatikus és hidraulikus rendszerektől, ami sok esetben limitálja az ilyen típusú aktuátorok használatát. Ez a jelen kutatásnak egy távlati célja, amit az 5. fejezetben részletesebben kifejtek.

Szintén kevés kutatás foglalkozik a belső cső előállításával. A merítéses öntés technológiáját érdemes lenne vizsgálni, hiszen így rendkívül kicsi – akár 0,05 mm – és egyenletes falvastagság érhető el [22]. Az öntéssel ellentétben elég a kívánt belső geometriát előállítani, ezáltal nincs szükség az öntőforma külső héjaira. További előny, hogy a térhálósodás közben sokkal könnyebben hozzáférhető a cső anyaga, így akár különböző anyagszerkezeti módosításokat lehet végezni, mint például a vulkanizáció. További merítések során a falvastagság növelhető és ezek változtatásához nem szükséges új köpenyt kialakítani.

A dolgozat célja a McKibben-féle mesterséges izmok vizsgálata és fejlesztési lehetőségeik feltárása volt. Ennek elérése érdekében kereskedelmileg elérhető anyagokból megépítettem több ilyen aktuátort és kidolgoztam a rendelkezésekre álló gépekkel történő tesztelésüket. Vizsgáltam továbbá a külső bevonat hatását a mesterséges izom paramétereire, és a hidraulikus működtetésre is kísérletet tettem.

3. Vizsgálati anyagok és módszerek

A dolgozat során három fő vizsgálati részt terveztem:

- Külső bevonat nélküli McKibben-féle mesterséges izmok vizsgálata pneumatikus nyomásszabályozással
- Külső bevonattal ellátott McKibben-féle mesterséges izmok vizsgálata szintén pneumatikus nyomásszabályozással
- McKibben-féle mesterséges izmok vizsgálata hidraulikus nyomásszabályozás esetén.

A bevonat nélküli cső pneumatikus hajtással történő 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 külső bevonat szükségességét a 2.4-es fejezetben már részleteztem. A mérések során a cél a mechanikai tulajdonságokra gyakorolt hatás feltérképezése volt. Mivel ilyen eljárással korábban még nem próbálkoztak, az irodalommal való összehasonlítás itt nem volt lehetséges.

Hidraulikus munkaközeg alkalmazása során a cél annak a ténynek a bizonyítása volt, hogy a mesterséges izmok működtetéséhez kis térfogat is elegendő, amit egy későbbi kutatásban zárt rendszerben meg lehet valósítani.

3.1 Vizsgálat során használt eszközök

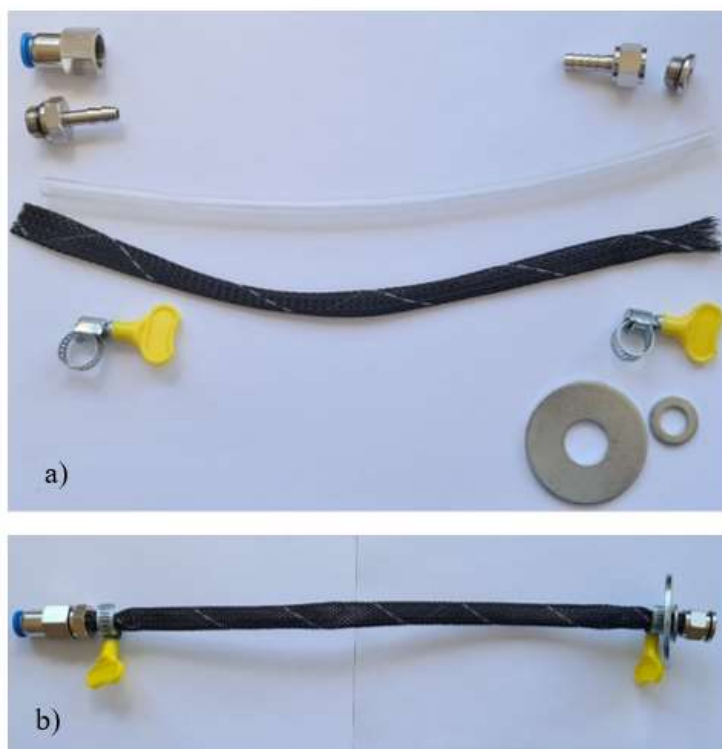
A kísérletek során egy Zwick Z020-as szakítógépet (Ulm, Németország) használtam, egy GTM típusú erőmérőcellával (méréshatár 20 kN). A szakítógépes vizsgálat előnye, hogy pontos erő- és elmozdulás mérést tesz lehetővé. A mérés során az adatok rögzítését a testXpert program V10.11 Master verziójával végeztem, az adatok kiértékelése pedig MS Excel-ben történt. A mesterséges izmok működtetéséhez a tanszéki sűrített levegős rendszert használtam. A mérésekhez szabványos gyorscsatlakozókat, pneumatika csöveket, záródugókat stb. használtam.

3.2 McKibben féle mesterséges izom előállítása

A McKibben-féle mesterséges izmot az következő, kereskedelmi forgalomban kapható elemekből készítettem el:

- 300 mm hosszú ShA 60 keménységű 8 mm es külső átmérőjű 0,5 mm-es falvastagsággal rendelkező szilikon cső,
- 300 mm hosszú fonatolt polietilén kábelvédő 8 mm es belső átmérővel,
- 2 darab G ¼-es (egy apa és egy anya) menettel rendelkező 6 mm-es pneumatikus tömlőcsonk,
- G ¼ -es apa menettel rendelkező záródugó,
- G ¼ -es anya menettel rendelkező dugaszolható csatlakozó 8 mm-es pneumatika csőhöz,
- Két darab 5 mm és 10 mm átmérő között, kézzel állítható AWAB bilincs,
- Egy 11 mm-es furattal és 20mm-es külső átmérővel rendelkező lapos alátét, valamint egy 18 mm es furattal és 50 mm-es külső átmérővel rendelkező alátét.

A kísérletek során több részletben, összesen 14 ilyen szerelvényt hoztam létre. Az összeállítás előtti és utáni állapotot a 9. ábra szemlélteti:



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

A mesterséges izom a nyomásforráshoz a 9. ábra bal felső sarkában látható dugaszolható csatlakozóba rögzített 8 mm-es pneumatika csövön keresztül kapcsolódik. A szakítógéphez való befogás módját a 10. ábra mutatja, ami alapján megérthetjük milyen szerepe van a két alátétnek. A dugaszolható csatlakozó hatlapfeje befogható a felső szorítópofák közé, azonban a másik oldalon található tömlőcsomokon ez nem lehetséges. A problémát két alátét használatával oldottam meg. A nagyobb alátét került felül a befogó pofák aljára, míg a kisebb alátét megakadályozza, hogy a nagyobb ne tudjon átbújni a záródugóval ellátott tömlőcsomokon.



10. ábra - A mesterséges izom szakítógéphez való befogása.

A bevonattal rendelkező mesterséges izmok vizsgálatához használt munkadarabot a 11. ábra mutatja be. A bevonat elkészítéséhez a T-Silox cég által forgalmazott OXAM S1 szilikongumi pasztát használtam 3 tömegszázalék OXAM 40 katalizátorral. A belső szilikon csövekre ráhúztam az erősítőstruktúrákat, majd kívülről vékony szilikon réteggel bevontam. Az elkészült próbatesteket egy lombikfogóval felfüggettem és 24 óráig hagytam térhálósodni. A térhálósodás után a bevonat nélküli esethez hasonlóan rögzítettem a járulékos elemeket.



11. ábra Szilikonnal bevont McKibben-féle mesterséges izom

3.3 Anyagjellemzők vizsgálata

Ahhoz, hogy a kísérlet eredményeit össze tudjam hasonlítani a korábban felállított modellekkel, ismernem kell a szerkezet összetevőinek alapvető mechanikai tulajdonságait.

3.3.1 Fonatolt polietilén cső vizsgálata

A dolgozatban használt erősítőstruktúra alapállapotban szalag formára van lapítva, ebben az állapotban szálai egymással 20° -os szöget zárnak be. A belső 8 mm átmérőjű csőre ráhúzva a fonatolási szög (α_0) 30° -ra módosul (12. ábra).



12. ábra - Fonatolási szög. A képen kísérletben használt mesterséges izom fonatolási szöge látható. ($\alpha_0 = 30^\circ$)

Az erősítőcső mechanikai paramétereinek meghatározása érdekében szakítóvizsgálatot végeztem. A szakítóvizsgálat során az előterhelést 1 N-nak, a sebességet 50 mm/percnek állítottam be. A befogási hossz anyagtakarékosság érdekében a konstrukcióban használt 300 mm helyett 200 mm-nek választottam.

3.3.2 Szilikon cső vizsgálata

Számomra a cső legfontosabb paramétere a szakadási nyúlása volt, hiszen az (1)-es összefüggés szerint ez határoolja be, hogy mi az a minimális fonatolási szög, amelynél nyomáskorlátozás nélkül sem szakad el a cső. A vizsgálatot 5 darab szilikoncső mintán végeztem melyek mérése során az előfeszítő erő 5 N volt és szakítási sebességnek 100 mm/percet választottam. A befogási hossz anyagtakarékosság érdekében a konstrukcióban használt 300 mm helyett 200 mm-nek választottam.

3.4 A McKibben-féle izom vizsgálatai

3.4.1 Állandó erő melletti nyúlás vizsgálat nyomás függvényében

A mérés célja, hogy a mesterséges izmokat összehasonlítsuk a biológiai párjaikkal az összehúzódási képességeik alapján. A mérés során használt paramétereket az 1. táblázat tartalmazza. A nyomás szabályozása kézzel történt, az állandó erőt a szakítógépen előfeszítésként állítottam be.

1. táblázat A rugómerevség meghatározása során alkalmazott paraméterek

paraméter neve	tartomány	lépésköz
nyomás (P)	0-6 bar	0,5 bar
erő (F)	0-60 N	20 N

3.4.2 Rögzített hossz melletti erő vizsgálat nyomás függvényében

A szakirodalomban blokkolt erő mérésként szokás erre a kísérletre hivatkozni [23]. A mérés célja a maximális erő meghatározása különböző nyomások mellett. A mérés eredményeként kapott erőkből képzett feszültséget összehasonlítottam harántcsíkolt izmok esetén adott értékkel. A szakítógépen 0 mm elmozdulás mellett nem lehet erőt mérni, azonban állandó hossz melletti erő mérésére feszültségrelexációs programmal van lehetőség. Ebben a kísérletben egy elhanyagolhatóan kicsi értékkel – 0,1 mm-el – nyújtottam meg a próbatestet, majd a nyomást kézzel állítottam 0-6 bar között, 1 bar-os lépésközzel. A nyomás hatására a mesterséges izom által a befogási felületeken létrehozott erőt mértem.

3.4.3 Ciklikus vizsgálatok

Amellett, hogy a McKibben-féle konstrukciót mesterséges izomnak nevezik, más értelmezések szerint tekinthetünk rájuk nyomással vezérelt aktív rugóként.

A következő mérés célja a szerkezet rugómerevségének meghatározása volt különböző nyomások mellett. Ezt egy ciklikus vizsgálattal valósítottam meg, az erőt 0 és 80 N erő közt útvezérelve változtatva, a végállapotokban 10 másodpercet várakozva, nyomásszintenként 5 ciklussal, a keresztfej 50 mm/perc sebességű mozgásával. A túlnyomást 0-tól 5,5 bar-ig szabályoztam 0,5 bar-os lépésközzel.

3.4.4 Vizsgálatok hidraulikus vezérléssel

A hidraulikus vezérlés mellett végzett vizsgálatok célja a McKibben-féle mesterséges izmok alakváltozásához szükséges térfogatigény meghatározása volt. Mivel a laboratóriumban közvetlen hidraulikus nyomásforrás nem állt rendelkezésre, terveztem egy eszközt, ami a pneumatikus rendszer nyomásával tudja vezérelni a folyadékkal töltött McKibben féle mesterséges izmot. Ezt az eszközt a CAD modell alapján Polimertechnika Tanszék Laboratóriumában 3D nyomtatással állították elő. Az új elem két végén menetes kialakítás található, ahova egy dugaszolható csatlakozó és egy tömlőcsonk kapcsolódott (13. ábra). A mesterséges izmot a tömlőcsonkon AWAB bilincsel rögzítettem, majd a dugaszolható csatlakozón keresztül feltöltöttem folyadékkal, végül pneumatika csővel rákötöttem a sűrített levegős rendszerre.



13. ábra A pneumatikus és hidraulikus rendszert csatoló egyedi eszköz.

Így a sűrített levegős rendszer regulátorával tudtam állítani a folyadékfelszínen létrejövő nyomást. A folyadékszint meghatározása érdekében a rendszereket csatoló eszköz PLA-ból készült, ami erős háttérvilágítás esetén áttetsző. Hidraulikus folyadéknak vizet használtam, amit a folyadékszint mérésének megkönnyítése érdekében piros ételfestékkel színeztem.

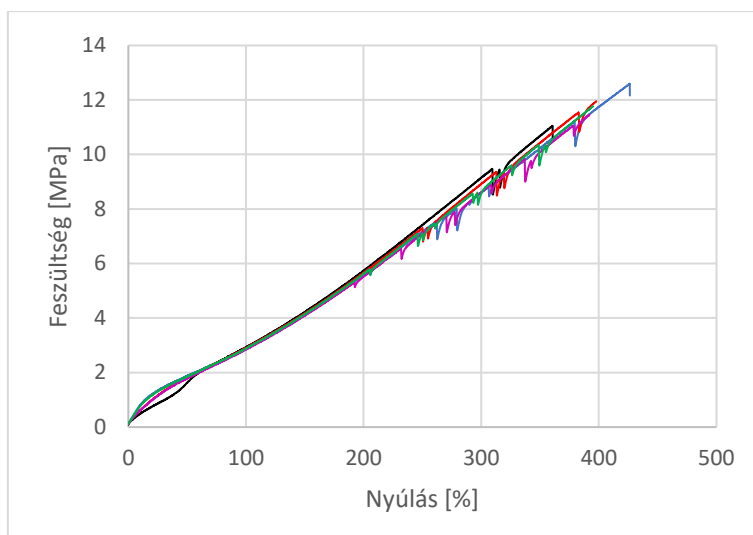
4. Mérési eredmények és értékelésük

A mérések során a legnagyobb probléma a megfelelő tömítettség elérése volt, hiszen a McKibben-féle mesterséges izmok esetén legalább 0,2 - 1 bar nyomásra van szükség az alakváltozás elindulásához [13]. A pneumatikus nyomás melletti méréseknél ez kisebb probléma volt, hiszen a kis szivárgás nem befolyásolta a mérést, azonban a hidraulikus méréseknél ez nem volt megengedhető, hiszen elektromos gépek közelében dolgoztam.

4.1 Anyagjellemzők vizsgálata

4.1.1 Szilikon cső vizsgálata

A 14. ábra mutatja be a szilikon csövek szakítódíagramjait. A vizsgálat során kisebb „fűrészfog” szerű visszaesések láthatók. Ezek nem a befogásnál való csúszásnak a következményei, hanem a cső kilapulása miatt a két fal helyenként összetapadt és akadozva csúszott egymáson. A vizsgálatokból megállapítható volt, hogy a szilikon cső szakadási nyúlása $394,4\% \pm 23,3\%$.



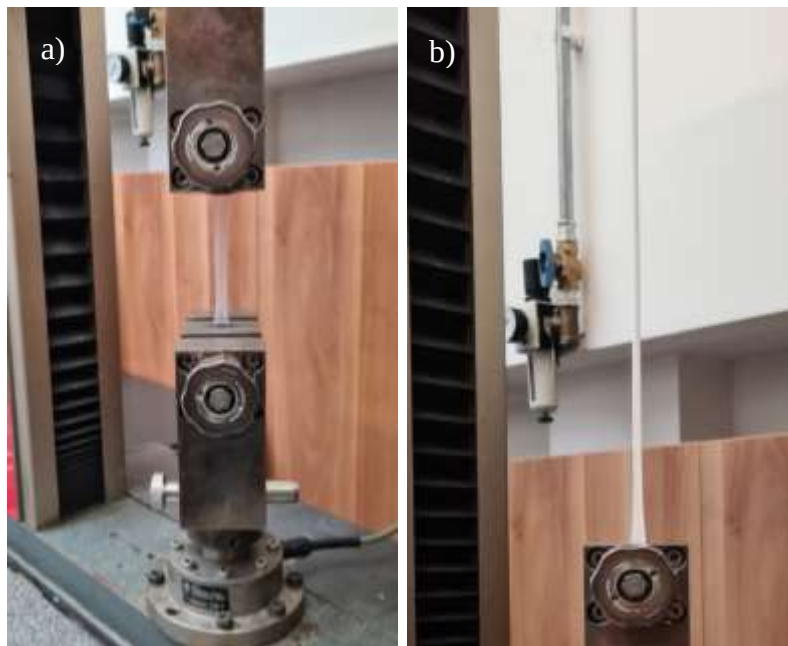
14. ábra szilikon cső szakítóvizsgálata. Az 5 mérés együtt fut, a görbén látható lokális feszültségesésekre nem találtam magyarázatot

A szakadási nyúlásból meghatározható az a minimális fonatolási szög, ami ebben az esetben a (2)-es összefüggést felhasználva (10):

$$\alpha_{min} = \sin^{-1} \left(\sqrt{\frac{3}{2}} \cdot \frac{1}{\varepsilon_{max}} \right) = 15,79^\circ \quad (10)$$

A cső rugalmassági modulusza $E = 2,98 \pm 0,05 \text{ MPa}$

A csövek eredetileg áttetszők voltak, azonban kb. 180% nyúlás után kifehéredtek, ahogy azt a 15. ábra mutatja. Ez a jelenség azzal magyarázható, hogy a nyúlás során az elasztomerben található inhomogenitások által okozott üregek terhelés hatására növekedni kezdenek ezáltal elzárva a fény útját [24]. Ezt a jelenséget kavitációnak nevezik.



15. ábra – Az a) ábrán befogás után még terheletlenül látszik a cső a b) ábrán a nyúlás hatására létrejövő kifehéredés figyelhető meg.

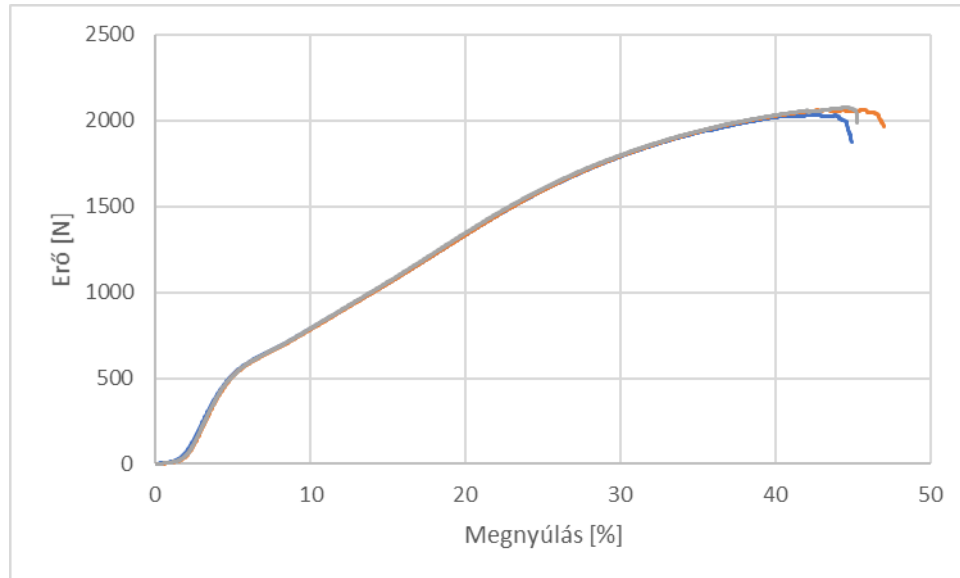
A kifehéredés egy reverzibilis folyamat, ezt igazolja, hogy az elszakított próbatestek is visszanyerték áttetszőségüket (16. ábra).



16. ábra szilikon próbatestek szakítás után – A vizsgált darabok visszanyerték áttetszőségüket. A képen látható csövek külső átmérője 8 mm.

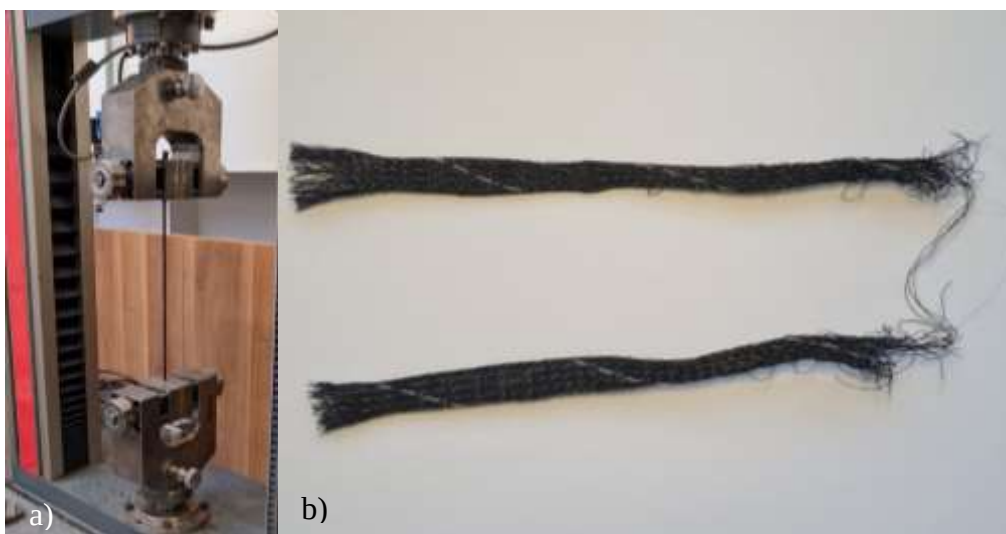
4.1.2 A fonatolt tömlő vizsgálata

A fonatolt tömlő szakítóvizsgálatának eredményeit a 17. ábra mutatja. A szakítási erő a mérések alapján 2058 ± 21 N. Az 5 mérésből 2 sikertelen volt, hiszen a vártnál nagyobb erő hatására kicsúsztak a befogásból 800 N, illetve 1200 N nagyságú erőnél. A csúszás kezdetéig ezek a görbék együtt futottak a sikeres mérésekkel, viszont a második befogás a kúszás miatt hibás eredményt adott volna.



17. ábra A fonatolt tömlő szakítóvizsgálati görbéi

A görbét elemezve láthatjuk, hogy az első szakaszban a fonatolási szög csökkenése miatt kis erő hatására is nagy nyúlás érhető el, majd elérünk egy pontot, ahol a szálak már nem tudnak egymáshoz képest elfordulni. Ezen a ponton a szakítógörbe meredeksége megnövekszik, innentől kezdve a szálak felveszik a húzó igénybevételt. Látható, hogy az erősítőstruktúra szakadási nyúlása $43,57 \pm 1,16\%$. A 18. ábra a mérési elrendezés és az elszakított próbatestet mutatja.



18. ábra Erősítő fonatolt tömlő szakítóvizsgálata. Az a) ábrán a mérési elrendezés látható a b) ábrán az elszakított próbatest

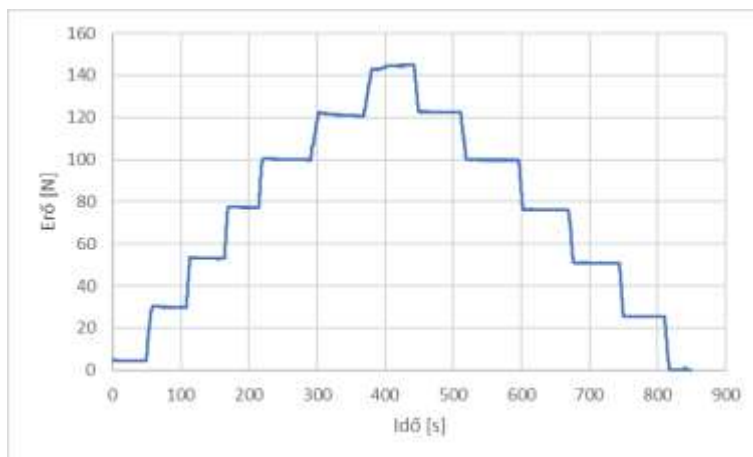
4.2 Mérések a pneumatikus működtetésű McKibben izmon.

A pneumatikus nyomásszabályozás esetén elvégzett mérések célkitűzését a 3. fejezetben írtam le.

4.2.1 Rögzített hossz melletti erő vizsgálat nyomás függvényében

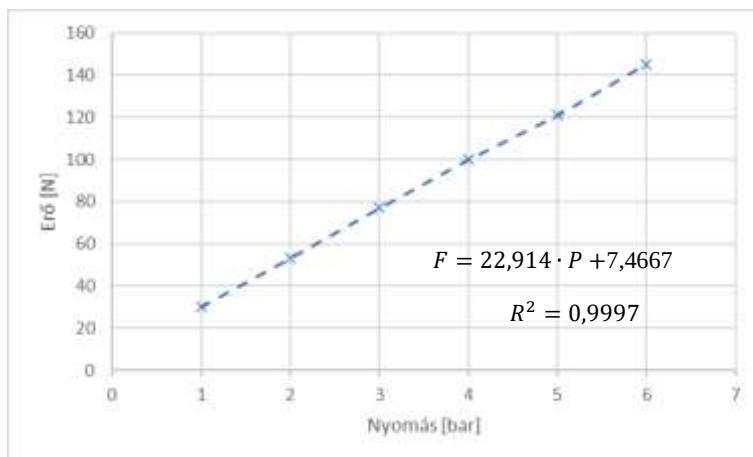
Ennek a mérésnek a célját és menetét a 3.4.2-es fejezetben ismertettem. A vizsgálatok nevében szereplő rögzített hossz 300 mm

A vizsgálat során az erő időbeli változását a 19. ábra mutatja. A vízszintes szakaszokon a nyomás állandó. A mérés során a nyomás a 0-6 bar tartományon 1 bar-os lépésközzel változik.



19. ábra Erő változása nyomás hatására

Láthatjuk, hogy a nyomás és a blokkolt erő közti kapcsolat lineáris, ezt igazolja 20. ábra ahol a nyomás függvényében van ábrázolva a kifejtett erő.

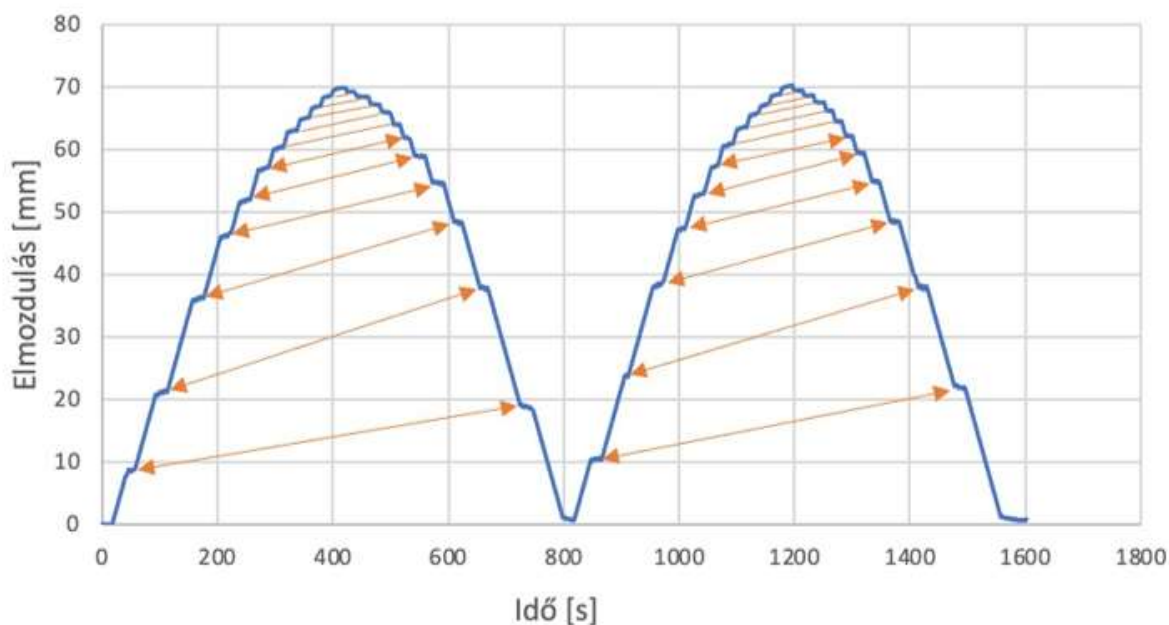


20. ábra Erő a nyomás függvényében. A kapcsolat szinte tökéletesen lineáris.

A mért erőket a keresztmetszettel elosztva láthatjuk, hogy akár $2,88 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$ fajlagos erő is elérhető, ami a harántcsíkolt izmok fajlagos nyúlásánál csaknem 3 nagyságrenddel nagyobb.

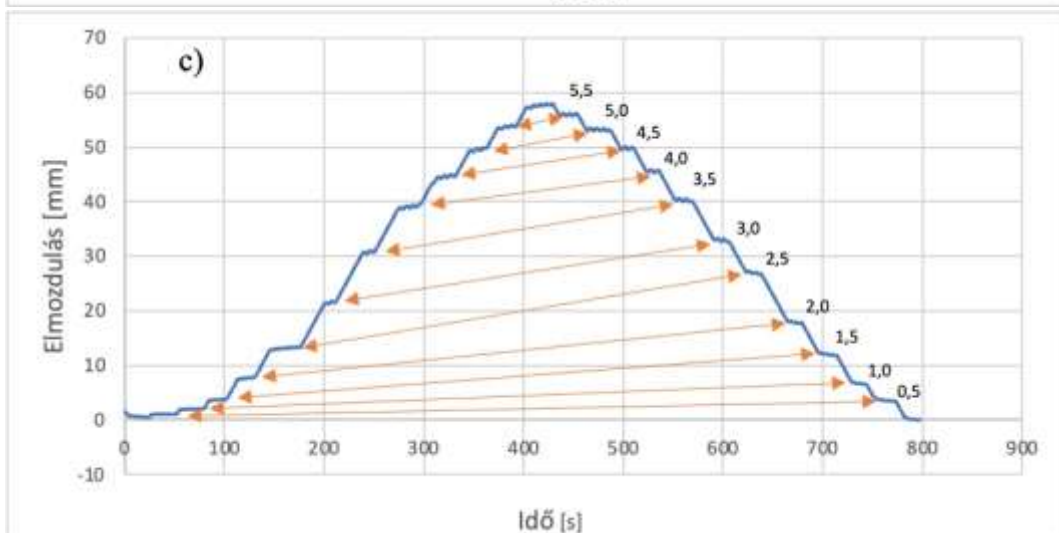
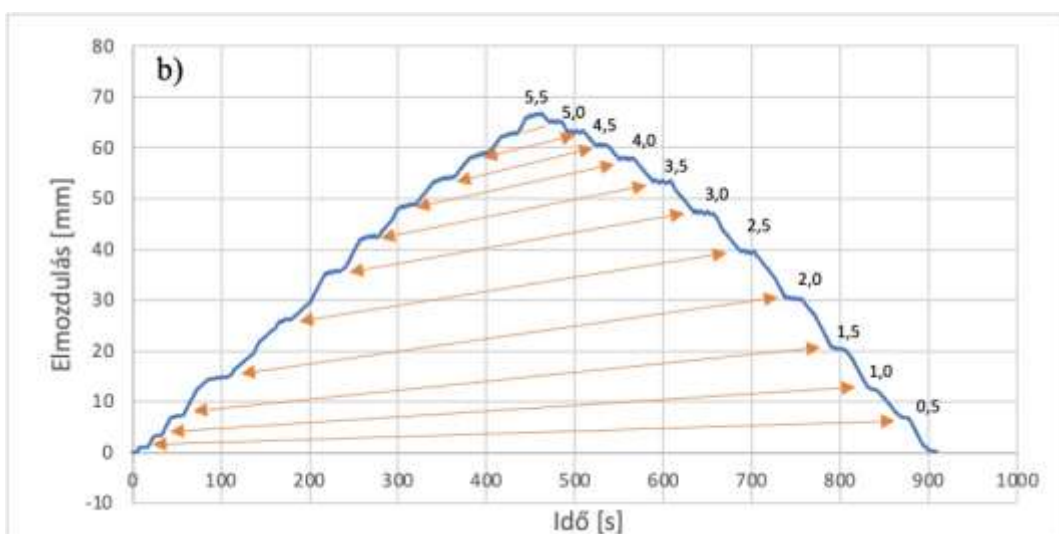
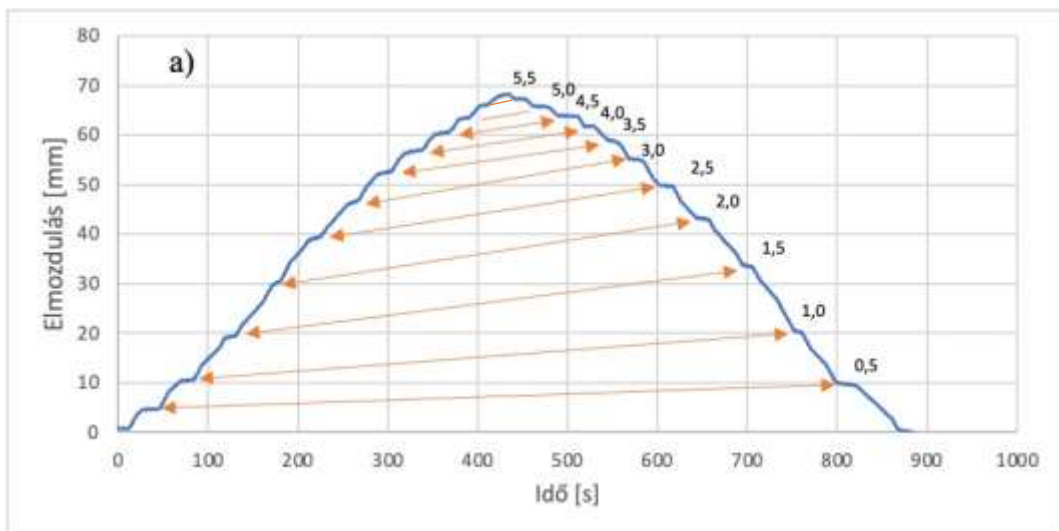
4.2.2 Az állandó erő melletti nyúlás vizsgálata a nyomás függvényében

A mérés célja az elmozdulás értékének mérése volt állandó nyomás erő mellett. Mivel a szakítógépek tesztprogramja a relaxációs vizsgálat során nem tudja értelmezni, ha a próbatest megrövidül, így más módszert kellett találnom ezeknek a méréseknek az elvégzésére. A méréseket szakítógépen erővezérelt ciklikus vizsgálatokkal valósítottam meg úgy, hogy a határoló erőket a névleges erő – 0, 20, 40, 60 N – 0,5 N-os környezetében vettem fel. Ha a szakítógépen. Ennek köszönhetően a kereresztfej mozgása lekövette a mesterséges izomokban a belső nyomás által létrehozott összehúzódását majd a kijelölt erő körül elkezdett finoman oszcillálni. A ciklusszámot úgy állítottam be, hogy belátható időn belül ne érjen véget a mérés, azt mindig manuálisan állítottam le.



21. ábra Szabad nyúlás vizsgálata különböző nyomásokon. Az elmozdulás mérése során a belső nyomást két cikluson keresztül változtattam 0 és 6 bar között 0,5 bar-os lépésközzel

A mérések során fel- és leterhelésnél a (7)-es egyenletben leírt modell alapján különböző értékekre számítottam, így nyomást 0-ról 6 bar-ra emeltem majd 6-ról ismét 0 bar-ra csökkentettem. A nyomások állítás során 0,5 bar nagyságú lépésközzel haladtam. A mérési eredmények a 21. ábra láthatóak, és a vártnak megfelelően nem azonos a felterhelési és leterhelési irány. Ezt a fel és leterhelési görbe azonos nyomású pontjainak összekötésével szemléltettem. Több fel- és leterhelési ciklus esetén az értékek nem változnak, így a további mérések során (22. ábra) csak egy teljes ciklus mértem végig.



22. ábra Elmozdulás mérése különböző terhelések és belső nyomások mellett. Az a) mérésben az erő 20 N a b) mérésben 40 N és a c) mérésben 60 N. Az ábrán lévő számok a nyilak mellett a nyomás értékei bar-ban megadva

A mérésekből megfigyelhető, hogy állandó erő mellett hasonló mértékű megrövidülést produkál a mesterséges izom 5,5 bar nyomáskülönbségre. Azonban, ha a nyugalmi hosszt –

$(F, p) = 0$ – vesszük viszonyítási alapnak, akkor a terhelés arányosan csökken a megrövidüléssel – azaz a maximális megrövidülést terheletlen állapotban éri el. Ezek az eredmények illeszkednek az irodalomkutatás során bemutatott modellekhez. A mérési eredményeket a 2. táblázat foglalja össze.

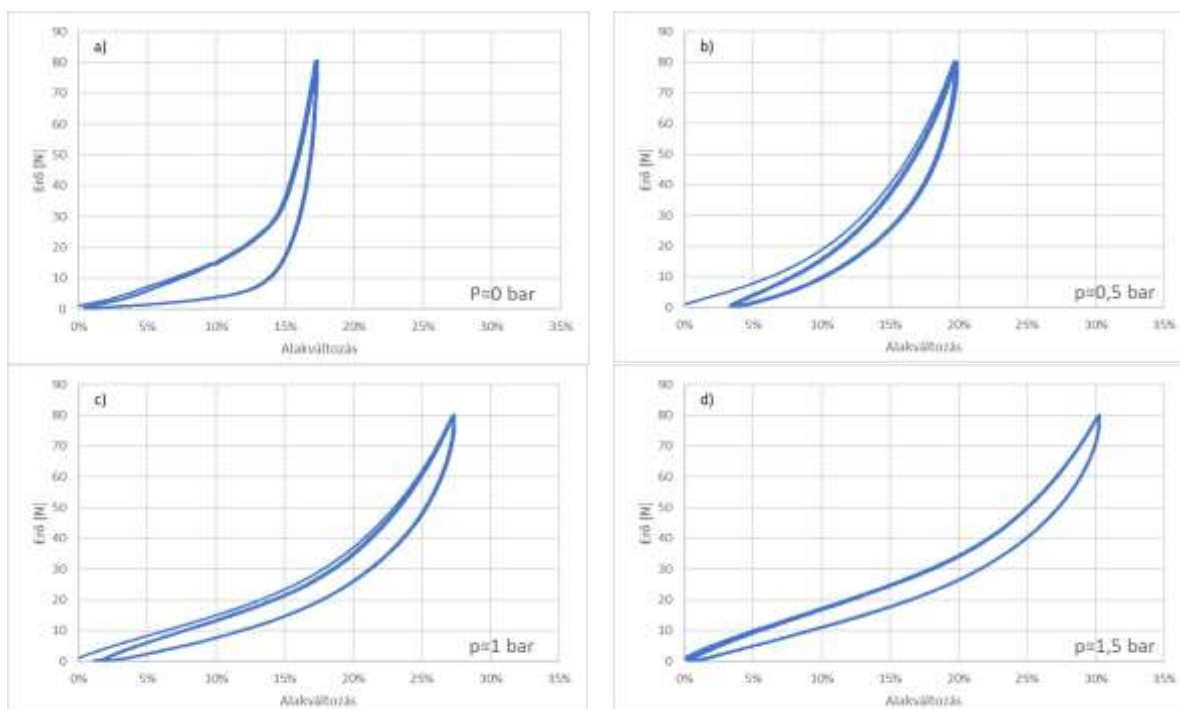
2. táblázat Maximális megnyúlás a nyugalmi hosszhoz (240 mm) viszonyítva ($F, P=0$)

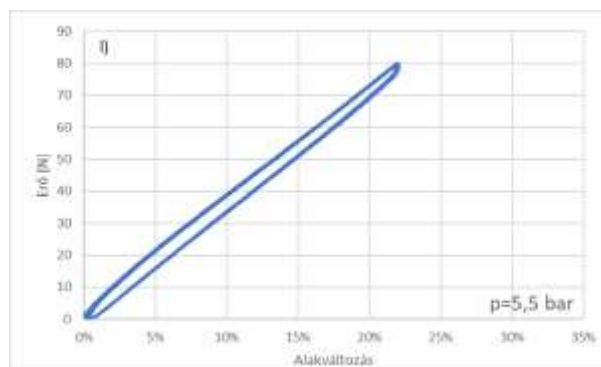
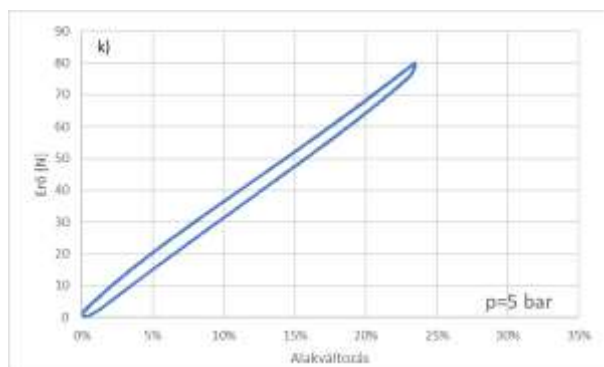
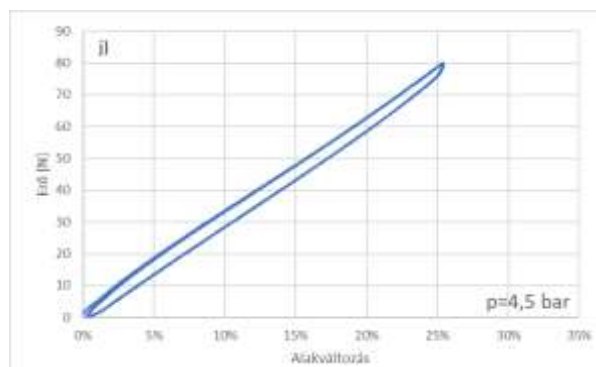
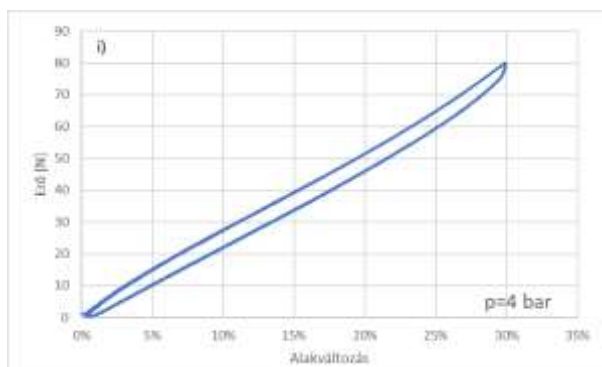
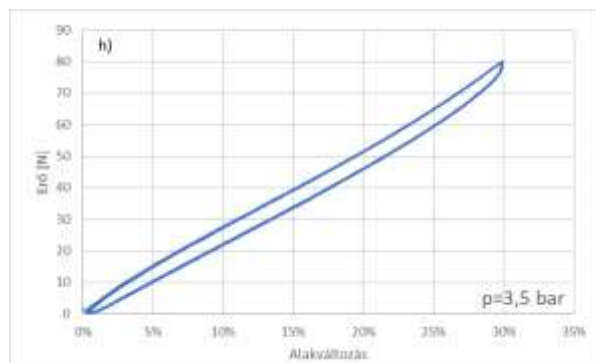
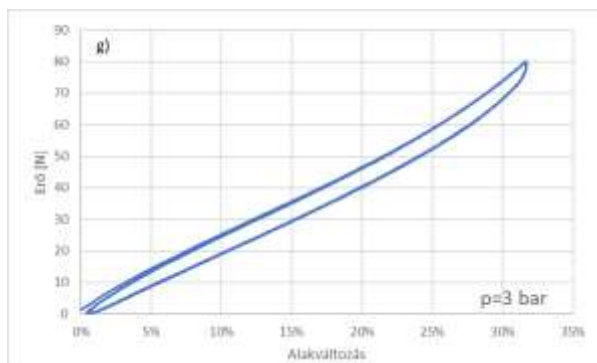
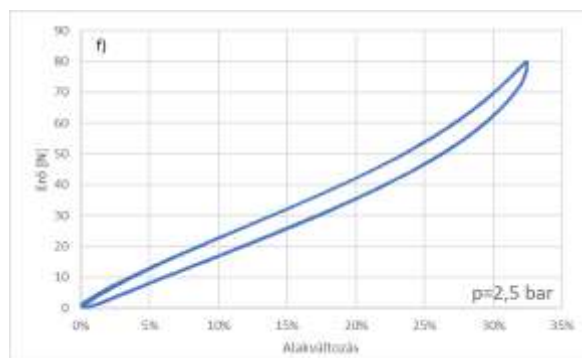
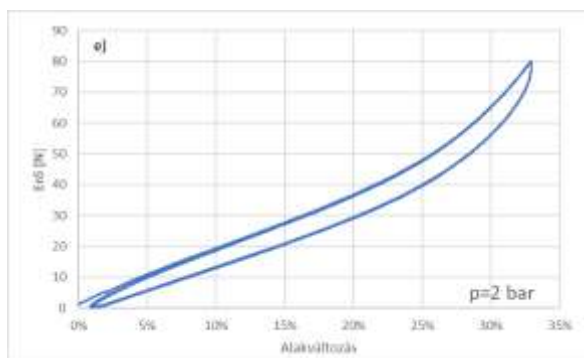
F [N]	Maximális megrövidülés [%]
0	29,1
20	25,43
40	17,8
60	10,3

Az $F=0$ N hoz tartozó megrövidülés összemérhető a harántcsíkolt izmok szabad megrövidülésével, valamint további hasonlóság, hogy terhelés hatására mindkettő összehúzódóképessége csökken, azonban erről a harántcsíkolt izmok esetén nem találtam számadatokat.

4.2.3 Ciklikus vizsgálatok

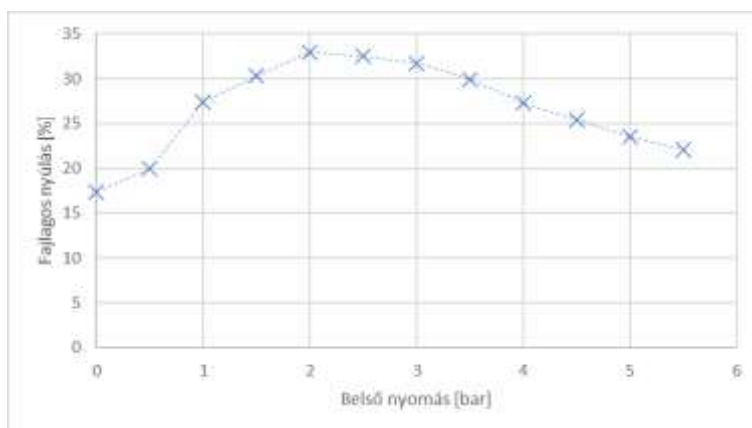
A mérések során a mesterséges izmokat 0 és 80 N közt, útvezérelt módon, 5 cikluson keresztül terheltem. A rugómerevségnek a 10%-os megnyúláshoz tartozó erő és elmozdulás hányadosát vettem. A 23. ábra mutatja a különböző nyomásoknál nyúlás-erő görbéket.





23. ábra nyúlás-erő görbék különböző nyomásokon

Ezekből a mérésekből megfigyelhetjük, hogy a 80 N-hoz (a mérés során fellépő maximális erőhöz) tartozó fajlagos nyúlás 0 és 2 bar közt fokozatosan nő, majd 2 és 3 bar között nagyjából stagnál, végül 3 bar felett csökkenni kezd. Ez azzal magyarázható, hogy kis nyomások esetén a szerkezet nem fejt ki 80 N erőt, így a maximális erő feletti szakaszon az egész konstrukció rugómerevségét mérjük. Ezt bizonyítja a 20. ábra, ahol látható, hogy 3 bar esetén az általam épített mesterséges izom 80 N erőt fejt ki.



24. ábra - a) -tól l)-ig ábrák az egyes fejlécekben jelzett állandó nyomás melletti elmozdulást mutatják, az m) ábra a maximális elmozdulást mutatja a nyomás függvényében.

A 23. ábra fel és leterhelési görbéinek eltérése visszavezethető a (7)-es összefüggésben leírt szálak közti súrlódásra. A maximális megnyúlásokat és a rugómerevségeket a 3. táblázatban gyűjtöttem össze.

3. táblázat Ciklikus vizsgálatok eredményei bevonat nélküli esetben

Nyomás [bar]	Maximális megnyúlás [%]	Rugómerevség [N/m]
0	17,3	771
0,5	19,9	782
1,0	27,4	682
1,5	30,3	876
2,0	32,9	965
2,5	32,5	1168
3,0	31,7	1270
3,5	29,9	1410
4,0	27,3	1611
4,5	25,4	1727
5,0	23,5	1885
5,5	22,1	2005

4.3 Külső bevonat hatásának vizsgálata

A külső bevonatot a 3. fejezetben leírtak szerint készítettem el, azonban a szilikon felvitele során nem mindenhol sikerült egyenletes falvastagságot biztosítani így a mérésekből egyelőre csak hozzávetőleges információkat kaphatunk.

A mérések során gyakran okozott problémát az, hogy a pneumatikus elemeket nem lehetett olyan stabilan rögzíteni, mint a bevonat nélküli esetekben, így gyakrabban előfordult, hogy a csatlakozó elemek kicsúsztak a csőből. A gyakori kicsúszások miatt nem tudtam összehasonlítani a bevonattal és bevonat nélkül végzett méréseket. Ezért csak a 4.2.3-as bekezdésben leírt méréseket végeztem el 2,5 bar-os maximális nyomásig. Azokat az eredményeket természetesen nem használtam fel, ahol a mesterséges izom kicsúszott a befogásból. A mérési eredményeket a 4. táblázat foglalja össze. A mérési eredmények kimutatták, hogy a külső bevonat nagyobb nyomások esetén akár harmadával csökkenti a maximális megnyúlás értékeit. Nem hagyhatjuk figyelmen kívül azonban hogy ez a réteg védelmet nyújt az erősítőstruktúra számára, így szervezetbe ültetve a szerkezet hosszú távon is működőképes maradhat. A mechanikai tulajdonságok javításán későbbi munkák során fogok dolgozni

4. táblázat Ciklikus vizsgálatok eredményei bevonat nélküli esetben

Nyomás [bar]	Maximális megnyúlás [%]	Eltérés a bevonat nélküli esettől [%]
0	14,5	-2,8
0,5	16,9	-3
1,0	18,6	-8,8
1,5	20,1	-10,2
2,0	21,7	-12,2
2,5	22,2	-10,3

4.4 Hidraulikus mérések

A kísérlet célja a pneumatikus méréseknél tapasztalt jelenségek reprodukálása és az eredmények összehasonlítása volt folyékony munkaközeg esetén. Az összehúzóáramhoz szükséges térfogatigényt ezeknél a méréseknél terveztem meghatározni mivel ez csak nagyon nehezen lett volna kivitelezhető a levegős méréseknél.

Kvantitatív kísérleteket sajnos a megfelelő tömítés hiányában laboratóriumi körülmények között nem tudtam végezni, hiszen azt tapasztaltam, hogy a munkaközeg hamar kifolyt a tömítetlen réseken. A nyomásátalakítás céljára tervezett alkatrész FDM 3D nyomtatással készült két darabban, és ragasztással illesztettem össze őket. A nyomásátalakító kézi menetmetszővel nyomtatás után elkészített G $\frac{1}{4}$ -es menettel csatlakozott a többi részéhez. A menetes résznél lévő eresztést eredetileg teflon zsinórral próbáltam megoldani, azonban ez nem segített, végül a menetes csatlakozókat Loctite pillanatragasztóval rögzítve sikerül megszüntetni ezen a helyen a térfogat kiáramlást. Az alkatrész azonban így sem volt szivárgásmentes, mivel a munkaközeg a 3D nyomtatás során keletkezett hibákon távozott. Ezeket a szivárgásokat nem lehetett megszüntetni, mivel több helyen jelentkeztek és nehezen voltak lokalizálhatóak. A nyomástartó elem újratervezése így egy jövőben megoldandó feladat.

Ennek ellenére a hatáselvet laboratóriumi körülményeken kívül más méreteken ugyan, de sikerült bemutatni. A kísérlet során a 25. ábrán látható összeállítást használtam, amely a következő alkatrészekből állt össze:

- 1 darab 18 mm belső átmérőjű, 1 mm falvastagságú, 420 mm hosszú szilikon cső – a korábbi kísérletek során használt erősítőcsővel azonos gyártmány, nagyobb méretben.
- 1 darab 20 mm belső átmérőjű, 420 mm hosszú fonatolt erősítő tömlő – a korábbi kísérletek során használt erősítő tömlővel azonos gyártmány nagyobb méretben.
- 2 darab visszacsapó szeleppel ellátott Gardena gyártmányú gyorscsatlakozó
- 1 darab Gardena gyártmányú zárószelep



25. ábra A hidraulikus modell vizsgálatához használt eszköz
a) terheletlen állapot b) nyomás alá helyezve

A mérések eredményeit a 5. táblázat foglalja össze:

5. táblázat Hidraulikus mérések eredményei

Nyomás [bar]	Térfogat [ml]	Hossz [mm]
0	106,9	390
6	123,1	330

Látható, hogy 15,1%-os térfogat növekedéssel 15,3%-nyi megrövidülést lehet elérni. A kis térfogatigény lehetővé teszi zárt kamrákból történő nyomás biztosítását egy későbbi konstrukcióban. Erre egy javaslatot a következő fejezetben fogalmazok meg.

A mérés célja részben megvalósult hiszen a pneumatikus mérések során kialakuló folyamatokat folyadék esetén is sikerült reprodukálni. A szivárgások miatt a laboratóriumi adatokat nem álltak rendelkezésre így ebben a részben elért eredményeket nem tudtam a pneumatikus mérésekkel összehasonlítani.

5. Következtetések

A dolgozat során beszereztem a McKibben féle mesterséges izmokhoz szükséges alapanyagokat és ebből létrehoztam működőképes próbadarabokat. Az elérhető gépek és eszközök ismeretében kitaláltam és megvalósítottam az izmok jellemzéséhez szükséges vizsgálatokat. A szilikon cső rugalmassági moduluszát $2,98 \pm 0,05$ MPa-nak mértem, a szakadási nyúlás $394,4 \pm 23,3\%$ -nak adódott, ami alapján a legalább $15,79^\circ$ -os fonatolási szöggel rendelkező erősítőstruktúrára szükséges. A kísérletek során használt kábelvédő esetén ez az értékét 30° volt.

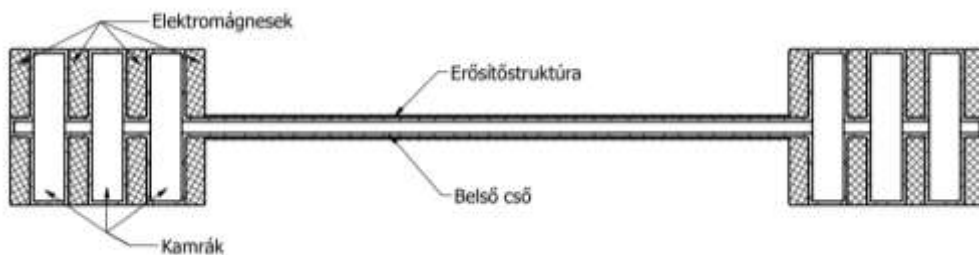
A megépített McKibben-féle mesterséges izom által kifejtett maximális erő a nyomástól lineárisan függ, 6 bar esetén 144,95 N-t mértem. Az összehúzódás értékeit az állandó erőszinten végzett mérésekből kaptam, a maximális megrövidülés 10,3% és 29,1%- között változott. Ezek az eredmények az irodalomkutatásban megismert modellekkel összhangban vannak, az általam létrehozott mesterséges izmok harántcsíkolt izmoknál 2 nagyságrenddel nagyobb fajlagos erővel, valamint hasonló összehúzódási képességgel rendelkeznek.

A szakirodalomban a szerkezetet bizonyos esetekben nyomással szabályozott aktív rugóként modellezik, ezen paraméterek meghatározását ciklikus vizsgálatokkal végeztem. A rugómerevség értéke a nyomás függvényében 771 és 2005 N/m közt változott.

Vizsgáltam a McKibben-féle mesterséges izmok esetén a külső bevonat hatását, ennek érdekében egyes próbadarabokat szilikonnal vontam be. A bevonattal rendelkező mesterséges izmok megrövidülése elmaradt a bevonat nélküli párjaiktól, azonban 2,5 bar-os nyomás esetén így is képes volt 20% feletti megrövidülésre, ami összevethető a harántcsíkolt izmok összehúzódó képességével.

Kidolgoztam továbbá a hidraulikus nyomásszabályozás módszerét, azonban a megfelelő tömítés hiányában nem tudtam méréseket végezni. Ennek ellenére laboratóriumi körülményeken kívül bizonyítottam, hogy a McKibben-féle mesterséges izmok működtetéséhez kis térfogat szükséges. Ezt a tényt és a dolgozat tapasztalatait felhasználva egy továbbfejlesztett koncepciót is létrehoztam. A felvetett elrendezést a 26. ábra mutatja.

A belső cső végén kamrákat alakítanék ki, amiket elektromágnesekkel szorítanék össze. A vasmaggal ellátott elektromágnesek energiahatékonyan tudnak előállítani nagy fajlagos erőket, továbbá, egyéb koncepciókkal ellentétben kis feszültségről üzemelnek (10 V-os nagyságrend) ami alkalmasabbá teszi őket emberi szervezetben történő alkalmazásra. A villamosenergia használatának előnye, hogy szabályozás és energiatárolás szempontjából más alternatívákhoz képest fejlettebb. Harántcsíkolt izmok helyettesítése ilyen típusú aktuátorok mm-es átmérővel rendelkező verzióinak párhuzamos kapcsolásával lenne optimális. A szerkezet két végét az eredeti izmok eredési és tapadási pontjához lehetne rögzíteni. A cső anyagát úgy kell megválasztani, hogy kis nyomással is elérhető legyen a kellő összehúzódás, így egy esetleges tönkremenetel ne okozzon sérüléseket.



26. ábra Fejlesztési javaslat a McKibben-féle mesterséges izomnak. Az ábrán egy 6 elektromágnessel összenyomható kamrával rendelkező koncepció látható

Egy latexből, merítéses öntéssel készült belső nyomástartó alkalmas lehet erre a feladatra. Ezzel a módszerrel könnyen elérhető a kívánt belső geometria, kialakíthatóak azok a kamrák, amiknek szerepe a folyadék tárolása terheletlen esetben. Egy ilyen alkalmazás esetén az erősítőstruktúra anyaga armid szálakból készülne, a szálak közti kis súrlódás, valamint a biokompatibilitás miatt.

A fent bemutatott koncepciót, és a dolgozatban felmerült egyéb problémákat későbbi kutatásokban tervezem tárgyalni.

6. Köszönetnyilvánítás

Szeretném megköszönni a segítségét Dr. Molnár Kolosnak, aki a dolgozatom konzulense volt és hasznos tanácsaival segítette a dolgozat írását és a kísérleti munkámat.

Köszönettel tartozom a Polimertechnika Tanszéknek és munkatársainak, amiért a kísérletekhez biztosították a méréshez szükséges gépeket és egyéb eszközöket, valamint ha szükségem volt rá, szakszerű segítséget nyújtottak.

Köszönöm a szüleimnek, hogy támogattak a dolgozat megírásában.

7. Hivatkozások

- [1] B. Tondur, „Modelling of the McKibben artificial muscle: A review,” *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 2012.
- [2] F. Attila, „7. fejezet - Az izomműködés,” in *Az orvosi élettan tankönyve*, Medicina Könyvkiadó Zrt., 2011, pp. 120-123.
- [3] J. S. Ian A. Johnston, „Power output and force-velocity relationship of red and white muscle fibers from the pacific blue marlin,” *journal of experimental biology* , %1. kötetvol. 111, p. 171, 1984.
- [4] T. G. T. G. S. L. S. M. D. P. C. K.-K. Alexander Spassov, „Differential expression of myosin heavy chain isoforms in the masticatory muscles of dystrophin-deficient mice,” *European Journal of Orthodontics, Volume 33, Issue 6*, pp. 613-618, 2011.
- [5] Y. Bar-Cohen, „Electroactive Polymers as Artificial Muscles: A Review,” *JOURNAL OF SPACECRAFT AND ROCKETS*, 2002.
- [6] F. Daerden, „Conception and Realization of Pleated Pneumatic Artificial Muscles and their Use as Compliant Actuation Elements,” 1999.
- [7] G. R.H., „Fluid actuated motor system and stroking device. Patent 2-238-058, USA, July 22.,” 1958.
- [8] <https://www.bridgestone.com/corporate/news/2017012601.html>.
- [9] <https://www.festo.com/group/en/cms/10247.htm>.
- [10] C. J. H. B. Klute GK, „Artificial Muscles: Actuators for Biorobotic Systems.,” *The International Journal of Robotics Research*, pp. 295-309, 2002.
- [11] J. ., R. H. M. a. D. E. R. James D. Henderson, „Tissue biocompatibility of kevlar aramid fibers and polymethylmethacrylate, composites in rabbits,” *Journal of Biomedical Materials Research Volume 21, Issue 1*, pp. 59-64, 1987.
- [12] Sangian, „Three-Dimensional Printed Braided Sleeves for Manufacturing McKibben Artificial Muscles,” 2014.
- [13] Meller, „Reconsidering the McKibben muscle: Energetics, operating fluid, and bladder material,” *Sage Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 2014.
- [14] G. K. Klute, „Fatigue Characteristics of McKibben Artificial Muscle Actuators,” 1998.
- [15] Solano, „Compact and Lightweight Hydraulic Actuation System for High Performance Millimeter Scale Robotic Applications: Modeling and Experiments,” *JOURNAL OF INTELLIGENT MATERIAL SYSTEMS AND STRUCTURES*, 2011.

- [16] Sangian, „The effect of geometry and material properties on the performance of a small hydraulic McKibben muscle system,” 2015.
- [17] T. E. Pillsbury, „Effect of bladder wall thickness on miniature pneumatic artificial muscle performance,” 2015.
- [18] K. Y. C. a. C. D. R. Wyatt Felt, „Contraction Sensing with Smart Braid McKibben Muscles,” *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 21, no. 3, pp. 1201-1209, 2016.
- [19] M. M. Y. Y. K. S. Y. C. T. A. C.E Wen, „Processing of biocompatible porous Ti and Mg,” *Scripta Materialia, Volume 45, Issue 10*, pp. 1147-1153, 2001.
- [20] Koizumi, „Braiding Thin McKibben Muscles to Enhance their Contracting Abilities,” 2018.
- [21] N. M. W. Michael F. Gentry, „Fatigue Testing of Pneumatic Artificial Muscle Actuators,” 2010.
- [22] D. C. Blackley, „Latex-dipping processes,” in *Polymer Latices*, 1997, pp. 155-228.
- [23] P. L. Bertran Tondy, „Modeling and Control of McKibben Artificial Muscle Robot Actuators,” *IEEE Control Systems Magazine*, pp. 15-38, 2000.
- [24] O. Lopez-Pamies, M. I. Idiart és T. Nakamura, „Cavitation in elastomeric solids: I—A defect-growth theory, Volume 59, Issue 8,” *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, pp. 1464-1487, 2011.
- [25] S. Balasubramanian, „RUPERT: An Exoskeleton Robot for Assisting Rehabilitation of Arm Functions,” in *IEEE*, 2008.
- [26] R. J. Full, „Chapter 3: Metrics of Natural Muscle Function,” in *Electroactive Polymer (EAP) Actuators as Artificial Muscles: Reality, Potential, and Challenges*, 2004, pp. 73-89.
- [27] F. P. a. D. J. B. Jacqueline M. Morais, „Biomaterials/Tissue Interactions: Possible Solutions to Overcome Foreign Body Response,” *The AAPS Journal Vol. 12 No. 2*, pp. 188-196, 2010.