

Mesterséges izmok és az alakváltozásuk mérésére alkalmas nanoszálak fejlesztése

Szigetvári Gergő

DPNW9G

BME GPK Mechatronikai mérnök alapszak 7. féléves hallgatója

Konzulensek:

Dr. Molnár Kolos – Polimertechnika Tanszék – Egyetemi Docens

Dr. Ender Ferenc – Elektronikus Eszközök Tanszéke – Egyetemi Docens

Csekő Richárd – Elektronikus Eszközök Tanszéke – PhD hallgató

Tudományos Diákköri Konferencia 2022



Tartalomjegyzék

Dolgozatban szereplő jelölések	3
1 Bevezetés	4
2 Irodalomkutatás	5
2.1 A harántcsíkolt izom	5
2.2 A McKibben féle mesterséges izmok	6
2.2.1 Erősítőstruktúra	7
2.2.2 Nyomástartó cső	8
2.2.3 Modellek	8
2.3 Nyúlásmérés	10
2.4 Textíliák és nanoszálak mint nyúlásmérő szenzorok	11
2.5 Elektrosztatikus szálképzési eljárás	12
2.5.1 Fizikai elvek	13
2.5.2 A szálképzést befolyásoló paraméterek és szálak vizsgálata	13
2.5.3 Nyúlásmérő nanoszálak anyagai	14
2.6 A szakirodalom összefoglalása, célkitűzés	16
3 Vizsgálati anyagok és módszerek	17
3.1 Oldatkészítés	17
3.2 Száلكépzés és annak vizsgálata	18
3.3 Tervezési feladatok	19
3.3.1 Záródugó	19
3.3.2 Fluidika rendszer	20
3.4 Mesterséges izom előállítás	21
3.4.1 Anyagjellemzők vizsgálata	21
3.4.2 Hidraulikus mérések	21
4 Kísérleti eredmények	23
4.1 A megfelelő koncentráció megtalálása	23
4.2 Pásztázó elektronmikroszkópia	25
4.3 Mesterséges izmok anyagainak vizsgálata	27
4.3.1 Szilikon cső vizsgálata	27
4.3.2 A fonatolt tömlő vizsgálata	29
4.4 Hidraulikus kísérletek	30
5 Összefoglalás, következtetések	34
Köszönetnyilvánítás	35
Hivatkozások	35

Dolgozatban szereplő jelölések

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	- Poisson tényező
$\kappa \left[\frac{S}{cm} \right]$	- Elektromos vezetőképesség
$GF = \frac{\Delta R/R}{\Delta L/L}$	- Gauge faktor
TPE	- Termoplasztikus elasztomer
SIBS	- Sztírol-izobutilén-sztírol
SWCNT	- Egyfalú szén nanocsőveket
THF	- Tetrahidrofurán
mL	- Milliliter
μ L	- Mikroliter
m%	- Tömegszázalék

1 Bevezetés

Napjainkban egyre népszerűbbek a lágy aktuátorok, másnéven mesterséges izmok. A mesterséges izmok továbbfejlesztése számos ipari alkalmazás mellett orvostechikai vonatkozásban is áttörést hozhatna. 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 műtési úton. Alkalmazásuk a biomimetikus protéziseknek is új lendületet adhatna, hiszen a nehéz elektromotorokat nagy fajlagos teljesítménnyel rendelkező mesterséges izmokra cserélhetnénk.

A létező mesterséges izom konstrukciók még főleg ipari, vagy rehabilitációs célra készülnek, közülük talán a McKibben féle mesterséges izmok a legígéretesebbek. Ezek a mesterséges izmok egy egyszerű, mégis robosztus szerkezettel rendelkeznek, amelyek hasonlítanak az emberi izom szálak felépítésére. Maga az izom egy zárt, általában elasztomer cső túlnyomás által okozott radiális expanzióját alakítja át axiális megrövidüléssé egy fonatolt erősítőháló segítségével [1]. A korábbi kutatások leírják az elasztomer cső alakváltozása és az izom megrövidülése közti elméleti összefüggéseket, így a tényleges alakváltozás mérése egy fontos lépés lenne egy jobb konstrukció létrehozásának irányába.

Elektro-szálképzési eljárással előállított nanoszálaknak számtalan felhasználási területük van, kezdve a viselhető elektronikai eszközöktől az emberi mozgások méréséig. A nanoszálakból készített nyúlásmérő szenzorok előnye, hogy rendkívül nagy, akár több száz-százalékos nyúlások mérésére is alkalmasak [2]. Ez azért fontos, mert a McKibben féle mesterséges izmokban lévő elasztomer cső az izom megrövidülése során hagyományos szenzorokkal nem mérhető alakváltozást szenved.

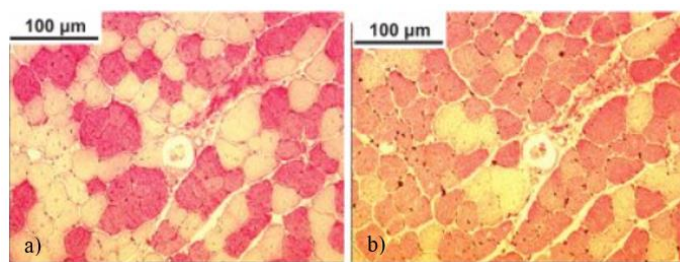
A dolgozat célja egy működésében orvostechikai célokra optimalizált McKibben féle mesterséges izom koncepciójának kidolgozása volt. A koncepció nem valósulhat meg alakváltozásuk mérése nélkül, így a kutatás során igyekeztem a nanoszálakból álló nyúlásmérő szenzorok előállításához szükséges alapvető kísérleteket is elvégezni. A dolgozat során McKibben féle mesterséges izmok működési elvét felülvizsgálva javaslatot tettem a radiális expanziót okozó belső nyomás forrásának és vezérlésének továbbfejlesztésére.

2 Irodalomkutatás

Ebben a részben a dolgozat megírása során felhasznált szakirodalmat mutatom be. A források jelentős része angolnyelvű tudományos cikk volt, magyar nyelvű tudományos munkákat csak az elektrosztatikus szálképzés területén találtam. Az irodalomkutatás célja a korábbi eredmények összegyűjtése és rendszerezése, azok kritikai elemzése 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 mioglobint tartalmaznak. 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 [3]. 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 [4]. 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 [5]

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 fenn 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) [3]. Tudatos mozgítás esetén szummáció vagy tetanusz valósul meg, az izomösszehúzódnak mértéke és a kifejtett erő az ingerlés frekvenciájától függ. Ezen frekvenciavezérelt tulajdonság megvalósítása a mesterséges izmok megvalósításánál is cél.

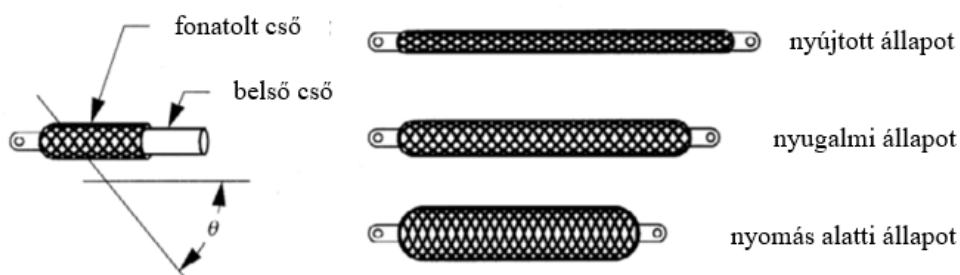


2. ábra Kontrakciós erő a vázizmokban különböző frekvenciák esetén [3]

2.2 A McKibben féle mesterséges 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 [6], [7].

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 [7].

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 összehúzódnakához 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.

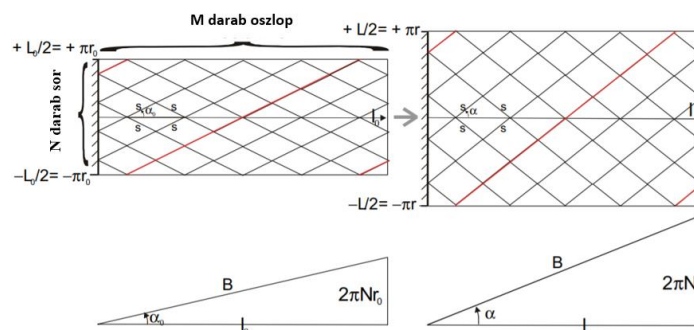


4. ábra McKibben-féle mesterséges izomizom. a) Az eredeti szabadalomban szereplő egyik ábra. Az ábra az aktuátor emelőként való használati lehetőségét mutatja [8], b) Bridgestone által kifejlesztett Rubbertuator nevű McKibben-féle mesterséges izom [9], c) Egy modern alkalmazás: Festo Airic's arm aminek a mozgását McKibben féle mesterséges izmok végzik [10].

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 az erősítőszálak 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.

A szálakat előállításuk után általában fonatolják, azonban az erősítő struktúra készülhet ettől eltérően is például a kettős spirál kétirányban végzett tekercselésével. 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.

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):

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

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.

Egyes tanulmányokban vizsgáltak mesterséges izmokat kis átmérővel [11], [12], 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.

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 hosszhhoz képest nem engedjük megrövidülni. Megfigyelték, hogy a pneumatikus vagy hidraulikus munkahengerekkel ellentétben a McKibben féle mesterséges izmoknál a kifejtett erő nem a belső hossztól 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].

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

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

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 találhatóak. 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.

2.3 Nyúlásmérés

Mint a korábbi alfejezetekben láttuk az elasztomer cső nyúlásának jelentős szerepe van a McKibben-féle mesterséges izmok működésében. A cső alakváltozásáról szerzett pontosabb ismeretek segítenének precízebb modellek létrehozásában, és a korábban említett véghatások vizsgálatában. Az esetleges üzemzavarok észrevétele minden alkatrész esetén fontos. Jelen alkalmazás esetén a szakadási nyúlásukat is megközelíti a belső csövek alakváltozása. A deformáció több cikluson át történő mérésével vizsgálni lehetne a szerkezetben létrejövő fáradási jelenségeket és meg lehetne becsülni az akutátorok élettartamát, előre lehetne jelezni tönkremenetelüket.

A vizuális, képelemzésen alapuló nyúlásmérések elsőre vonzó megoldásnak tűnhetnek azonban a külső háló okozta zavarás miatt a kisméretű anyaghibákat nehezen lehetne kialakulásuktól fogva kiszűrni. A feladatra helyettük igen kis méretű és nagy nyúlású szenzorok lennének ideálisak melyek nem befolyásolják a szerkezet működését.

A hagyományos nyúlásmérő bélyegek ugyan kis mérési tartománnyal, ám kiváló felbontással és linearitással rendelkeznek. Működési elvük az elektromosvezetők ellenállásának hossz és keresztmetszettől való függésén alapul. Általában egy polimer fóliára több kanyarulattal vékony fémréteget készítenek majd a rendszert megfelelő szilárdságú ragasztóval a vizsgálni kívánt tárgyhoz rögzítik. A nyúlás hatására a fém rétegben létrejött keresztmetszet és hossz változások hatására kis mértékben módosul a szerkezet ellenállása. Annak érdekében, hogy az ellenállás változás villamosan könnyebb legyen mérni általában a nyúlásmérő bélyegeket Wheatstone hídba kapcsolják. Alkalmazásaik igen elterjedtek szilárdságtani mérésekben és szerkezetek állapotának monitorozásban.

Ezek a klasszikus nyúlásmérő bélyegek azonban limitált méréstartományuk miatt nem alkalmasak elasztikus alkatrészek vagy az emberi mozgások során létrejövő nagyobb deformációk leírására. Az felmerülő igények hatására különböző anyagok és eljárások felhasználásával rengeteg kutatás irányult flexibilis, nagy nyúlásokat elviselni képes szenzorok fejlesztésére. Többféle eljárást kipróbáltak, általában adalékanyagokkal megnövelt vezetőképességű polimerek felhasználásával. A szenzorok előállításánál többféle gyártási technológiát kipróbáltak, köztük egészen egyedieket is mint például amikor kitozánhoz carbon blacket, a korom egy fajtája keverték és fagyasztásos szárítással nyúlásérzékelésre alkalmas szivacsokat hoztak létre [13]. A legtöbb kutatás különböző textíliákkal, gyakran

nanométeres mérettartományba eső szerkezetekkel foglalkozik, ezekről a következő fejezetben írok részletesebben.

2.4 Textíliák és nanoszálak mint nyúlásmérő szenzorok

A kutatási terület egyik motorja a viselhető elektronikai eszközök iránti növekvő fogyasztói igény. Az ilyen eszközök sportruházatokban felhasználva alkalmasak mozgáselemzésre, egészségügyben pedig betegek légzését lehet velük vizsgálni, valamint léteznek lágy robotikai alkalmazásaik is. Szenzorok esetén fontos, hogy ezen textíliák hosszú élettartammal rendelkezzenek. Amellett, hogy hány ciklust bírnak ki, ehhez hozzá tartozik az is, hogy mennyire tűrik a nagyobb frekvenciájú – 1 Hz feletti – ciklikus igénybevételeket.

Az irodalomkutatás során talált szenzorok többsége rezisztív elven működik. Érzékenységet Gauge faktorról (GF) szokás megadni melynek számítási módját a 10. egyenlet foglalja össze:

$$GF = \frac{\Delta R/R}{\Delta L/L} \quad (10)$$

Ahol R az ellenállás és L az érzékelő hossza Δ -val ezen értékek nyúlás hatására létrejövő megváltozását értettem. Attól függően, hogy a textil nyúlásérzékelők mely gyártási fázisban nyelik el nyúlásmérő képességüket szerkezeti szempontból beszélhetünk szál-, fonál- vagy szövetérzékelőkről [14].

A nyúlásmérő textíliák előállításának egy egyszerű módja a már létező kelmék vezető anyagokkal történő bevonása. Bár a megoldás kézenfekvő, a nagyobb nyúlások hatására a felületen kialakult vezető réteg megszakadhat és a szenzor tönkremeneteléhez vezethet. A bevonat felvihető rudakkal vagy hengerekkel, elkészíthető *in situ* vagy gőzfázisú polimerizációval, különböző porlasztási eljárásokkal, illetve vezető anyagba való mártással. A bevonatot felvivő eljárásokkal készített textíliák jó nyúlási paraméterekkel és érzékenységgel rendelkeznek azonban a linearitás és a ciklikus stabilitás elérése nehéz [2].

Egy alternatív gyártási mód a geometriailag deformált vezetők felvitele hordozóanyagokra. Itt a vivő szál köré tekert, kötött vagy egyéb eljárással vele kapcsolatba hozott vezető vezető geometriája változik a hordozó szál nyúlásával, ezzel megváltoztatva a villamos paramétereket. Az eljárással kiváló tulajdonságokkal rendelkező fonalak készíthetőek, azonban gyártásuk rendkívül költséges és körülményes [15]

A szálak vezető anyagokból való készítése szintén népszerű a nyúlásmérő szenzorok körében. Gyártási területén megjelennek különböző szálképzési eljárások, mint például a nedves szálképzés vagy az elektro-szálképzés. Ezen technológiákkal általában kompozit szálakat állítanak elő, melyeknél az elasztikus mátrixanyagba vezető tulajdonságú komponenseket ágyaznak. A töltőanyagok rendkívül sokrétűek lehetnek, ám közös bennük, hogy igen finom formában használjuk fel őket. Erre azért van szükség, mert amennyiben nem szendvics struktúrát használunk, mint például koaxiális szálak esetén, akkor a vezetőképesség megtartása érdekében rendkívül homogén eloszlásra van szükség. A vezető töltelékként használnak például szén nanocsöveket, grafit nanolemezeket és grafit oxid szemcséket vagy a főleg elemi szénből álló rendkívül finom port, azaz kormot (carbon black) melynek tipikus szemcsemérete 10 és 100 nanométer közé esik [16]. Sok kutatásban ezüst vagy cink-oxid nanovezetékeket kevernek rugalmas anyagokhoz így téve őket vezetővé. Az elektrosztatikus szálképzési eljárással létrehozhatóak igen kis, akár pár nanométer átmérőjű szállak. Ebben a

mérettartományban az anyagok tulajdonságai jelentősen eltérnek a makroszkopikus méreteknél tapasztaltakhoz képest. Leírásuk a klasszikus mechanika helyett a kvantummechanika felhasználásával történhet. A nanoszálak rendkívül kis átmérője miatt a szálparadoxon jelentősége megnő, miszerint ilyen kis keresztmetszetben az anyagszerkezeti hibák valószínűsége minimális.

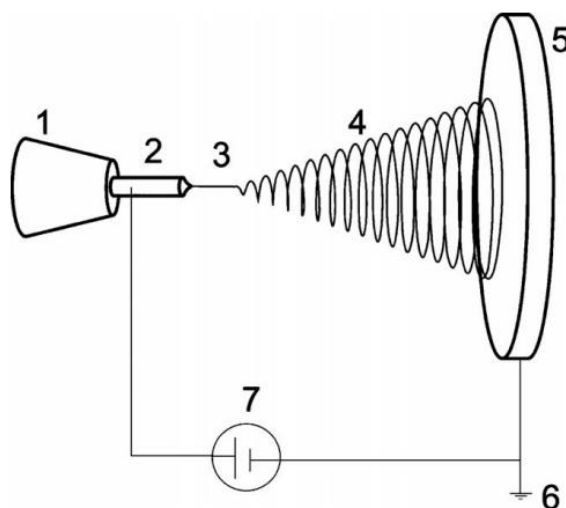
A nyúlásmérő szenzorként való alkalmazásuk szempontjából előnyös tulajdonság, hogy könnyűek, rendkívül jó mechanikai tulajdonságokkal rendelkeznek és redundánsak egy-egy elemi szál sérülésére. Hátrányuk, hogy a vezető anyagok homogén eloszlata kihívást jelent, leggyakrabban ultrahangos diszperzióval próbálják csökkenteni az aggregátumok jelenlétét az oldatban.

Elektrosztatikus szálképzéssel hatékonyan lehet nanoszálakat előállítani, így a következő fejezetben ezt a technológiát mutatom be.

2.5 Elektrosztatikus szálképzési eljárás

Az elektrosztatikus szálképzési eljárásokat (elektro-szálképzés, electrospinning) a 20. század elején Cooley és Morton szabadalmaztatta egymástól függetlenül [17], [18]. Az eljárás azonban csak az 1990-es évektől vált népszerűvé Doshi és Reneker cikkei hatására [19], [20]. Ekkorra már a korszerű vizsgálati technológiáknak és alkalmazási területek is léteztek, amik lehetőséget nyitottak a kutatási terület dinamikus növekedésének.

Az eljárás során nagyfeszültség által generált elektrosztatikus tér hatására az előkészített oldatból vagy olvadákból folyadéksugár lép ki, amely az oldószer elpárolgásának – olvadékok esetén a hőmérséklet csökkenésének – hatására megszilárdul [21]. Az előállított szálak mérettartománya néhány nm-től néhány μm -ig terjed, a szálak általában polimer, esetleg további hőkezelés révén kerámia anyagból készülnek [22]. A szálképzési elrendezést az 6. ábra mutatja.

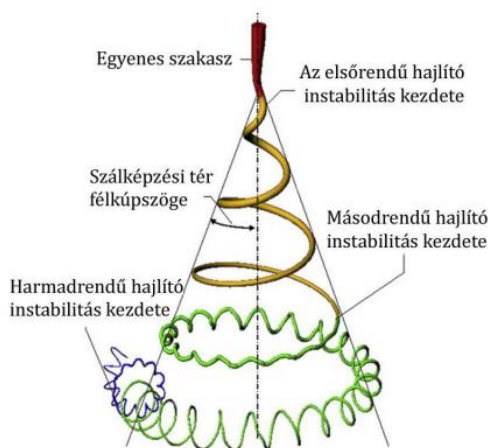


6. ábra Elektro-szálképzési eljárás sematikus összeállítása [22] – (1) fecskendő vagy egyéb oldatadagoló, (2) szálképző tű vagy kapilláris (3) a szálképzés stabil tartománya (4) szálképzés instabil tartománya, hajlító instabilitások, (5) szálgyűjtő (kollektor) (6) földelés (7) tápegység

2.5.1 Fizikai elvek

A szálképzésre használt alapanyag általában egy jól vezető polimer oldat, amely egy nagyfeszültségű elektródával kapcsolatba lépve feltöltődik. A töltések hatására a szálképzőből kilépő csepp felszíne kúp alakot vesz fel. Amint az elektrosztatikus erő túllépi a folyadék felületi feszültségét, a csúcsából egy vagy több vékony folyadéksugár lép ki. A kialakult folyadékfelszín matematikai leírásában elért eredményeiért tiszteletből ezt gyakran Taylor kúpnak nevezik [23].

A kilépő folyadéksugár rövid ideig egyenesen halad és a folyamatos gyorsulás miatt egyre vékonyodik. A töltések igyekeznek a folyadéksugár felszínén elhelyezkedni, így az egyre vékonyodó szálban a Coulomb erő okozta taszítás egyenlőtlen töltéeloszlást okoz a folyadéksugárban. Az így kialakult kitüremkedés növekedni kezd és tölcser alakú spirállá szélesedik. A szál az ún. ostorozó mozgás hatására tovább vékonyodik, így újabb és újabb hajlító instabilitások alakulhatnak ki [24] (7. ábra). A szálképzés során a szál kollektorral való találkozása során kihajlás miatt deformálódhat, valamint a nyújtás során való szétszakadások miatt gyöngyök alakulhatnak ki, ezeket azonban ezen dolgozat keretén belül nem tárgyalom.



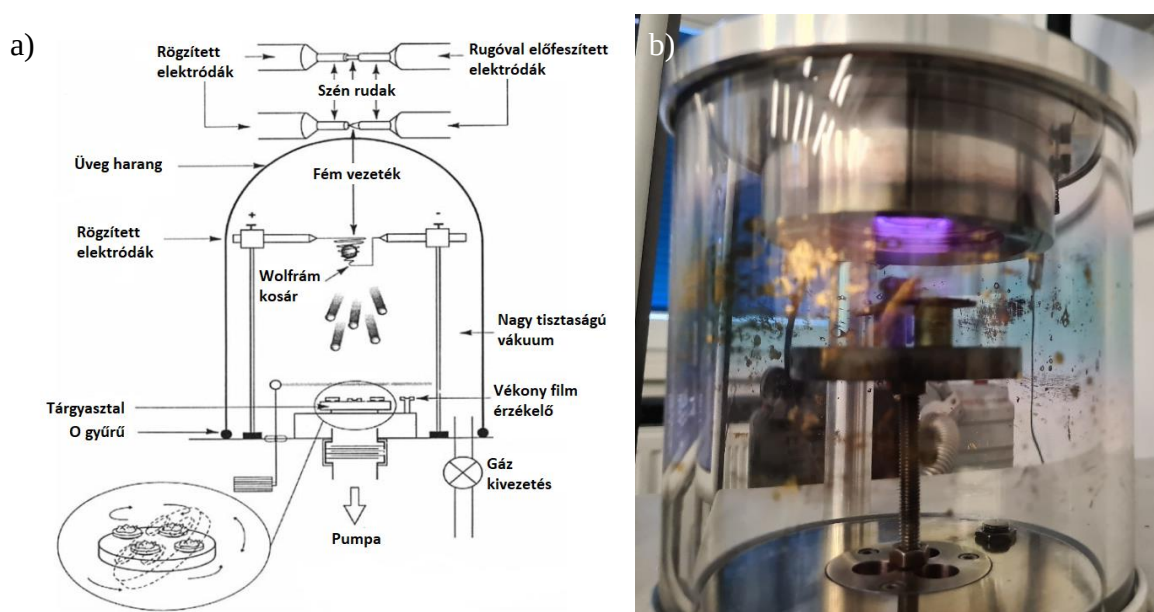
7. ábra Az előállítás során fellépő hajlító instabilitások [23]

A folyadéksugár a gyorsulás és az ostorozó mozgás hatására fellépő vékonyodás mellett az oldószer párolgásának hatására repülés közben megszilárdul, majd a visszamaradt szilárd halmazállapotú folytonos szál a szálgyűjtőn (kollektoron) gyűlik össze.

2.5.2 A szálképzést befolyásoló paraméterek és szálak vizsgálata

Az elektro-szálképzési eljárás rengeteg technológiai paraméterrel rendelkezik és ezekben már apró változások is drasztikusan megváltoztathatják az eljárás kimenetelét. A tápfeszültség, oldatviszkozitás, oldat vezetőképessége, felületi feszültsége, térfogatárama, a kollektor-emitter távolság, relatív páratartalom, hőmérséklet, kapilláris átmérő, valamint az oldat párolgási sebessége mind befolyásolja a kialakuló struktúra jellegét és méretét. Ennek következtében ezen a területen nehéz a méréseket reprodukálni, a kísérletezés intuitív módon, tapasztalatokra való reflektálás alapján történik. Az eljárás tökéletesítésében nagy szerepe van a pásztázó elektronmikroszkópoknak (scanning electron microscopy, SEM) ami lehetővé teszi még ezen igen kis struktúrák vizsgálatát is. Ez egy olyan elektronoptikai rendszer, mely irányított, vékony elektronnyalábbal végig pásztázza a vizsgált tárgy felszínének meghatározott területét, majd az elektronsugár és a tárgy kölcsönhatásából származó jeleket erre alkalmas detektorokkal érzékeli, és feldolgozás után, az elektronsugár mozgásával szinkronizálva képileg megjeleníti.

Az elkészített elektromosan nem vezető szálakat vizsgálat előtt igen vékony aranyréteggel szokás bevonni. Erre azért van szükség, mert a szokásos gyorsítófeszültségek esetén – különösen 10 kV felett – a nem vezető mintákból kevesebb elektron lép ki, mint amennyi a felszínre érkezik, ami a minta negatív feltöltődéséhez vezet [25]. A felületi bevonat célja, hogy a mintát egyenletesen földelté tegye, ezáltal elvezetve a fölösleges elektronokat. A felületkezelési eljárás magas minőségű vákuumban történik egy speciális berendezéssel, amit a 8. ábra mutat. Az eljárások egy részében egy vezető fémot hevítünk párolgási hőmérsékletéig és az így elszakadt részecskék a minta felületén kondenzálódva alakítják ki a kívánt réteget. A másik gyakran használt eljárás a porlasztás, amit szintén vákuumban végeznek. Ennél az eljárásnál pozitív ionokkal bombázzák a negatív töltésű porlasztani kívánt fémot ezáltal plazmakisülések jönnek létre, amik atomokat szakítanak ki a vezetőből és a bevonni kívánt mintán kondenzálódhatnak [26].



8. ábra A felületi réteg létrehozásához használt vákuum párologtató. a) A szerkezet sematikus rajza és részei [26], b) A Polimertechnika Tanszék T épületében található aranyozó berendezés, amit a kísérletek során használtam

2.5.3 Nyúlásmérő nanoszálak anyagai

A nagy rugalmasság elérése érdekében az irodalomkutatás során talált munkákban leggyakrabban termoplasztikus elasztomerekből (TPE) készítették nanoszálakat. Ezek a polimerek olyan, általában kétfázisú anyagok melyek egy kristályos és egy elasztomer fázisból állnak. Az ilyen anyagokban térhálós szerkezet kialakításában nem első, hanem másodrendű kémiai kötések vesznek részt, mint a hidrogénkötés dipól-dipól interakciók vagy van der Waals kötések [27]. Az így kialakult fizikai térháló csökkenti ezen anyagok kúszási hajlandóságát, ám a klasszikus elasztomereknél tapasztaltakhoz képest ez még mindig jelentős. Ennek oka, hogy a másodrendű kötések általában kettő, de legalább egy nagyságrenddel gyengébbek, mint a nem termoplasztikus elasztomereknél tapasztalt kovalens kötések. Ezen anyagok feldolgozása során két anyagtulajdonságot befolyásoló hőmérsékletet kell figyelembe venni. Az alacsonyabb küszöbérték alatt a szegmensek mozgása megszűnik, míg a magasabb határérték felett a másodlagos kötések felbomlanak. Ennek a következménye – mint azt a nevük is mutatja – hogy megömleszthetők, így akár fröccsöntéssel vagy extrúzióval is feldolgozhatók. A dolgozat szempontjából jelentős, hogy a másodrendű kötéseknek köszönhetően ezen anyagok oldatba vihetők és az oldószer elpárolgása után újra

térhálós anyagként képesek viselkedni. Ennek köszönhetően ez az anyagcsoport alkalmas egyéb kémiai átalakítás nélkül elasztikus tulajdonságú polimerek előállítására elektro-szálképzés útján.

A termoplasztikus elasztomerek közül a nagyobb műszaki jelentőséggel rendelkező csoportok közé tartoznak a sztirol-butadién és éter-észter elasztomerek és szegmentált poliuretánok [28]. Az irodalomkutatás során talált cikkekben ritkán specifikálják a felhasznált TPE-k típusát. A poli(sztirol-izobutilén-sztirol) (SIBS) egy termoplasztikus elasztomerként viselkedő biostabil triblokk kopolimer, amelynek mechanikai tulajdonságai a szilikongumi és poliuretán közt helyezkednek el [29]. Emellett hemo- és biokompatibilis, így orvostechikai alkalmazásokban népszerű, többek közt gyógyszerkibocsátó sztentekben használják. Tipikus paramétereit az 1. táblázat – SIBS paramétereit foglalja össze.

1. táblázat – SIBS paramétereit [30]

Shore keménység	30A-60D
Sztirol mól%	5-50
Szakítószilárdság [MPa]	10-30
Szakadási nyúlás [%]	300-1100
Átlagos molekulatömeg [g/mol]	60-150 ezer
Polidiszperzitás [M_w/M_n]	1.2-2.1

Az anyagot biokompatibilitása, mechanikai tulajdonságai, valamint Tanszéken való elérhetősége miatt választottam a dolgozatban szereplő kísérletekhez. Korábban SIBS felhasználásával 20 kV-on 15%-os koncentráció mellett (%w/v) óránként 0,4 mL térfogatárammal 100 mm-es kollektor távolsággal végeztek elektro-szálképzési kísérleteket [30]. A tanulmányban atomerőmikroszkóppal vizsgálva meghatározták a szálak mechanikai paramétereit, a szálak 300%-os nyúlásig nem szakadtak el.

SIBS-et apoláris oldószerekkel oldhatjuk fel, mint például tetrahidrofuran (THF), toluol, metilciklohexán, ciklopentán [29]. Az oldószer kiválasztása során figyelembe kell venni azok forráspontjait, hiszen a túlzott vagy nem elégséges párolgási ütem esetén nem lehet nanoszálakat létrehozni. Szintén fontos szerepet játszik az oldószer viszkozitása, hiszen hatással van a Taylorkúp kialakulására. Az oldószerek paramétereit a 2. táblázat tartalmazza

2. táblázat Gyakran előforduló apoláris oldószerek tulajdonságai [31]

Név	Összetétel	Forráspont [°C] (ICSC)	Dinamikai viszkozitás 20°C-on [mPa · s]
ciklopentán	C ₅ H ₁₀	49,2	0,44
THF	(CH ₂) ₃ CH ₂ O	66	0,5
toluol	C ₆ H ₅ CH ₃	110,6	0,59
metilciklohexán	C ₆ H ₁₁ CH ₃	101	0,734

SIBS alapú vezető szálakat korábban toluolból állítottak 13 tömegszázalékos polimerkoncentráció mellett. Az elektro-szálképzési eljárás során tisztán és 0,3 tömegszázalék egyfalú szén nanocső (single walled carbon nanotubes, SWCNT) hozzáadásával állítottak elő nanoszálakat. Kísérleteztek alacsonyabb polimer koncentrációkkal, ahol 5 és 9 tömegszázalékhoz (m%) adtak hozzá SWCNT-ket. Ebben az esetben szálak helyett csak cseppek képződtek. A vezetőképesség SWCNT-k alkalmazásával 0-ról 95 mikro S/cm- re nőtt [32].

2.6 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 az 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 csillapítóképességgel rendelkezik. Hátránya viszont az erősen nemlineáris dinamikus viselkedés. Ez visszavezethető a belső csőben lévő áramlásokra, a 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 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. Mivel a folyadékok összenyomhatatlanok, így nem viselkednek energiatárolóként, ennek következtében a hidraulikus McKibben mesterséges izmoknak a hatékonysága csaknem kétszerese a pneumatikus társainak [33]. Folyadékok munkaközegként való használatával a szakirodalomban kevésmunka foglalkozik, és ezeknél az alkalmazásoknál is energiaigényes és nehéz hidraulikus pumpákat használnak.

A dolgozat egyik fő fejlesztési iránya ennek következtében a hidraulikus munkaközeg használatát lehetővé tevő zárt – külső pumpát nem igénylő – rendszer kialakítása, és a rendelkezésekre álló gépekkel történő tesztelése volt. A kísérleteim során munkaközeg tulajdonságai közül csak az összenyomhatatlanságot használtam ki, így vízzel működtettem az aktuátoraimat. Implantológiai alkalmazások esteén az ideális munkaközeg izotóniás sóoldat lenne, hiszen egy esetleges tönkremenetelnél ez a szervezetben nem okozna károkat. A dolgozat során a mesterséges izmokat kereskedelmi elérhető anyagokból állítottam elő. Az irodalomkutatás során nyomáscsatlakozók és záródugók kialakítások közt nem találtam egységes kialakítást, és hazai kereskedelmi forgalomban sem volt kapható olyan alkatrész, ami alkalmas lenne a szálak befogására is, úgyhogy a dolgozatban ezek fejlesztése és tesztelése is céljaim közé került.

Az irodalomkutatás során láthattuk, hogy a mesterséges izmok esetén a belső cső alakváltozásának jelentős szerepe van. Ennek pontosabb vizsgálata érdekében az általam létrehozott koncepciót jövőbeli kutatásokban ezek mérésére alkalmas szenzorokkal szeretném kiegészíteni. A rugalmas nyúlásmérő szenzorok irodalma láthatóan gyorsan növekszik, azonban eddig kevés átfogó írás született. A nanoszálak nyúlásmérő szenzorként történő alkalmazására voltak kísérletek, azonban az elektro-szálképzés nehéz reprodukálhatósága miatt ezen a területen további kutatások szükségesek. Az alapanyagokat áttekintve a termoplasztikus elasztomer mátrix tűnt a leginkább ideálisnak ezért a dolgozat során SIBS alapanyagból tettem kísérletet nanoszálak előállítására. Ezek a kísérletek megalapozhatják a hosszabb távon célként kitűzött nyúlásmérő szenzorként való alkalmazásokat. A stabil szálképzés egy alapvonalat biztosítana a dolgozat folytatásaként elektromosan vezető szálak létrehozásához, amelyeken méréssel ellenállás karakterisztikát lehetne meghatározni.

3 Vizsgálati anyagok és módszerek

Ebben a fejezetben a kísérletek során felhasznált anyagokat, módszereket és eszközöket írom le. Bemutatom továbbá az általam fejlesztett alkatrészeket és a méréshez szükséges összeállításokat. A dolgozatban a McKibben féle mesterséges koncepciójából indultam ki (3. ábra) és az ott megismert szerkezetet reprodukáltam. Az izom megvalósításához kereskedelmi forgalomban kapható szilikoncsövet és PET erősítőstruktúrát használtam. A dolgozat során azt az egyedi megközelítést vizsgáltam, hogy az irodalomkutatásban túlnyomó többségét adó pneumatikus munkaközeget, amik nyomását általában kompresszorokkal állítják elő, egy zárt rendszerű, kézzel működtethető hidraulikus összeállítással helyettesítem.

A nyúlásmérő szenzorok kialakításához a jövőbeli kutatások során egyfalú szén nanocsöveket (SWCNT-eket) tervezek keverni ezáltal javítva a szálak vezetőképességét. A nanoszálak nyúlásmérő képességét a hosszváltozásuk során megváltozott ellenállásuk adná. A szálakat egy rugalmas textília felületére szeretném gyűjteni, és méretre vágásuk, valamint a két végükön lévő elektródák vezetőragasztóval való rögzítése után jelfeldolgozó egységgel kiegészítve tudnám szenzorként használni őket. A távlati cél első lépéseként a dolgozat során alapanyagot választottam, valamint elvégeztem az első szálképzési kísérleteket, amelyek alapot adnak a dolgozaton túlmutató kutatásaimnak.

3.1 Oldatkészítés

Az oldatkészítéshez SIBS-et (Kaneka, SIBStar 062T [34]) használtam, amelyet a megfelelő párolgási sebesség elérésének érdekében kétféle apoláris oldószer keverékében – THF-et és toluolt (Molar Chemicals Kft.) – oldottam fel. A megfelelő koncentráció megtalálása érdekében irodalmi eredményeket, valamint egy koncentrált oldat *in-situ* hígítását alkalmaztam. Az oldatokat PP mintatartókba helyeztem, adagolásuk pipettákkal történt, tömegüket digitális, kisebb minták esetén analitikai mérleggel ellenőriztem. Az elsődleges kísérletek során.

Az első elektro szálképzési kísérletekhez tetrahidrofurán (THF) és toluol 95:5 tömegszázaléknyi keverékében oldottam fel 20 tömeg százaléknyi SIBS-et. A kísérlet célja a géppel való megismerkedés és egy referenciamérés elkészítése volt. Az oldatot rázóasztalon 3 órán keresztül homogenizáltam.

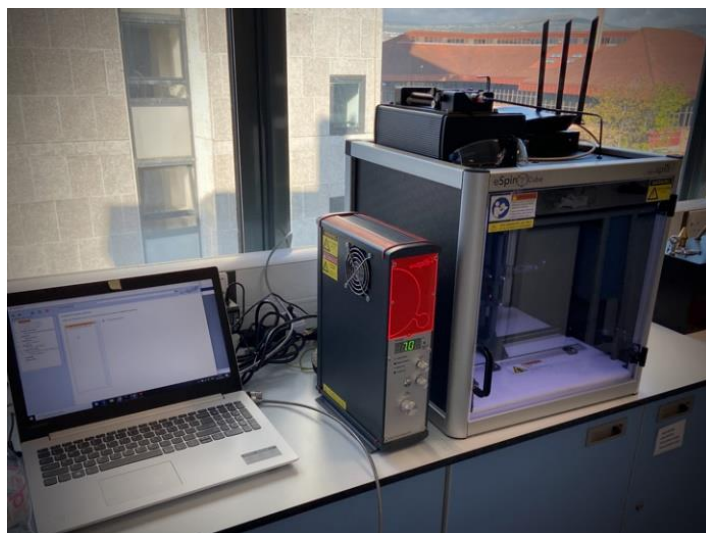
Az első elektro-szálképzési kísérletek során a feszültséget 5 és 20 kV míg a térfogatáramot 100 és 10 μL között változtattam, 22 °C-os hőmérséklet és 40%-os relatív páratartalom 20 cm szálképző-szálgyűjtő távolság mellett. A kísérlethez 3 mL-es fecskendőbe szívtam fel az oldatot.

A gyors párolgás elkerülése érdekében a második mérési sorozathoz egy hígítási sor előállításához összesen 12 g oldatot kevertem be (SIBS (25 m%), THF (37,5 m%) toluol (37,5 m%)). Ebben az oldatban 7,5 m% SIBS tartalom megtartása mellett, *in situ* hígítva a THF vagy a toluol arányát akár 81,25 m% határig tudjuk növelni. A mintát 5 órán át rázóasztalon homogenizáltam.

3.2 Szálképzés és annak vizsgálata

A szálképzéshez a Spinsplit Kft. SpinCube horizontális elrendezésű elektro-szálképző berendezését használtam (9. ábra). A berendezés tápegységének maximális feszültsége 40 kV, a zárt kamra belső méretei 45x45x42 cm. Az oldat egyenletes áramlását egy SpinPump (Spinsplit Kft. 0.06 μL -4.5 mL /perc) pumpa biztosította.

A kísérletek során a pumpa HydroDrive (Spinsplit Kft) rendszerrel volt kiegészítve. Ez a modul lehetővé teszi, hogy a pumpa ne közvetlenül a prekurzort tartalmazó fecskendő nyomja, hanem egy hidraulikus dugattyúpáron keresztül csatlakozzon hozzá. Ennek előnye, hogy a prekurzort sokkal rövidebb szakaszon kell keresztüláramoltatnunk, mivel a fecskendőt közvetlenül a szálképző mögött helyezhetjük el. A szálképzés során keletkező holt térfogat így minimális lesz és a berendezés tisztítása is könnyebb. A kísérletek során gauge 1/18” -as tűt használtam (külső átmérő 1.27 mm belső átmérő 0.838 mm). A berendezés el van látva egy 1.3 MP-es monokróm kamerával, amely 30 FPS sebességgel valós időben megfigyelhetővé teszi az szálképző kapilláris tű végén kialakuló Taylor kúpot. A szálképző berendezés a Spinstudio szoftver használata segítségével teljes egészében digitálisan kezelhető, ezen keresztül a szálképzést befolyásoló összes paraméter állítható, valamint a kamera képe és a szenzorok (nyomásmérő a hidraulikus rendszerben, hőmérséklet, relatív páratartalom) adatai valós időben követhetőek.



9. ábra A szálképzéshez használt berendezés – a kamrától balra a tápegység látható, tetején lévő fekete doboz pedig a pumpa, a mellette lévő laptopról vezérelhető az egész rendszer

A szálképzés egy 20x20 cm nagyságú sík kollektorra történt, a minták könnyű eltávolíthatósága érdekében a kollektorra alumínium fóliát rögzítettem és azokon fogtam fel a szálakat. A kísérletek során használt tápfeszültség 11 kV volt, a szálképző és szálgyűjtő távolsága 15 cm volt, a térfogatáramot $10 \frac{\mu\text{L}}{\text{perc}}$ és $50 \frac{\mu\text{L}}{\text{perc}}$ közt változtattam.

A szálképzési kísérletek eredményeinek kiértékelése során az alufólián összegyűjtött mintákat a tanszéken található JEOL JFC-1200-as finombevonó segítségével 45 másodpercen át 10 Pa nyomáson vékony aranybevonattal láttam el, majd a JEOL JSM 6380LA típusú pásztázó elektronmikroszkóppal 5kV gyorsítófeszültség mellett 500- és 1000- szeres nagyítás mellett vizsgáltam.

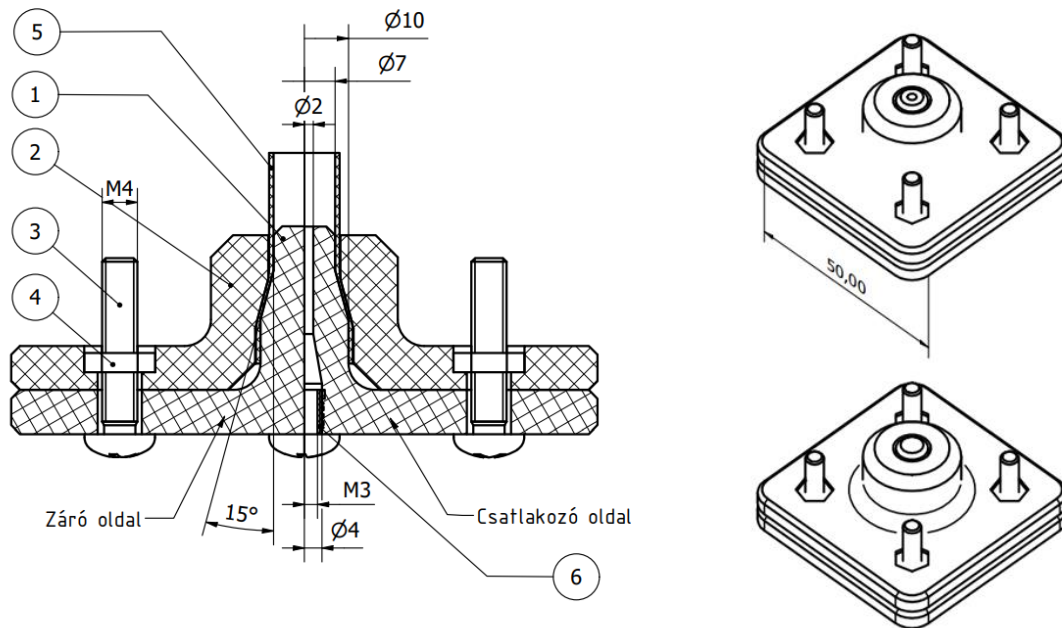
3.3 Tervezési feladatok

A dolgozat során számos tervezési feladatot kellett elvégezni, ideértve az egyedi alkatrészek, valamint a kísérletek megtervezését.

3.3.1 Záródugó

A kísérletek során folyadék munkaközeget – közönséges csapvizet – alkalmaztam, amelynek nyomása alkalmanként a 8 bar-t is meghaladta. A nagy nyomás melletti tömítettségnek biztosításához az elasztomer cső rugalmas tulajdonságai és légtechnikában szokatlan méretei miatt (7mm belső átmérő) kereskedelmi forgalomban nem találtam megfelelő alkatrészeket ezért egyedi záróelemeket terveztem. A kialakítás során fontos szempont volt a könnyű szerelhetőség, valamint a szakítógéphez való befoghatóság hiszen enélkül a mérések reprodukálhatósága nem lehetséges.

Ahogy a 10. ábra is látható, a tömítést a két kúpos kialakítás összezárása miatt a szilikon csőben létrejövő rugalmas alakváltozás okozza. A nyomásforráshoz való csatlakozás érdekében az egyik záróelemen furatot helyeztem el, amelynek végében M3-as menetperselyt helyeztem el.



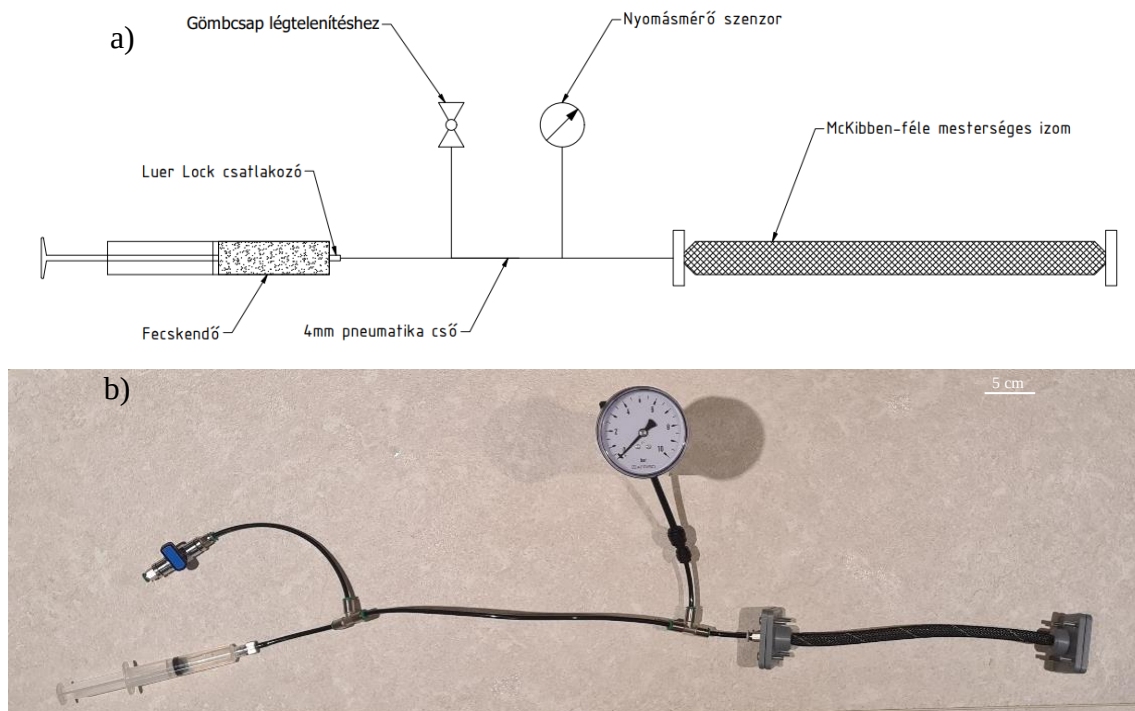
10. ábra A kísérletek során használt záródugó kialakítások. A metszet jobb felén látható kialakítás egy átmenő furattal és egy M3-as menetpersellyel van ellátva (6). A zárás mechanizmusa az, hogy a dugó (1) és ellentartó (2) kúpos kialakítása plasztikus deformációra kényszeríti a befogott elemeket (5). Az erő a 4 csavarral (3) és anyával (4) állítható. A jobb oldalt felül az átmenő furattal rendelkező összeállítás, alul a furat nélküli verzió látható

A záróelemek méretezésének ellenőrzését végelem analízissel ANSYS Workbench-ben végeztem, a minimális biztonsági tényező 500 N terhelés mellett 3 volt. A magas biztonsági tényező oka, hogy az alkatrészeket 3D nyomtatással (Prusa i3 MK3S+), PLA filamentből (3DJake, EcoPLA 1.75 mm) készítettem el. Az első prototípusokat 0.3 mm-es rétegvastagsággal végeztem, azonban nagyobb nyomásnál a rétegek közt szivárgást tapasztaltam. Ennek megelőzésére a rétegvastagságot 0.15 mm-re módosítottam, ezzel sikeresen biztosítva a teljes tömítettséget gázok és folyadékok esetén egyaránt. A kitöltési tényező mindkét esetben 30%-volt, 6 peremréteget alkalmazva. A nyomtatás során támaszanyagra a kis szögű alámetszések miatt nem volt szükség.

3.3.2 Fluidika rendszer

A mesterséges izom működtetéséhez szükséges nyomást hidraulikus úton, egy fecskendő segítségével biztosítottam. A 10mL űrtartalmú fecskendőt menetes luer-lock (ISO 80369) csatlakozóval kötöttem a 4 mm átmérőjű pneumatika csőhöz. Az átmenő furattal rendelkező záródugó menetperselyébe egy dugaszolható csatlakozót (4 mm/ M3-as menet) helyeztem, melynek a vállán található O-gyűrű biztosította a tömítést.

A rendszer légtelenítése egy T elemen keresztül csatolt gömbcsappal volt lehetséges. A rendszerben létrejött nyomás mérése érdekében egy másik T idomon keresztül nyomásmérő szenzort (Afriso RF63 méréstartomány: 0-10 bar, felbontás: 0,1 bar) csatlakoztattam. A fluidikai rendszer sematikus rajza és a megvalósult összeállítás a 11. ábra látható.

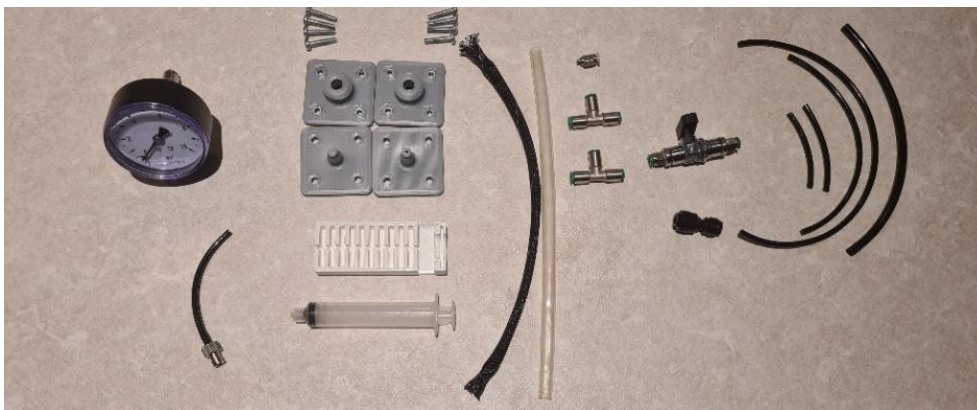


11. ábra a) Az ábrán a sematikus fluidikai rajz látható míg b) a fizikai megvalósítást mutatja

3.4 Mesterséges izom előállítás

A dolgozatban általam létrehozott mesterséges izmokat és a hozzájuk tartozó fluidikai rendszer elemeit kereskedelmi forgalomban kapható, valamint egyedi gyártású alkatrészekből készítettem el.

A belső nyomástartó cső 8 mm-es külső átmérővel és 0,5 mm-es falvastagsággal rendelkezett, és ShA 60 keménységű szilikonból készült (Bondex Kft.). Az nyomástartóra elhelyezett erősítőstruktúra egy 8 mm-es belső átmérővel rendelkező fonatolt polietilén-tereftalát kábelvédő volt (Conrad Electronic).



12. ábra fotó a mesterséges izom összeállításához szükséges elemekről

3.4.1 Anyagjellemzők vizsgálata

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

A kísérletek során egy Zwick Z020-as szakítógépet (Ulm, Németország) használtam, egy GTM típusú erőmérőcellával (mérés határ 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.

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 anyagtakarékoság érdekében a konstrukcióban használt 300 mm helyett 200 mm-nek választottam.

A szilikon cső mechanikai tulajdonságai közül számomra a szakadási nyúlása volt, hiszen az (1)-es összefüggés szerint ez határozza 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.

3.4.2 Hidraulikus mérések

A mesterséges izmok által kifejtett erőt, valamint az erő hatására létrejövő elmozdulásukat szintén szakítógéppel mértem (Zwick Z005, GTM típusú erőmérőcella, mérés határ 10 kN). A méréshez és kiértékeléshez használt szoftverek azonosak voltak az anyagvizsgálati módszerekkel bemutatottakkal.

A kísérletek előtt a mesterséges izmot feltöltöttem vízzel, és a 11. ábra látható gömbcsapon keresztül légtelenítettem. A 10mL-es fecskendőből folyadékot a rendszerbe nyomva tudtam a mesterséges izmon belső térfogatát állítani. A dolgozat során ezért a fecskendőből a rendszerbe juttatott térfogatra többlettérfogatként hivatkoztam. Annak érdekében, hogy a vizsgálatok során ne kézzel keljen a fecskendő dugattyúját nyomás alatt tartanom, és pontosabb legyen az izomba juttatott térfogat mértéke, a 13. ábra látható alkatrészt terveztem meg. Az alkatrészen kialakításra került egy horony, ahova a fecskendő újramasztó gyűrűjét helyezhetjük, valamint ezen kívül a rendelkezésre áll 11 felület, ahol a fecskendő dugattyúja felütköztethet. A felületek távolságai úgy lettek meghatározva, hogy a köztük lévő elmozdulás 1 mL térfogatváltozásnak feleljen meg. A 11 felületen így tetszőlegesen tudtam 0 és 10 mL közt állítani a többlettérfogatot.



13. ábra – Az általam tervezett állandó térfogatot biztosító 3D nyomtatott alkatrész. A képen látható konfiguráció 4 mL többlettérfogatot eredményez.

A mérés során az izmokat az ékpályás befogóval rögzítettem a záródugók sík lapjához való hozzáfeszítéssel. A vizsgálatnál 1 N előterhelést 50 mm/perc sebességet és 100 N-os méréshatárt alkalmaztam. A szakítógépes méréseknél 5 mL többlettérfogat mellett nagyobb erőkkkel, 250 N-nal is végeztem kísérletet, ám a szerkezet 200 N környékén kicsúszott a befogásból. így a biztonságosabb befogás érdekében szélesebb körben csak 100 N-nal végeztem méréseimet.

A kísérletek során a rendszerben fellépő méréseket a 11. ábra szereplő nyomásmérőről olvastam le (Afriso RF63 méréstartomány: 0-10 bar, felbontás: 0,1 bar).

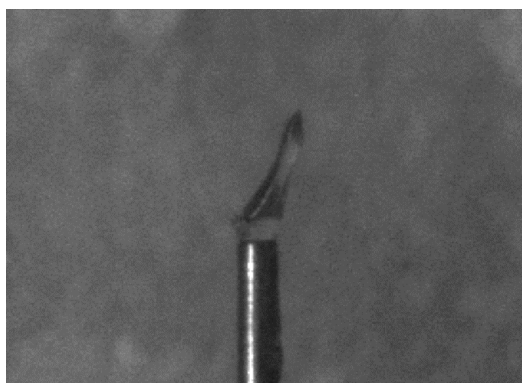
4 Kísérleti eredmények

Ebben a fejezetben bemutatom az elektro-szálgyártási kísérleteket, az eljárással előállított minták vizsgálatát, valamint a mesterséges izmokon végzett hidraulikus méréseket.

4.1 A megfelelő koncentráció megtalálása

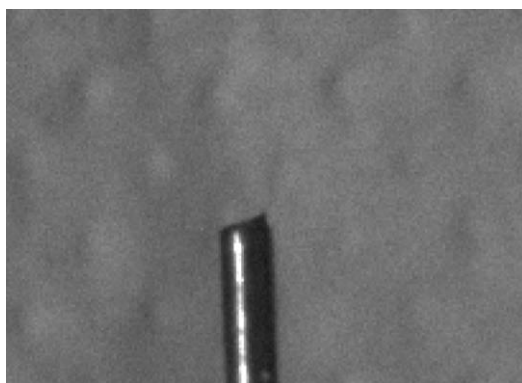
Az első kísérletek során az oldószer párolgása túl gyorsan megtörtént, így nem alakult ki stabil Taylor kúp, a kamera képén az oldat „bőrösödése” volt megfigyelhető. A jelenség a relatív páratartalom 100%-ig való fokozatos növelése mellett is jelen maradt, így értékelhető mintát nem sikerült ebből a kísérletsorból készíteni, így a második mérési sorozathoz a 3.1 fejezetben leírtak szerint hígítási sort készítettem.

A koncentráltabb oldatoknál ismét a túlzott párolgás jelensége volt megfigyelhető, úgyhogy a szálképző-szálgyújtó távolságot 15 cm-re redukáltam és az oldatot toluollal kezdtem fokozatosan hígítani. Az eredeti oldathoz toluolt adva a SIBS koncentrációt 20 m%, 15 m% és 10 m%-ra csökkentettem. A hígított oldatokkal alacsony 10 μL es térfogatárammal kezdtem szálképzésbe, a feszültséget 7.5 és 20 kV közt változtatva. Az 20 m%-os oldat esetén a szálképzés nem volt sikeres, minta a lefejtés során apró darabokra esett szét és a tű végénél a 14. ábra látható beszáradás-közei állapot még mindig fennállt.



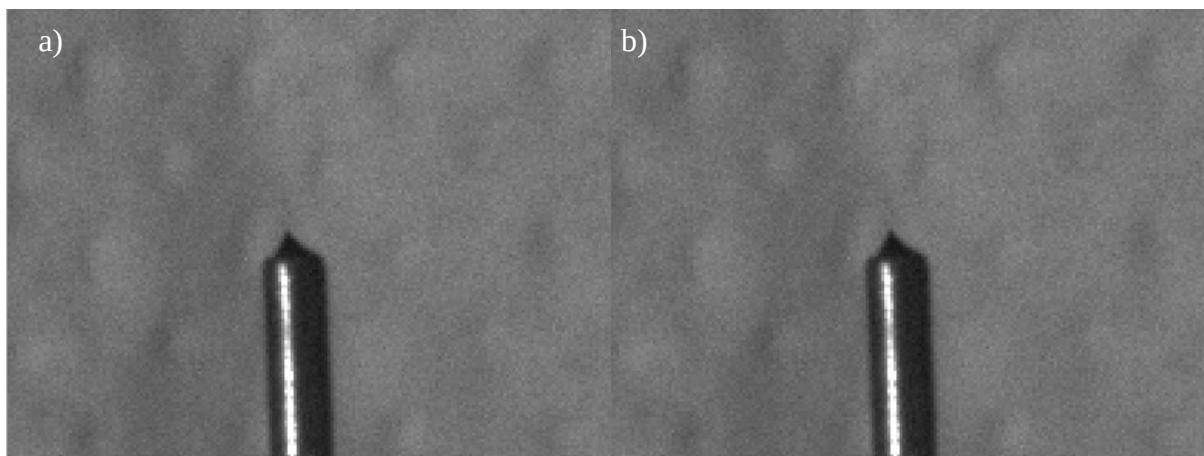
14. ábra – Beszáradt oldat az emitter tű végén. A képen látható tű külső átmérője 1.27 mm.

A 15 m%-os oldat jobb eredményeket hozott, sikerült egybefüggő réteget gyűjteni, azonban a Taylor kúp nem volt stabil, a 20 m%-os ábrához hasonló hosszú nyúlvány alakult ki, amelyen a kilépési pontok helye gyorsan változott így megfelelő képeket nem tudtam róla készíteni. A 10 m%-os oldat hozta a legjobb eredményeket, a 15. ábra látható Taylor kúp alakult ki egy darab stabil kilépési ponttal.



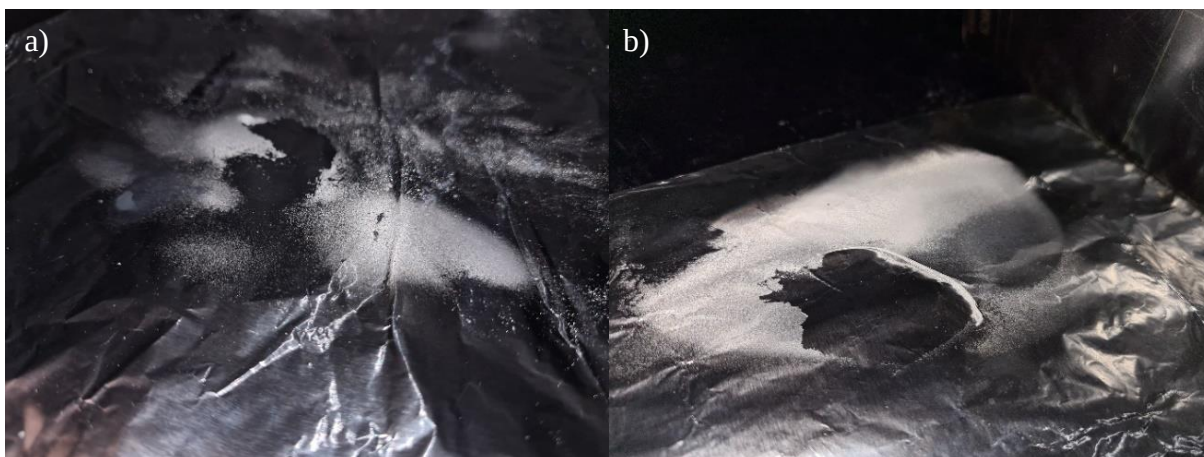
15. ábra – 10 m% oldatnál kialakuló Taylor kúp alacsony (10 μL térfogatáramnál) A képen látható tű külső átmérője 1.27 mm.

A térfogatáram növelésével a Taylor-kúpot sikerült nagyobbá és centralissá tenni az erről készültképeket a 16. ábra mutatja.



16. ábra Taylor kúp a) 20 µL/perc b) 50 µL/perc. A képen látható tűk külső átmérője 1.27 mm.

Az alumínium fóliákon összegyűlt két sikeres mintát a 17. ábra mutatja be, amiken látszanak a lefejtési kísérletek is.



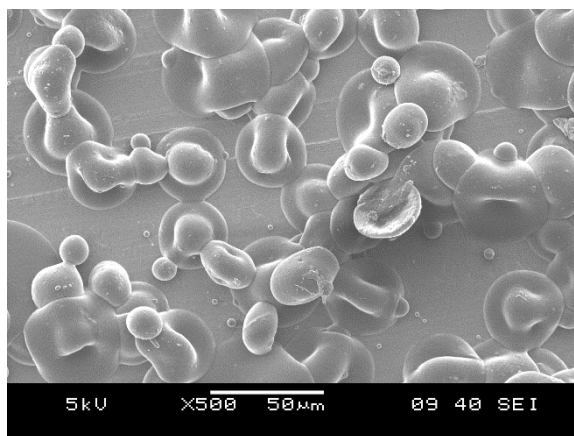
17. ábra - Kísérleti minták a) 15 m%-os oldat - inhomogénebb lerakódás, lefejtésnél hamar szétszakad a minta b) 10 m%-os oldat viszonylag homogén lerakódás, a fóliáról lefejtve is egyben marad a struktúra

Látható, hogy a 15m%-os oldat esetén a minta a lefejtés során hamar apró darabokra szakad, azonban a 10%-os minta esetén viszonylag homogén a lerakódás amit csipesszel egybe le lehetett fejtetni.

4.2 Pásztázó elektronmikroszkópia

A pásztázó elektronmikroszkópiával a 10, 12.5, 15 és 17.5 m%-os oldatokból képzett mintákat vizsgáltam.

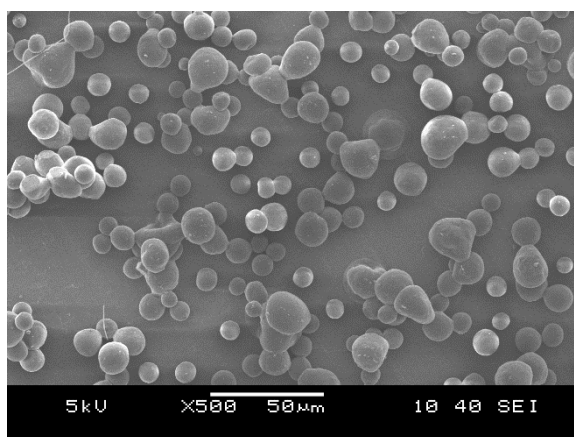
Az 10 m%-os minta elektronmikroszkópos vizsgálat során (18. ábra) látható, hogy cseppek képződtek, amik mintha egybefolyának.



18. ábra 10 m%-os SIBS oldattal végzett szálképzési kísérlet

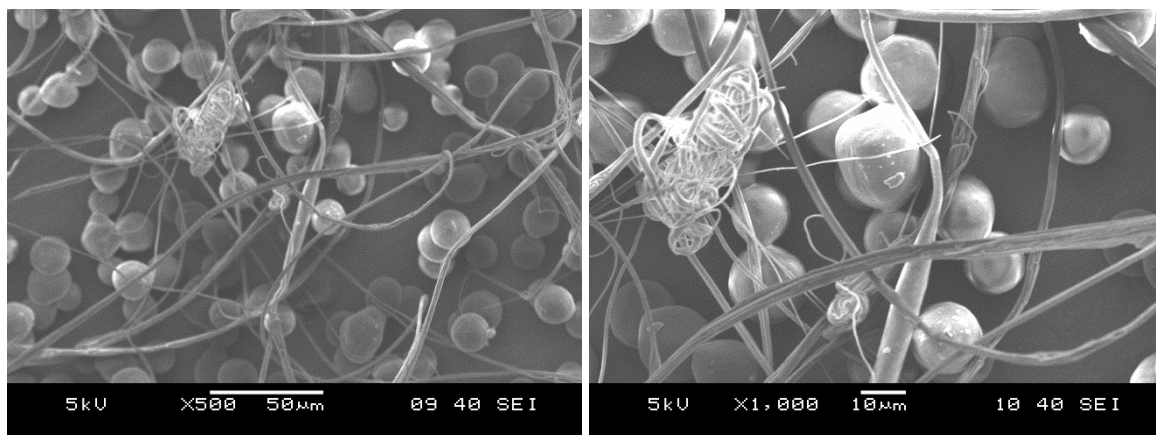
A cseppek képződésének oka az lehet, hogy az oldat viszkozitása túl alacsony volt és a szálak nyúlás közben szétszakadoztak. A szakirodalomban néha szándékosan előidézik ezt a jelenséget, amit electrosprayingnek, magyarul elektrosztatikus porlasztásnak neveznek. Az egybefolyás oka az oldószer elégtelen párolgására utal. Az oldat többi összetevője 75 m% toluol és 15% THF volt, így a lassabb párolgás várható volt a toluol magasabb forráspontjának hatására. A párolgást próbáltam nagyobb szálképző-szálgyűjtő távolsággal elősegíteni, azonban ekkor a Taylor kúp vált instabillá és már a szálképző kapillárisvégénél láthatóan szétszakadoztak a szálak.

A 12.5 m% -os oldat esetén (19. ábra) láthatóan megszűnt a cseppek összefolyása azonban az oldat viszkozitása még mindig túl alacsony, a cseppek még mindig electrosprayingre utalnak elektro-szálképzés helyett.



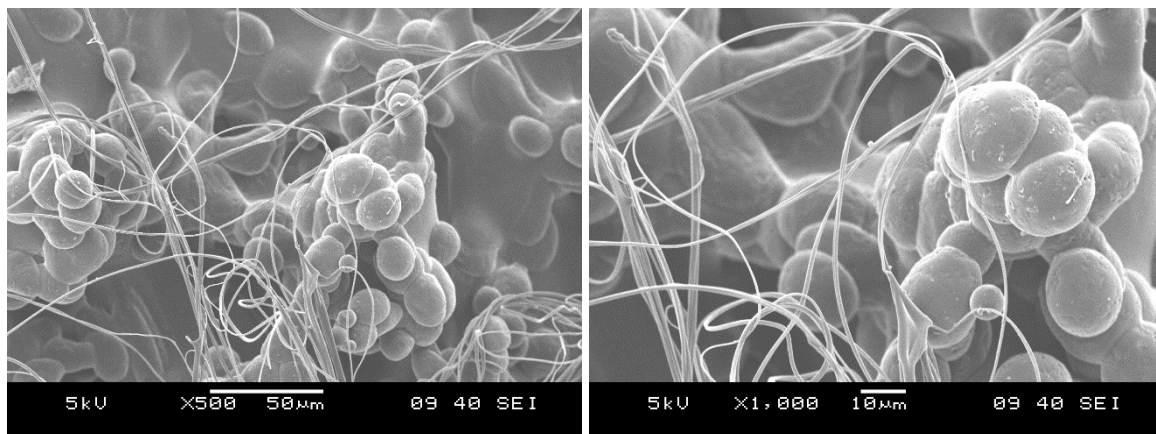
19. ábra 12.5 m%-os oldattal végzett szálképzési kísérlet

A 15 m%-os oldatokból készült minta elektronmikroszkópos képeit a 20. ábra mutatja. Látható, hogy ennél a koncentrációnál már a cseppek mellett megjelennek szálak is. A szálak átmérője nagyon széles tartományt fed le és nem egyenletesen oszlik el.



20. ábra 15 m%-os oldatból történő szálképzési kísérletről pásztázó elektronmikroszkóppal készített képek ötszáz- és ezerszeres nagyításban

A koncentrációt tovább növelve, mint ahogyan a 21. ábra mutatja a szálátmérők egyenletesebben oszlanak el. A képen különálló cseppek helyett összetapadt anyagok fedezhetőek fel. Ennek egy lehetséges oka, hogy – amint a korábbi fejezetben említettem – az oldószer túlzott illékonyasága. Az szálképző kapillárisnál beszáradások jönnek létre, amik időnként teljesen elzárják a szálképzés útját. A rendszerben felépülő nyomás és az elektrosztatikus erő együttes hatása ezután megtöri a beszáradt felszínt és a letört darab a kollektorra kerül. A beszáradás után rövid, de nem állandó ideig szálképzés történik majd a folyamat kezdődik először. A problémát a relatív páratartalom és a térfogat áram növelése sem javította, így valószínűleg az oldószer koncentrációján kell változtatni.



21. ábra 17.5m%-os szálképzési kísérletről pásztázó elektronmikroszkóppal készített képek ötszáz- és ezerszeres nagyításban

Bár a szálképzési kísérletek csak részben voltak sikeresek, a fejlesztési irányokat sikerült meghatározni, és egy nagyobb viszkozitású, megfelelő párolgási sebességű oldat megtalálásával a további kutatásokban sikereket érhetek el. Az irodalmi méréseket valószínűleg azért nem tudtam reprodukálni a kísérleteim során felhasznált SIBStar 062T molekulatömege alacsonyabb volt az általuk felhasznált alapanyagokénál az alacsonyabb sztiroltartalom miatt. A nyúlásmérő szenzorok kialakításához a jövőben egyfalú szén

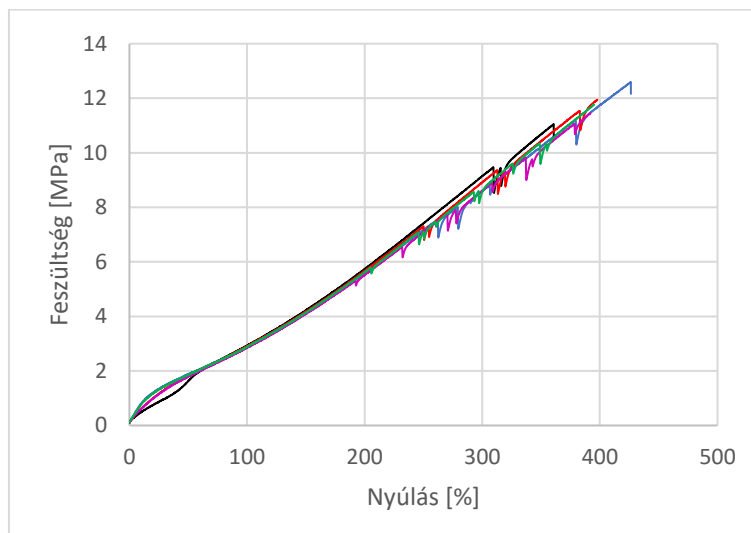
nanocsöveket (SWCNT-ket) tervezek keverni, ezáltal javítva a SIBS vezetőképességét. A leválasztott szálakat egy rugalmas textília felületére szeretném gyűjteni, és méretre vágásuk valamint a két végükön lévő elektródák vezetőragasztóval való rögzítése után tudnám szenzorként használni őket.

4.3 Mesterséges izmok anyagainak vizsgálata

A szálképzési kísérleteken túl a McKibben féle mesterséges izmok viselkedését is vizsgáltam. Ahhoz, hogy a kísérlet eredményeit össze tudjam hasonlítani a korábban felállított modellekkel, ismernem kell a szerkezet összetevőinek alapvető mechanikai tulajdonságait.

4.3.1 Szilikon cső vizsgálata

A 22. ábra mutatja be a szilikon csövek szakítódiaagramjait. 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 $394,4\% \pm 23,3\%$.



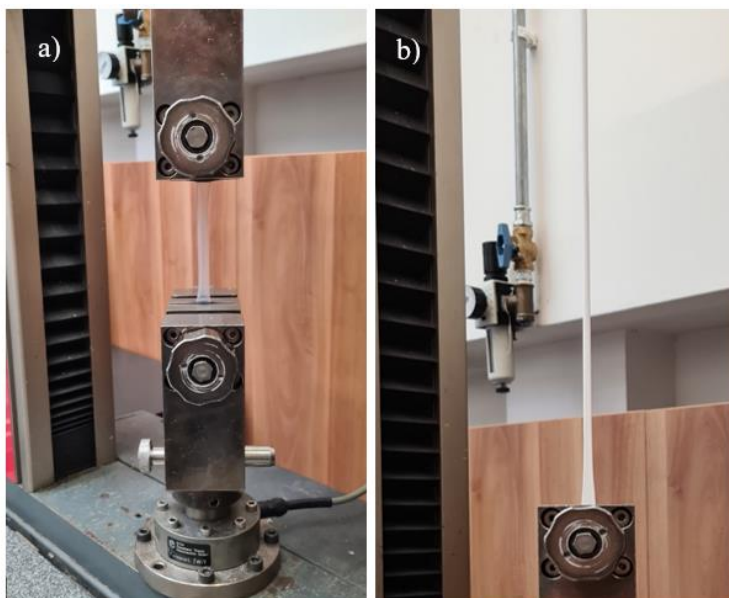
22. ábra szilikon cső szakítóvizsgálata. Az 5 mérés együtt fut, a görbén látható lokális feszültségesésekre nem találtam magyarázatot

A szakadási nyúlásból meghatározható az a minimális fonatolási szög, ami ebben az esetben a (2)-es összefüggést felhasználva (11):

$$\alpha_{min} = \sin^{-1} \left(\sqrt{\frac{3}{2}} \cdot \frac{1}{\varepsilon_{max}} \right) = 15,79^\circ \quad (11)$$

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 23. ábra mutatja. Ez a jelenség azzal magyarázható, hogy a nyúlás során az elasztomerben található inhomogenitások által okozott üregek terhelés hatására növekedni kezdenek, ezáltal megtörve a fény útját [35]. Ezt a jelenséget kavitációnak nevezik.



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

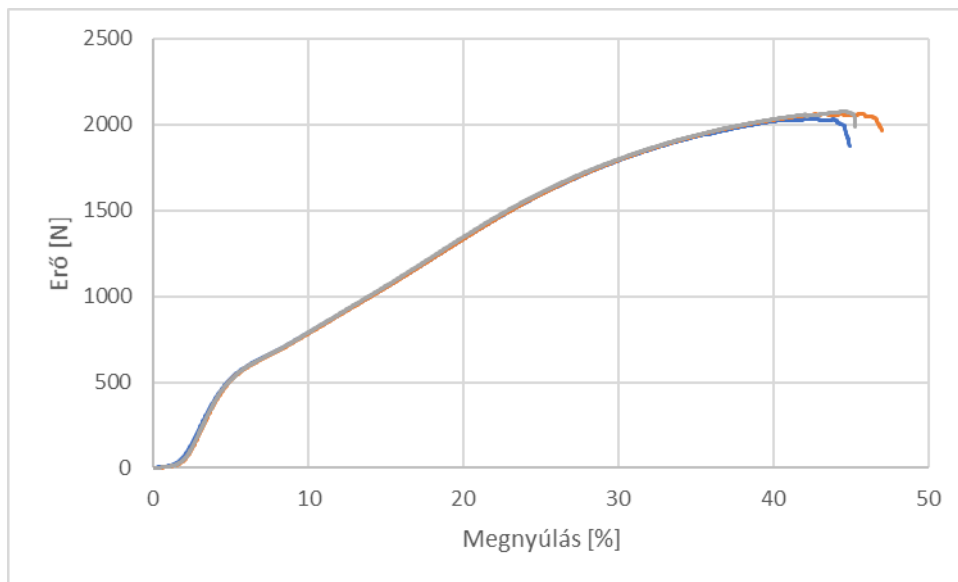
A kifehéredés egy reverzibilis folyamat, ezt igazolja, hogy az elszakított próbatestek is visszanyerték áttetszőségüket (24. ábra).



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

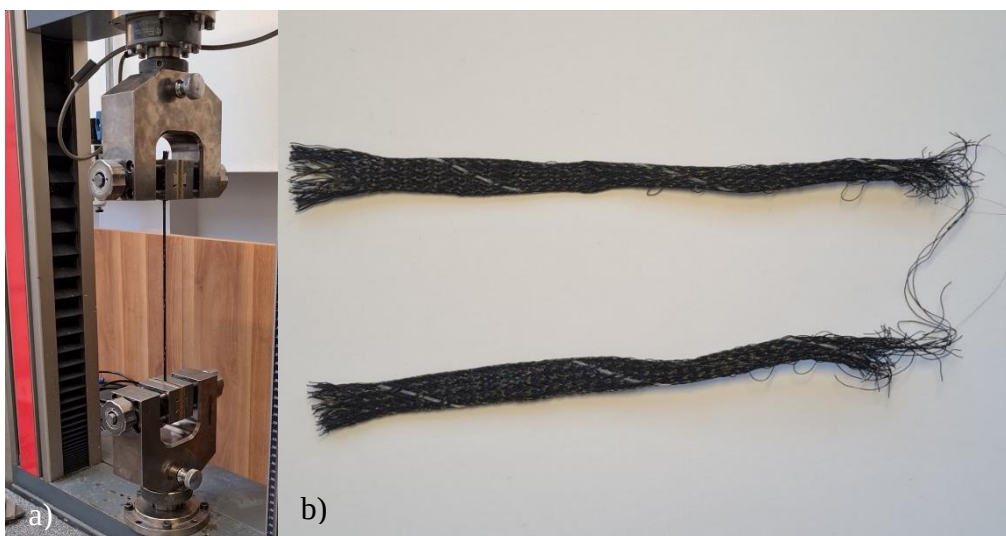
4.3.2 A fonatolt tömlő vizsgálata

A fonatolt tömlő szakítóvizsgálatának eredményeit a 25. ábra mutatja. A szakítási erő a mérések alapján 2058 ± 21 N volt. Az 5 mérésekből 2 sikertelen lett, 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.



25. ábra A fonatolt tömlő szakítóvizsgálati görbéi

A görbét elemezve láthatjuk, hogy az első szakaszban a fonatolási szög csökkenése miatt már 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. A 26. ábra a mérési elrendezés és az elszakított próbatestet mutatja.

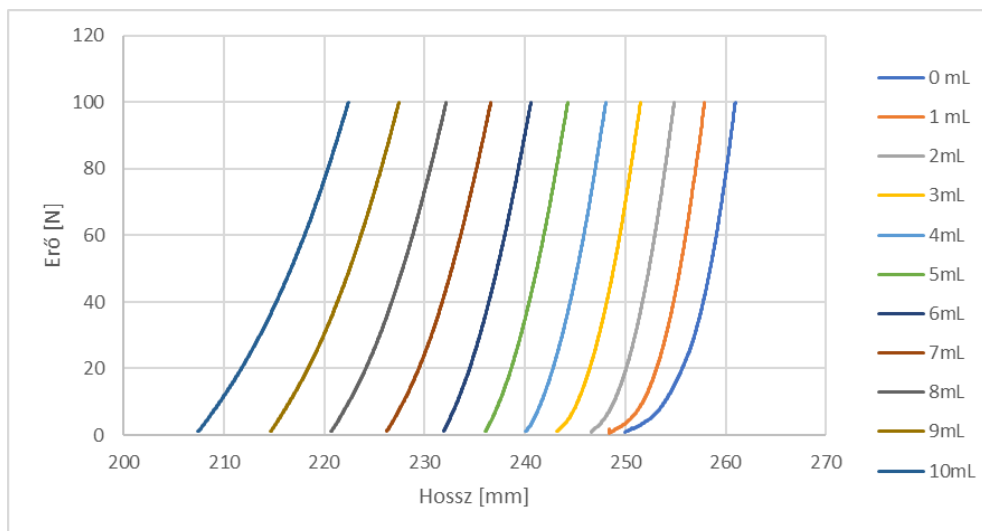


26. ábra Erősítő fonatolt tömlő szakítóvizsgálata. Az a) ábrán a mérési elrendezés látható a b) ábrán az elszakított próbatest

4.4 Hidraulikus kísérletek

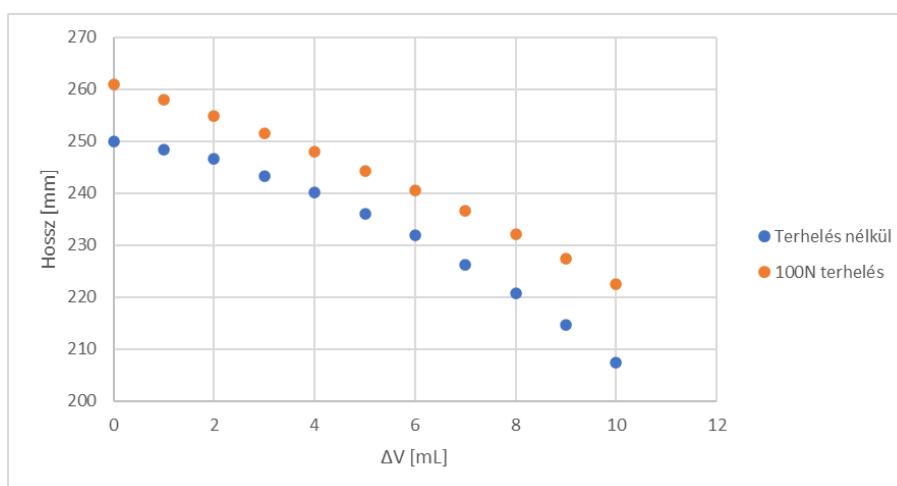
A mesterséges izmokon végzett mérések célja a hidraulikus folyadékszabályozás hatásának vizsgálata volt. A kísérletek során mértem az izom által kifejtett erőt, a rendszerben létrejövő nyomást és elmozdulást. A kísérletek során használt minta befogóval való együttes hossza 250 mm volt, a szakasz, ahol az erősítőszálak deformálódni tudtak 210 mm hosszú volt.

A mérések során 1 N előterhelést alkalmaztam és 100 N terhelésig végeztem az eredményeket a 27. ábra mutatja. Az ábrán lévő 11 görbe a mesterséges izomban elhelyezkedő többlettérfogatokhoz tartozik 1 mL-es lépésközzönként. A mesterséges izom belső térfogata nyugalmi állapotban 38,49 mL volt.



27. ábra Elmozdulás terhelés hatására különböző többlettérfogatok mellett. Az ábrán lévő 11 görbe a mesterséges izomban elhelyezkedő többlettérfogatokhoz tartozik 1 mL-es lépésközzönként

Mint láthatjuk, a fecskendőből a mesterséges izomba juttatott térfogat növelésének hatására az általános erő-elmozdulás karakterisztika jellegre nem változik jelentősen. A mesterséges izom hosszának változását a 28. ábra mutatja.

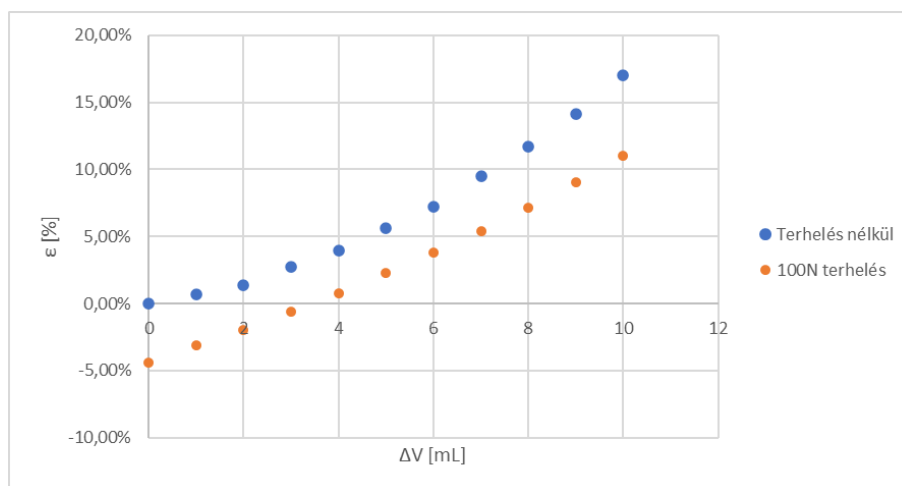


28. ábra A mesterséges izmok hosszának változása a többlettérfogat (ΔV) hatására

Megfigyelhető, hogy a terhelt és terheletlen görbe is hasonló jelleget követ, ám minden egyes egységnyi többlet térfogat hatására nagyobb megrövidülés jön létre. A nemlinearitásra a szálak elfordulásánál figyelembe veendő trigonometrikus függvények adnak magyarázatot. A

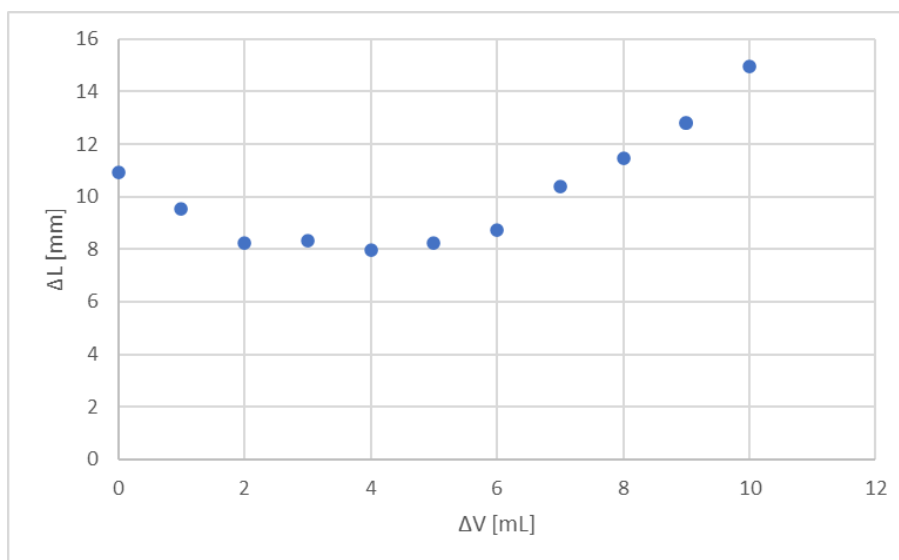
kontrakciós képességük az elmozdulás adatoknál jobban jellemzik a mesterséges izmokat és összehasonlítási alapot adnak az emberi szervezetben található párjaikkal.

A számításokhoz a szerkezet teljes hosszát vettem alapul, figyelembe véve a záródugókat, valamint az erősítőstruktúra befogott részét is. Ennek függvényében a terhelés nélküli 17,03%-os maximális kontrakció, valamint a 11,05%-os megrövidülés 100 N terhelés mellett egy rendkívül kedvező értéknek számít, hiszen ez megközelíti az emberi testben található harántcsíkolt izmok paramétereit (20-30%). A záródugón, valamint az erősítőstruktúra szálain végzett módosításokkal ezt tovább lehetne javítani, akár az emberi izmok összehúzódásánál is jobb értékek eléréséig. Az eredményeket a 29. ábra mutatja.



29. ábra Mesterséges izom kontrakciója terheletlen állapotban és 100N terhelés hatására

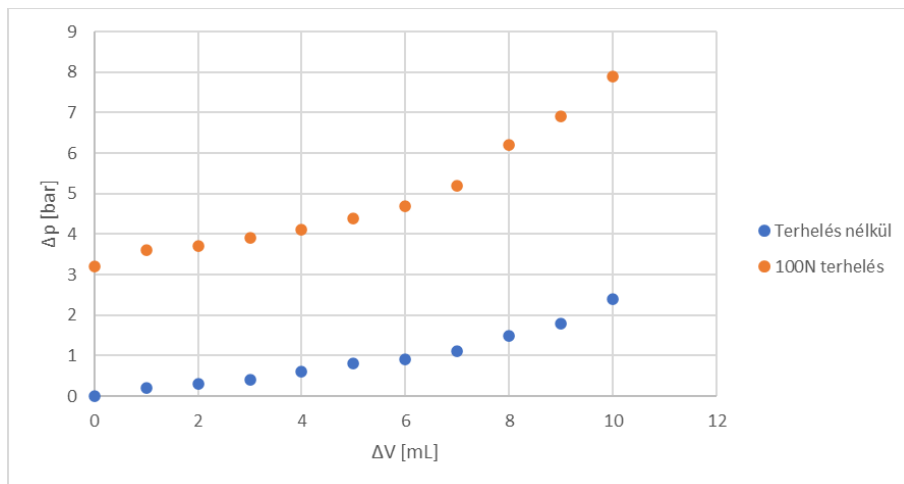
A terhelt és terheletlen pontok nem teljesen futnak együtt, hanem a köztük lévő különbség folyamatosan változik. Ezt a 30. ábra is megerősíti, ahol a hosszváltozást ábrázolom a többlettérfogat függvényében.



30. ábra Hosszváltozás a terheletlen állapot és 100N terhelés között a többlettérfogat függvényében

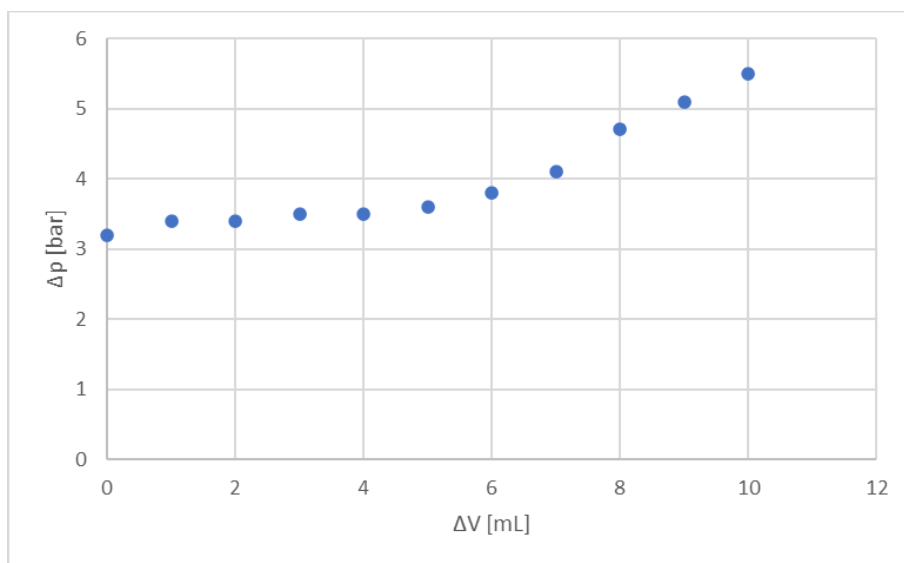
Mint látható a mesterséges izom nyugalmi állapotban viszonylag mereven viselkedik (9.14 N/mm) majd 4 mL többlettérfogatnál éri el a maximális merevségét (12.54 N/mm) végül fokozatosan visszalágyul, 10 mL többlettérfogatnál már csak 6,68 N-t fejt ki átlagosan mm-ként.

Mivel az irodalommal ellentétben nem a nyomást, hanem a csőben lévő térfogatot tartottam állandón, az eredmények összehasonlíthatóságának érdekében fontos volt a nyomások mérése. A kísérletek során nyomásmérőről olvastam le a terheletlen és a maximális terhelés melletti nyomásokat. A többlettérfogat és a kialakult nyomások közti összefüggést a 31. ábra mutatja.



31. ábra Nyomások terheletlen állapotokban és 100N terhelés hatására a többlettérfogat függvényében

Mint látható, a terhelés hatására a nyomás jelentősen megnő. Ennek oka, hogy a cső megnyúlása során a keresztmetszete csökken, így térfogatot szorítana ki. A nyomás növekedését az okozza, hogy rendszer zárt, falai a szilikon csőhöz képest nagyságrendekkel merevebbek és a folyadékot összenyomhatatlannak tekintjük. Megfigyelhető, hogy a többlettérfogat növelésének hatására terheletlen állapotban is magasabb nyomásértékekkel találkozunk. Ennek oka, hogy a szilikon cső rugalmas alakváltozásához energiára van szükség, ami sajnos hiszterézist visz a rendszerbe, hiszen a nyomás esésekor a csőben tárolt energiát nem tudjuk teljes egészében visszanyerni. Észrevehető továbbá, hogy a terhelt és terhelés nélküli állapotok közti nyomáskülönbség nem egyforma. Ezt részletesebben megvizsgálhatjuk a 32. ábra, ahol többlettérfogat és a nyomáskülönbség közti összefüggés látható.



32. ábra Nyomáskülönbség terheletlen állapot és 100 N terhelés közt a többlettérfogat hatására

A nyomáskülönbség azonos terhelések ellenére is változik. Ennek magyarázata a McKibben féle mesterséges izmok működési elvét adó fonatolási szög változásában keresendő. Mivel a szálak csak tengelyirányban tudnak erőt felvenni, azonos axiális erőt nagyobb radiális erővel lehet egyensúlyban tartani a szálak tengellyel való bezárt szögének növekedése miatt.

A fonatolási szöget, valamint a szálak és a hossz tengely által működés közben bezárt szöget fotók alapján digitálisan, terheletlen állapotban mértem. A fonatolási szög értéke az erősítőstruktúra esetén $32,31^\circ$ volt. A mérés mellett a nyugalmi hosszokból számítások alapján is megbecsültem a bezárt szögek értékét. A számítások az 5. ábra bemutatott egyszerű geometria alapján végeztem. Egyetlen szál hosszát megkaphatjuk a 12. összefüggésből.

$$L_{szál} = \frac{L_{i,0}}{\cos \alpha_0} = 260,29 \text{ [mm]} \quad (12)$$

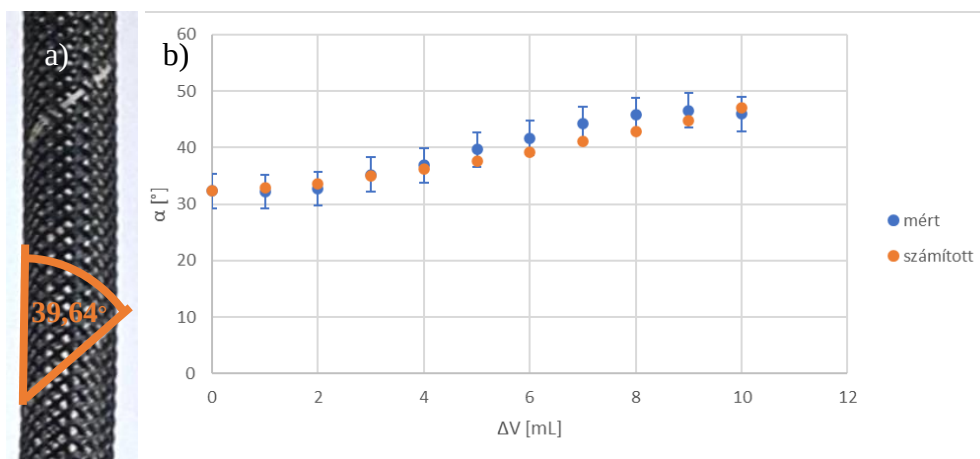
Ahol $\alpha_0 = 32,31^\circ$ a fonatolási szög, $L_{i,0} = 220$ mm az aktuátor hossza 0 mL többlettérfogattal és 0 bar belső nyomás mellett.

Mivel az erősítőszálak a belső csőnél több nagyságrenddel nagyobb rugalmassági moduluszal rendelkeznek, nyújthatatlannak tekintjük őket. Ezek alapján az a szálak által bezárt szöget a 13. egyenlet adja meg:

$$\alpha_{akt} = \arccos\left(\frac{L_{i,akt}}{L_{szál}}\right) \quad (13)$$

Ahol $L_{i,akt}$ az izom aktuális hossza.

A mérés menetét, valamint a többlettérfogattal való összefüggést a 33. ábra szemlélteti.



33. ábra Szálak által bezárt szög szög - Az a) ábrán az 5mL többlettérfogathoz tartozó kép tartozik, amin digitális szögméréssel határoztam meg a szálak által bezárt szöget. b) A többlettérfogattal való összefüggést a 33. ábra szemlélteti.

Mint látható, a számított és mért értékek nagyjából együtt futnak, a középső szakaszon való eltérésre azonban magyarázatot nem találtam, így a jelenség további vizsgálatára további kísérleteket kéne végezni.

5 Összefoglalás, következtetések

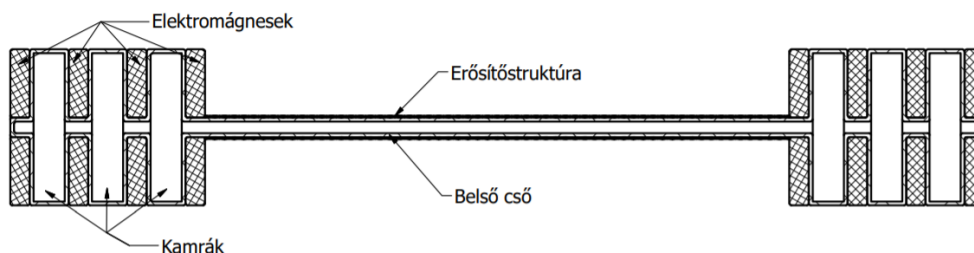
A dolgozat során kereskedelmi forgalomban elérhető, valamint pár saját tervezésű, egyedi alkatrész felhasználásával létrehoztam a hidraulikus McKibben féle mesterséges izom működőképes prototípusát. Az elérhető gépek és eszközök ismeretében megterveztem, és megvalósítottam az izmok jellemzéséhez szükséges 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 meghatároztam, hogy legalább $15,79^\circ$ -os fonatolási szöggel rendelkező erősítőstruktúrára szükséges. A kísérletek során használt kábelvédő esetén ez az érték $32,31^\circ$ volt.

Kísérletekkel bizonyítottam, hogy zárt rendszerben kis többlettérfogat (10 mL) hatására az általam fejlesztett szerkezetek jelentős megrövidülésre ($17,3\%$ a teljes szerkezeti hosszt figyelembe véve) és jelentős erő kifejtésére képesek ($F_{max} = 200$ N, limitáló tényező a befogás megcsúszása). Az erőt a mesterséges izom $153,9 \text{ mm}^2$ keresztmetszetével elosztva az általam fejlesztett aktuátorok az emberi szervezetben található párjaikhoz képest két nagyságrenddel nagyobb fajlagos erővel $153,9 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$ rendelkeznek.

Ezen eredmények alapján egy továbbfejlesztett koncepciót is létrehoztam. A felvetett elrendezést a 34. ábra mutatja.

A belső cső végén kamrákat alakítanék ki, amelyeket 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 más alternatívákhoz képest, hogy szabályozási és energiatárolási szempontból fejlettebb eszközök álnak rendelkezésre.



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

A dolgozat során a mesterséges izmok alakváltozásának megfigyelésére képes nyúlásmérő nanoszálak fejlesztésébe kezdtem. Az elektro-szálképzési kísérletekhez alapanyagnak polisztirol-izobutén-sztirolt (SIBS) választottam. Bár nem sikerült nanoszálakat előállítanom, megállapítottam, hogy nagyobb viszkozitás és az ideális párolgási paraméterek megtalálására kell a további kutatásokban fókuszálni.

Köszönetnyilvánítás

Szeretném megköszönni a témavezetői tevékenységét Dr. Molnár Kolosnak, valamint konzulenseimnek Dr. Ender Ferencnek és Csekő Richárdnak a dolgozat során adott hasznos tanácsaikat, amik segítette a dolgozat írását és a kísérleti munkámat.

Köszönettel tartozom Hegedűs Kristófnak, aki segített méréseimben és ötleteket adott problémáim megoldására. Köszönöm a Polimertechnika Tanszék és a Spinsplit Kft. munkatársainak, hogy biztosították a kísérlethez szükséges gépeket és egyéb eszközöket, valamint, ha szükségem volt rá, szakszerű segítséget nyújtottak.

Köszönöm páromnak, szüleimnek és barátaimnak, hogy támogattak a dolgozat elkészítése során.

Hivatkozások

- [1] B. Tondu, „Modelling of the McKibben artificial muscle: A review,” *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 2012.
- [2] Seyedin, Shayan; Zhang, Peng; et. al., „Textile strain sensors: a review of the fabrication technologies, performance evaluation and applications,” *Materials Horizons*, pp. 219-249, 2019.
- [3] F. Attila, „7. fejezet - Az izomműködés,” in *Az orvosi élettan tankönyve*, Medicina Könyvkiadó Zrt., 2011, pp. 120-123.
- [4] 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.
- [5] Alexander Spassov, Tomasz Gredes, Tomasz Gedrange, Silke Lucke, Sven Morgenstern, Dragan Pavlovic, Christiane Kunert-Keil, „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.
- [6] Y. Bar-Cohen, „Electroactive Polymers as Artificial Muscles: A Review,” *JOURNAL OF SPACECRAFT AND ROCKETS*, 2002.
- [7] F. Daerden, „Conception and Realization of Pleated Pneumatic Artificial Muscles and their Use as Compliant Actuation Elements,” 1999.
- [8] G. R.H., „Fluid actuated motor system and stroking device. Patent 2-238-058, USA, July 22.,” 1958.
- [9] <https://www.bridgestone.com/corporate/news/2017012601.html>.
- [10] <https://www.festo.com/group/en/cms/10247.htm>.
- [11] Solano, „Compact and Lightweight Hydraulic Actuation System for High Performance Millimeter Scale Robotic Applications: Modeling and Experiments,” *Journal of*

- Intelligent Material Systems and Structures*, pp. 1479-1487, 2011.
- [12] Sangian, „The effect of geometry and material properties on the performance of a small hydraulic McKibben muscle system,” 2015.
- [13] Yongwang Liu, Huanjun Zheng, Mingxian Liu, „High performance strain sensors based on chitosan/carbon black composite sponges,” *Materials & Design*, pp. 276-285, 2018.
- [14] Shirley Coyle, Yanzhe Wu, King-Tong Lau, Danilo De Rossi, Gordon Wallace, Dermot Diamond, „Smart Nanotextiles: A Review of Materials and Applications,” *MRS Bulletin*, pp. 434-442, 2007.
- [15] Li L, Xiang H, Xiong Y, Zhao H, Bai Y, Wang S, Sun F, Hao M, Liu L, Li T, Peng Z, Xu J, Zhang T. „, „Ultrastretchable Fiber Sensor with High Sensitivity in Whole Workable Range for Wearable Electronics and Implantable Medicine,” *Adv Sci (Weinh)*, pp. 1800558: 1-9, 2018.
- [16] Meng-Jiao Wang, Charles A. Gray, Steve A. Reznick, Khaled Mahmud, Yakov Kutsovsky, „Carbon black,” in *Kirk-Othmer Encyclopedia of Chemical Technology*, 2003, pp. 761-800.
- [17] W. J. .. Morton., „Method of dispersing fluids”. USA Szabadalom száma: 705 691, 29 Jul 1902.
- [18] J. F. Cooley, „Apparatus for electrically dispersing fluids”. USA Szabadalom száma: 692 631, 4 Február 1902.
- [19] Doshi, J. and Reneker, D.H., „Electrospinning process and applications of,” *J. Electrostat*, pp. 151-160, 1995.
- [20] K. Ghosal, C. Agatemor, N. Tucker, E. Kny and S. Thomas, „Electrical Spinning to Electrospinning: a Brief History,” in *Electrospinning: From Basic Research to Commercialization*, 2018, pp. 1-23.
- [21] Aijaz Ahmed Babar, Nousheen Iqbal, Xianfeng Wang, Jianyong Yu, Bin Ding,, „Chapter 1 - Introduction and Historical Overview,” in *Electrospinning: Nanofabrication and Applications*, William Andrew Publishing, 2019, pp. 3-20.
- [22] Xue, Jiajia and Wu, Tong and Dai, Yunqian and Xia, Younan, „Electrospinning and Electrospun Nanofibers: Methods, Materials, and Applications,” *Chemical Reviews*, pp. 5298-5415, 2019.
- [23] M. Kolos, „Elektro-szálképzett nanoszálalás szerkezetek és kompozitjaik - PhD értekezés,” Budapest, 2013.
- [24] Hohman, Moses M. and Shin, Michael and Rutledge, Gregory and Brenner, Michael P. , „Electrospinning and electrically forced jets. I. Stability theory,” *Physics of Fluids*, pp. 2201-2220, 2001.

- [25] Heu, R., Shahbazmohamadi, S., Yorston, J., & Capeder, P., „Target Material Selection for Sputter Coating of SEM Samples,” *Microscopy Today*, pp. 32-36, 2019 .
- [26] P. Echlin, „Sample Surface Charge Elimination,” in *Handbook of Sample Preparation for Scanning Electron Microscopy and X-Ray Microanalysis*, 2009, pp. 247-298.
- [27] Richard J Spontak, Nikunj P Patel,, „Thermoplastic elastomers: fundamentals and applications,,” *Current Opinion in Colloid & Interface Science*,, pp. 333-340, 2000.
- [28] R. Bonart, „Thermoplastic elastomers,” *Polymer*, pp. 1389-1403, 1979.
- [29] Leonard Pinchuk, Gregory J. Wilson, James J. Barry, Richard T. Schoephoerster, Jean-Marie Parel, Joseph P. Kennedy, „Medical applications of poly(styrene-block-isobutylene-block-styrene),” *Biomaterials*, pp. 448-460, 2008.
- [30] Adrian Gestos, Philip G. Whitten, Geoffrey M. Spinks, Gordon G. Wallace, „Tensile testing of individual glassy, rubbery and hydrogel electrospun polymer nanofibres to high strain using the atomic force microscope,” *Polymer Testing*, pp. 655-664, 2013.
- [31] International Labour Organization, *International Chemical Safety Cards* : <https://www.ilo.org/dyn/icsc>.
- [32] Liu, Yong and Gilmore, Kerry J. and Chen, Jun and Misoska, Violeta and Wallace, Gordon G., „Bio-nanowebs Based on Poly(styrene- β -isobutylene- β -styrene) (SIBS) Containing Single-Wall Carbon Nanotubes,” *Chemistry of Materials*, pp. 2721-2723, 2007.
- [33] Meller, „Reconsidering the McKibben muscle: Energetics, operating fluid, and bladder material,” *Sage Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 2014.
- [34] Kaneka, „SIBStar Brochure,” 2022.
- [35] 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.