



SZIGETVÁRI GERGŐ
SZAKDOLGOZAT

BUDAPESTI MŰSZAKI ÉS GAZDASÁGTUDOMÁNYI EGYETEM
GÉPÉSZMÉRNÖKI KAR
MECHATRONIKA OPTIKA ÉS GÉPÉSZETI INFORMATIKA TANSZÉK



SZAKDOLGOZAT

BUDAPESTI MŰSZAKI ÉS GAZDASÁGTUDOMÁNYI EGYETEM
GÉPÉSZMÉRNÖKI KAR
MECHATRONIKA OPTIKA ÉS GÉPÉSZETI INFORMATIKA TANSZÉK

SZIGETVÁRI GERGŐ
SZAKDOLGOZAT

Mesterséges izmok és az alakváltozásuk mérésére alkalmas nanoszálak
fejlesztése

Konzulens:

Dr. Molnár Kolos
egyetemi docens

Témavezető:

Dr. Kiss Rita Mária
tanszékvezető, egyetemi tanár

Budapest, 2022

Szerzői jog © Szigetvári Gergő, 2022.



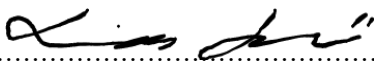
SZAKDOLGOZAT-FELADAT

NYILVÁNOS

AZONOSÍTÁS	Név: Szigetvári Gergő		Azonosító: 72248258492	
	Képzéskód: 2N-AM0		Specializáció kódja:	Feladatkiírás azonosítója:
	Szak: Mechatronikai mérnöki alapszak (BSc)		2N-AM0-BI-2017	GEMI:2023-1:2N-AM0:DPNW9G
	Szakdolgozatot kiadó tanszék:		Zárvizsgát szervező tanszék:	
	Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék		Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék	
	Témavezető: Dr. Kiss Rita Mária (71957806243), egyetemi tanár			

FELADAT	Cím	Mesterséges izmok és az alakváltozásuk mérésére alkalmas nanoszálak fejlesztése Development of artificial muscles and nanofibers capable of measuring their deformation
	Részletes feladatok	Készítsen irodalmi áttekintést a McKibben-féle mesterséges izmokról, az elektro-szálképzési eljárásokról, valamint a nanoszálak nyúlásmérő szenzorként történő alkalmazásairól! Tegyen javaslatot az irodalomkutatás alapján a McKibben féle mesterséges izmok konstrukciójának továbbfejlesztésére és válasszon nyúlásmérésre és szálképzésre egyaránt alkalmas alapanyagot a nanoszálakhoz! Végezzen elektro-szálképzési kísérleteket megnyúlás érzékelésére alkalmas nanoszál anyag létrehozására, méréssel határozza meg a kapott érzékelő mechanikai és villamos paramétereit! Készítsen nanoszálakból készült szenzorral ellátott mesterséges izmot és kísérelje meg az alakváltozás mérését a szenzorral, értékelje a kapott eredményeket és fogalmazza meg az érzékelő továbbfejlesztésére vonatkozó elvárásokat!
	Hely	A szakdolgozat készítés helye: BME Polimertechnika Tanszék 1111 Budapest, Műgyetem rakpart 3. Konzulens: Dr. Molnár Kolos, Egyetemi docens

ZÁRÓVIZSGA	1. záróvizsga tantárgy(csoport)	2. záróvizsga tantárgy(csoport)	3. záróvizsga tantárgy(csoport)
	ZVEGEMIBMIE Irányításelmélet	ZVEGEMIBMBM Biomechatronika	ZVEGEMTBMOA Orvostechikai anyagok biomechanikai alkalmazásai

HITELESÍTÉS	Feladat kiadása: 2022. szeptember 5.		Beadási határidő: 2022. december 9.	
	Összeállította: Dr. Kiss Rita Mária (71957806243) témavezető		Ellenőrizte: Dr. Budai Csaba s.k. tanszékvezető-helyettes	Jóváhagyta: Dr. Györke Gábor s.k. dékánhelyettes
	Alulírott, a feladatkiírás átvételével egyúttal kijelentem, hogy a Szakdolgozat-készítés c. tantárgy előkövetelményeit maradéktalanul teljesítettem. Tudomásul veszem, hogy jogosulatlan tantárgyfelvétel esetén a jelen feladatkiírás hatálytalan.  Szigetvári Gergő			

NYILATKOZAT AZ ÖNÁLLÓ MUNKÁRÓL

Alulírott, Szigetvári Gergő (DPNW9G), a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem hallgatója, büntetőjogi és fegyelmi felelősségem tudatában kijelentem és sajátkezű aláírásommal igazolom, hogy ezt a szakdolgozatot meg nem engedett segítség nélkül, saját magam készítettem, és dolgozatomban csak a megadott forrásokat használtam fel. Minden olyan részt, melyet szó szerint vagy azonos értelemben, de átfogalmazva más forrásból átvettem, egyértelműen, a hatályos előírásoknak megfelelően, a forrás megadásával megjelöltem.

Budapest, 2022.12.09


szigorló hallgató

TARTALOMJEGYZÉK

Előszó	ix
Köszönetnyilvánítás	ix
Jelölések jegyzéke	x
1 Bevezetés	1
2 Irodalomkutatás	2
2.1 A harántcsíktolt izom	2
2.2 A McKibben izomok	3
2.2.1 Erősítőstruktúra	5
2.2.2 Nyomástartó cső	6
2.2.3 Modellek	7
2.2.4 Munkaközeg	9
2.2.5 Veszteségek és hiszterézis	10
2.2.6 Biokompatibilitás	11
2.2.7 Szabályozás	12
2.3 Nyúlásmérés	12
2.4 Textíliák és nanoszálak, mint nyúlásmérő szenzorok	13
2.5 Elektrosztatikus szálképzési eljárás	14
2.5.1 Fizikai elvek	15
2.5.2 A szálképzést befolyásoló paraméterek és szálak vizsgálata	16
2.5.3 Nyúlásmérő nanoszálak anyagai	17
2.6 Szakirodalmi összefoglalás	19
2.6.1 Fejlesztési lehetőségek, célkitűzések és hipotézisek	20
3 Vizsgálati anyagok és módszerek	22
3.1 Oldatkészítés	22
3.2 Szálképzés és annak vizsgálata	23
3.3 Tervezési feladatok	25
3.3.1 Záródugó	25
3.3.1 Fluidika rendszer	26
3.4 Mesterséges izom előállítás	27
3.4.1 Az Anyagjellemzők vizsgálata	27
3.5 A McKibben-féle izom pneumatikus vizsgálatai	28
3.5.1 Állandó erő melletti nyúlás vizsgálat nyomás függvényében	28
3.5.2 Rögzített hossz melletti erő vizsgálat nyomás függvényében	28
3.5.3 Ciklikus vizsgálatok	28

3.5.4	Hidraulikus mérések	29
4	Kísérleti eredmények	30
4.1	A megfelelő koncentráció megtalálása, első és második mérési sorozat.....	30
4.1.1	Pásztázó elektronmikroszkópia	32
4.2	Harmadik mérési sorozat	34
4.3	A negyedik mérési sorozat	39
4.4	Szálképzési kísérletek összefoglalása.....	40
4.5	Mesterséges izmok anyagainak vizsgálata	42
4.5.1	Szilikon cső vizsgálata.....	42
4.5.2	A fonatolt tömlő vizsgálata	44
4.6	Mérések a pneumatikus működtetésű McKibben izmon.	45
4.6.1	Rögzített hossz melletti erő vizsgálat nyomás függvényében	46
4.6.2	Az állandó erő melletti nyúlás vizsgálata a nyomás függvényében	47
4.6.3	Ciklikus vizsgálatok	49
4.7	Hidraulikus kísérletek.....	52
5	Összefoglalás, következtetések.....	57
	Hivatkozások.....	59
6	Summary	62
1.	Melléklet – Szálképzési paraméterek táblázata.....	64

ELŐSZÓ

A dolgozat témáját részben saját balesetem, egy korábbi kéztörés adta. Mint mondani szokás ezekből a helyzetekből a legjobbat érdemes kihozni – vagy legalább egy szakdolgozatot

* * *

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Szeretném megköszönni a témavezetői tevékenységét Dr. Kiss Rita Máriának, aki a dolgozatom készítését felügyelte. Köszönettel tartozom konzulensemnek, Dr. Molnár Kolosnak, a dolgozat során adott hasznos tanácsaiért, amik segítették szakdolgozatom írását és a kísérleti munkámat.

Köszönöm segítségét Hegedűs Kristófnak, aki méréseimet segítette és ötleteket adott azokkal kapcsolatos problémák megoldására. Köszönöm Dr. Ender Ferencnek és Csekő Richárdnak a dolgozatom megírása során nyújtott segítségüket. 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.

Budapest, 2022.12.09.

Szigetvári Gergő

JELÖLÉSEK JEGYZÉKE

A táblázatban a többször előforduló jelölések magyar és *angol* nyelvű elnevezése, valamint a fizikai mennyiségek esetén annak mértékegysége található. Az egyes mennyiségek jelölése – ahol lehetséges – megegyezik hazai és a nemzetközi szakirodalomban elfogadott jelölésekkel. A ritkán alkalmazott jelölések magyarázata első előfordulási helyüknél található.

Latin betűk

Jelölés	Megnevezés, megjegyzés, érték	Mértékegység
<i>h</i>	belső nyomástartó cső falvastagsága	m/s ²
<i>l</i>	<i>mesterséges izom hossza nyugalmi állapotban</i>	mm
<i>n</i>	<i>biztonsági tényező</i>	1
<i>p</i>	<i>nyomás</i>	bar
<i>q</i>	<i>térfogatáram</i>	μL/perc
<i>r</i>	<i>mesterséges izom sugara nyugalmi állapotban</i>	mm
<i>w</i> %	<i>tömegszázalék</i>	%
<i>x</i>	<i>száltképző és szálgyűjtő közti távolság</i>	cm
<i>E</i>	<i>Rugalmassági modulusz</i>	GPa
<i>U</i>	<i>Száltképzés tápfeszültsége</i>	kV

Görög betűk

Jelölés	Megnevezés, megjegyzés, érték	Mértékegység
<i>α</i>	erősítősálak által bezárt szög	°
<i>ε</i>	fajlagos nyúlás, a kezdeti és aktuális hossz hányadosa	%
<i>κ</i>	Elektromos vezetőképesség	S/m

Indexek, kitevők

Jelölés	Megnevezés, értelmezés
<i>i</i>	általános futóindex (egész szám)
<i>0</i>	<i>nyugalmi vagy terheletlen állapothoz tartozó értékek indexe</i>
<i>b</i>	<i>szakadáshoz tartozó értékek indexe</i>
<i>cső</i>	<i>nyomástartó csőre vonatkozó értékek indexe</i>
<i>max</i>	<i>maximálisan elérhető értékek indexe</i>
<i>szál</i>	<i>erősítőszállakra vonatkozó értékek indexe</i>

Rövidítések

Jelölés	Megnevezés, értelmezés
<i>GF</i>	<i>Gauge faktor, egységnyi nyúlás és σ hatására létrejött ellenállásváltozás aránya</i>
<i>SEM</i>	<i>pásztázó elektronmikroszkóp</i>
<i>SIBS</i>	<i>nyugalmi vagy terheletlen állapothoz tartozó értékek indexe</i>
<i>SWCNT</i>	<i>szakadáshoz tartozó értékek indexe</i>
<i>THF</i>	<i>nyomástartó csőre vonatkozó értékek indexe</i>
<i>TPE</i>	<i>maximálisan elérhető értékek indexe</i>

1 BEVEZETÉS

Az emberi izomműködés misztikumoknál alaposabb magyarázata, működése már egészen a 17. század végétől kezdve foglalkoztatta a tudósokat (Jean-Gaël, et. al., 2011). Az emberi test harántcsíkolt izmai rendkívüli tulajdonságokkal rendelkeznek, így mesterséges pótlásuk az elöregedő társadalmunkban egyre égetőbb probléma. Az ilyen lágy aktuátorok továbbfejlesztése orvostechnikai alkalmazások mellett, számos ipari területen is áttörést hozhatna, így napjainkban egyre intenzívebb kutatások irányulnak fejlesztésükre.

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 a sérült, elöregedett vagy gyenge izmokat az elhasználódott ízületekhez hasonlóan, műtéti úton ki lehetne cserélni. Alkalmazásuk új lendületet adhatna a biomimetikus protézisek fejlesztésének, hiszen a nehéz elektromotorokat nagy fajlagos teljesítményű mesterséges izmokra cserélhetnénk.

A manapság létező mesterséges izom konstrukciók még főleg ipari, vagy rehabilitációs célra készülnek. Közülük a Joseph L. McKibben által megalkotott koncepció a legígéretesebbek orvostechnikai felhasználás szempontjából. Ezek a mesterséges izmok egy egyszerű, mégis robosztus szerkezettel rendelkeznek, amelyek hasonlítanak az emberi izom szálak felépítésére. Maga a mesterséges izom egy zárt, általában elasztomer cső túlnyomás által okozott radiális expanzióját alakítja át axiális megrövidüléssé, egy fonatolt erősítőháló segítségével (Tondou, et. al., 2000).

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.

Az elektro-szálképzéssel 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 (Seyedin et. al., 2019). Ez azért fontos, mert a McKibben-féle mesterséges izmokban lévő elasztomer cső az izom megrövidülése során hagyományos szenzorokkal nem mérhető alakváltozást szenved.

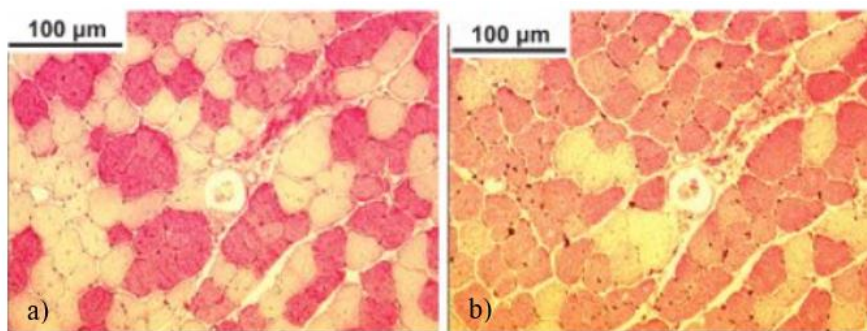
A dolgozat célja a McKibben-féle mesterséges izmok vizsgálata, valamint továbbfejlesztése volt. Ennek elérése érdekében a dolgozat során felülvizsgáltam a McKibben-féle mesterséges izmok működési elvét és az alapján javaslatot tettem a radiális expanziót okozó belső nyomás forrásának és vezérlésének továbbfejlesztésére, elektrosztatikus szálképzési eljárással kísérletet tettem nyúlásmérő nanoszálak létrehozására, valamint megépítettem egy működő mesterséges izom prototípust. A dolgozat írását a szakirodalom feldolgozásával kezdtem, majd a felállított hipotéziseket kísérletekkel vizsgáltam.

2 IRODALOMKUTATÁS

Ebben a fejezetben a dolgozat megírása során felhasznált szakirodalmat mutatom be. A források jelentős része angolnyelvű tudományos cikk volt, magyar nyelvű tudományos munkákat sajnos csak az elektrosztatikus szálképzés területén találtam. Az irodalomkutatás célja a korábbi eredmények összegyűjtése és rendszerezése és azok kritikai elemzése volt. Az szakirodalom áttekintése után az abban nem tárgyalt hipotéziseket, valamint kísérleti célokat fogalmaztam meg

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 összezárása, majd szétválása az izomösszehúzódás alapja. A vázizomrostok között megkülönböztethetünk típusokat, amiknek az izmokban lévő aránya azok funkciójától függ (1. ábra).



1. ábra Fehér és vörös rostok megoszlása egerek alsó végtagjában. Az a) ábrán fehér rostokat jelöli a piros szín, míg a b) ábrán a vörös rostokat a sötétebbek (Spasov, et. al., 2011)

A szervezetben található vörös rostok főleg aerob (oxidatív) anyagcserét folytatnak, mitokondriumban és oxigén raktározására képes mioglobinban gazdagok. Vörös rostokat azokban az izmokban találunk, amelyek tartós összehúzódást végeznek, mint például a testtartásban résztvevő antigravitációs izmok. A fehér rostok ezzel szemben gyors összehúzódásokra és nagy erők kifejtésére képesek, így többek közt a helyváltoztatásban szereplő izmokban fordulnak elő nagyobb mennyiségben. A fehér rostok kevesebb mioglobint és mitokondriumot tartalmaznak, mint a vörös rostok, ellenben sok bennük az energia raktározásra képes glikogén. Ezáltal a fehér rostok rövid időszakra, intenzív igénybevétel esetén anaerob (oxigénhiányos) környezetben is képesek működni (Fonyó, 2011). Ennek a folyamatnak a mellékterméke a tejsav, amelynek fel-

gyülemleése az izomlázat okozza. A szervezetben léteznek olyan izmok, például rágóizmok, melyek szinte kizárólag vörös rostokat tartalmaznak, azonban tisztán fehér rostokból álló izmot nem találunk az emberi testben.

Az izomrostok típusuk szerinti megkülönböztetésének fontosságát az izom által kifejtett, keresztmetszetre vetített fajlagos erők vizsgálata adja. A vizsgálatok során a fajlagos erő vörös rostok esetén $(5,7 \pm 0,9) \cdot 10^{-3} \left[\frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \right]$ volt, míg a fehér rostok ennek akár háromszorosát $(17,6 \pm 2,1) \cdot 10^{-3} \left[\frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \right] - t$ is képesek kifejteni (Johnston, et al., 1984). Ezek alapján belátható, hogy a különböző izomcsoportok helyettesítésének tervezésénél más mechanikai tulajdonságú mesterséges izmok szükségesek.

A vázizmok aktuációs ciklusa egyenként körülbelül 50 ms hosszú összehúzó és elernyedési fázisból áll, azonban az összehúzódást előidéző elektromos jel – aktivációs potenciál – csak 4-6 ms-ig áll fent, így körülbelül 10 ms elteltével újabb inger érkezhet. 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) (Fonyó, 2011). Tudatos mozgás esetén szummáció vagy tetanusz valósul meg, így az izomösszehúzó mértéke, illetve a kifejtett erő az ingerlés frekvenciájától függ.

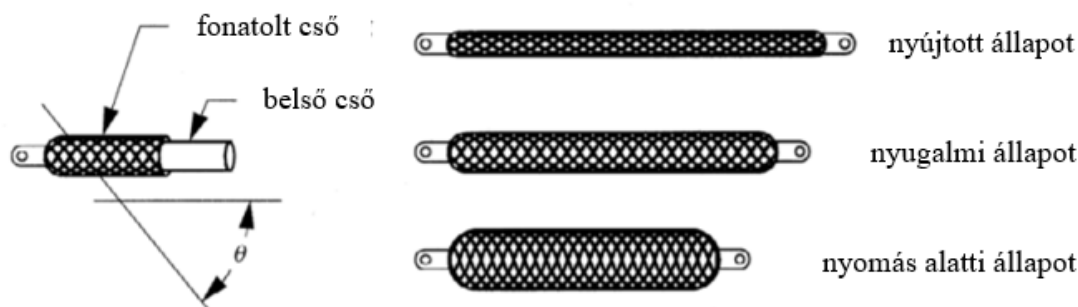


2. ábra Kontrakciós erő a vázizmokban különböző frekvenciák esetén (Fonyó, 2011)

2.2 A McKibben izomok

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 (Bar-Cohen, 2002), (Daerden, 1999).

A szakdolgozatomhoz a McKibben-féle konstrukciót (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, egy zárt-, valamint egy nyomáscsatlakozóval ellátott végelemből 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 (Daerden, 1999).

A McKibben-féle mesterséges izmot 1957-ben Joseph L. McKibben fejlesztette ki, a poliovírus következtében nyaktól lebénult lányának, hogy tudja mozgatni az ujjait. A találmányt 1958-ban Richard H. Gaylord szabadalmaztatta, ő viszont már a hidraulikus és pneumatikus munkahengerek alternatívájaként, ipari alkalmazásokra szánta ahogy azt a 4. ábra a) része mutatja. A kutatási terület azonban hamar lendületét veszítette, mivel mesterséges izom összehúzódnásához 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 b). A McKibben-féle mesterséges izom azóta széles körben kutatott és a leggyakrabban alkalmazott mesterséges izom lett.

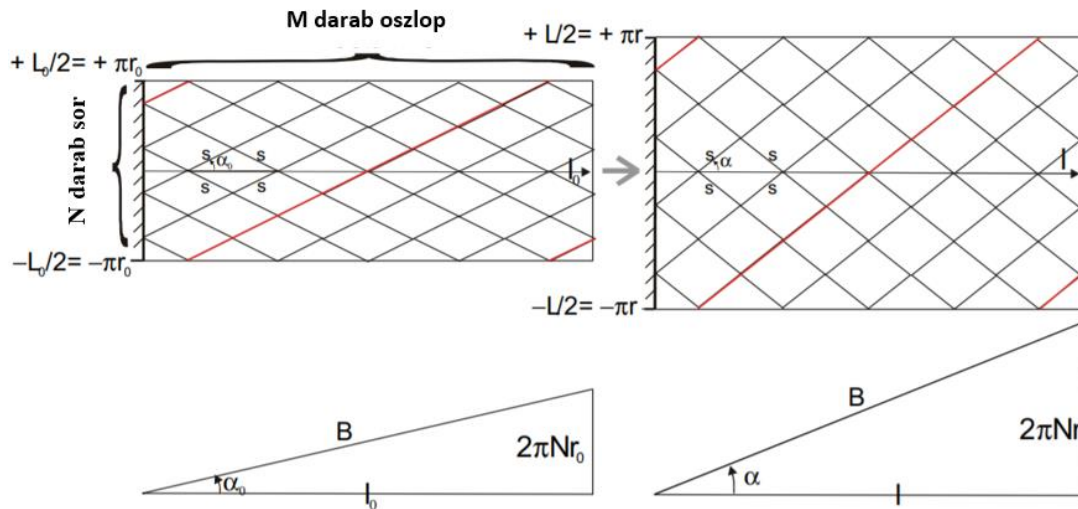


4. ábra McKibben-féle mesterséges izomizom. a) Az eredeti szabadalomban szereplő egyik ábra. Az ábra az aktuátor emelőként való használati lehetőségét mutatja (Gaylord, 1958), b) a Bridgestone által kifejlesztett Rubbertuator nevű McKibben-féle mesterséges izom (Bridgestone, 2017), c) Egy modern alkalmazás: Festo Airic's arm aminek mozgását McKibben-féle mesterséges izmok végzik (Festo, 2022).

2.2.1 ERŐSÍTŐSTRUKTÚRA

A McKibben-féle mesterséges izom alakváltozási képességét adó elemei a kettős spirálban elhelyezkedő erősítőszálak. Ezeket 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 konformációváltozását 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.



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

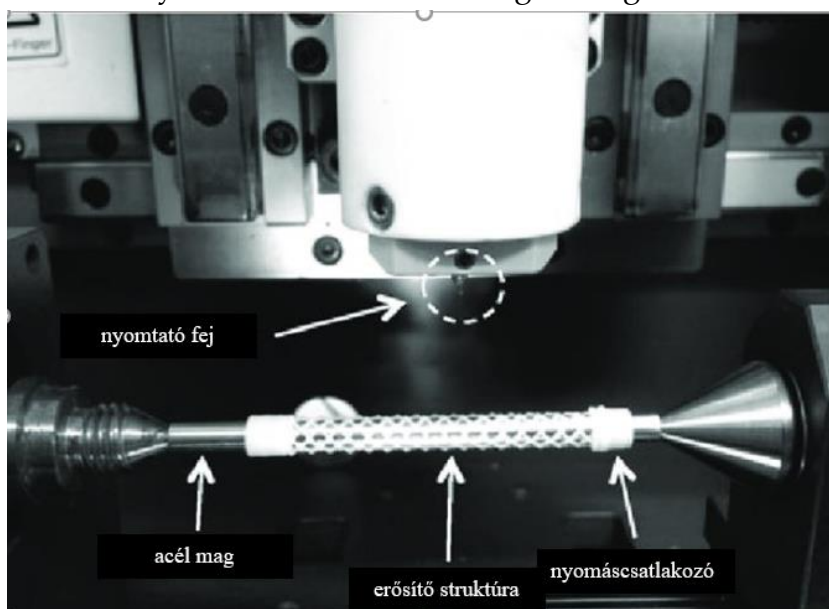
Az izmok tulajdonságait a fonatolási szög, vagyis a szálak vagy fonalak (továbbiakban szálak) és a mesterséges izom hossz tengelye által bezárt szög, jelentősen befolyásolja. A szálak egymással bezárt szögének megváltozása végett képes az izom az ábrán látható módon megrövidülni.

Az erősítőszálak ideális anyaga hajlékony, nagy szilárdságú és kis súrlódási tényezőjű, orvostechikai alkalmazások esetén pedig emellett a szálak biokompatibilitása is szükséges követelmény. Korábbi tanulmányok során polietilént és különböző poliamidokat is felhasználtak (Klute et. al., 2002). Más kutatásokban aramid (aromás poliamid) szálakkal kísérleteztek, amelyek tökéletesen megfelelnek a követelményeknek, hiszen biokompatibilitás terén a szilikonnal hasonló jellemzőkkel bírnak, kis súrlódási tényezővel rendelkeznek és a mechanikai tulajdonságaik is megfelelők (Henderson, et. al., 1987).

A szálakat előállításuk után általában fonatolják, azonban az erősítő struktúra készülhet ettől eltérően is, például kétirányban végzett tekercseléssel is. A fonatolás előnye, hogy az elkészítés után a szálak megtartják egymáshoz képesti helyzetüket, így

szerelés közben megőrzik integritásukat. A fonatológép paramétereinek megválasztásával lehet állítani a fonatolási szöget és az erősítőstruktúra sűrűségét, a paraméterek közül a kerületi- és elhúzási-sebesség, valamint az orsók száma gyakorolja a legnagyobb hatást a kialakult szálas szerkezetre.

Az erősítőstruktúráknak léteznek elsőre meglepő előállítási módjai is, például egy korábbi kutatásban 3D-nyomtatással állították elő őket (Sangian D. , 2014). 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

Ez a példa is kiválóan mutatja, hogy rengeteg fejlesztési lehetőség rejlik még a különböző előállítási módok terén.

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 ($\varepsilon_{cső,max}$) levezethető szálak által adott geometriai megkötésekből (Tondu, 2012), (1):

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

Ha α_0 fonatolási szög minimális értékét keressük, ahol a szilikon cső még nem éri el a szakadási nyúlását (2):

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

Az előző két összefüggésben $\varepsilon_{cső \text{ max}}$ a belső cső által elérhető maximális nyúlás adott α_0 fonatolási szög esetén, $\varepsilon_{b \text{ cső}}$ 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 lényegi maradó alakváltozás nélkül elviselni.

Ennek ellenére korábbi kutatásokban vizsgálták a nem elasztikus viselkedésű belső nyomástartó tömlőket is (Meller, 2014). Ezeknek az előnye a hatékonyságban rejlik, ugyanis nem történik rugalmas alakváltozás, a belső struktúra nyomás hatására „kihajtogatódik”, 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 csövek a vizsgálataik során akár 24-szer hosszabb élettartammal rendelkeztek a szilikon párjaihoz képest, mivel lassabb a mikropedések terjedése (Klute, 1998). A szilikoncsövek további hátránya, hogy progresszíven keményednek nyúlás hatására, így mesterséges izmokba építve azonos belső nyomás mellett kisebb megrövidülést eredményeznek.

Több tanulmányban is vizsgáltak mesterséges izmokat kis átmérővel (Solano, 2011), (Sangian, 2015), amikben 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 falvastagságának helyes megválasztása is fontos, mivel mint ahogy a következő fejezetben láthatjuk ez befolyásolja a mesterséges izmok fő karakterisztikáit. Kisebbs falvastagsággal nagyobb nyúlást, erőt lehet elérni, míg a minimális belső nyomás is csökken, ahol az aktuátor elkezd megrövidülni (Pillsbury, 2015). A csökkentett falvastagságánál azonban 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 (Tondou, 2012).

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

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

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 húzóerőt 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, amellyel, hogy a szerkezetet még mindig ideális hengerként kezeljük. A húzókarakterisztikát az (5)-ös és (6)-os összefüggés írja le (Tondou, 2012):

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

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 súrlódást nem veszi figyelembe a modell.

A szálak közti súrlódást a (7)-es (8)-as és (9)-es összefüggéseket felhasználó modellben vették figyelembe (Tondur, 2012).

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

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 Poisson-tényezője $\mu_{szál}$ 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 az összehúzóerő 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.

2.2.4 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.

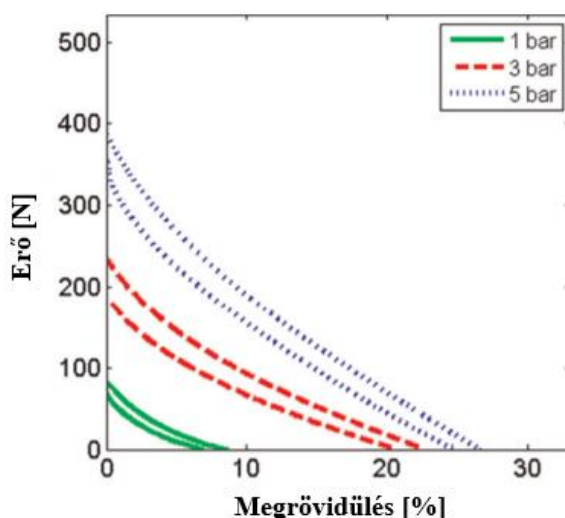
Bár a hidraulikus alkalmazások száma jóval kisebb, bizonyos tulajdonságaik jelentősen jobbak a pneumatikus társaikkal szemben. Egy ilyen előny például, hogy a folyadékok – legalábbis egy bizonyos nyomástartományban – összenyomhatatlannak tekinthetőek.

Mivel a folyadékok ezen tulajdonságából következik, hogy nem viselkednek energiatárolóként, ennek következtében a hidraulikus McKibben mesterséges izmoknak a hatékonysága csaknem kétszerese a pneumatikus társainak (Meller, 2014). Ez különös jelentőséggel bírhat implantátumok és hordozható eszközök 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 hatása legyen. A működtető közeg befolyásolja továbbá a szerkezet élettartamát, például légnemű közegek esetén megfigyelték, hogy inert gázok használata lelassítja a mikrorepedések terjedését, így az élettartam kitolódik (Felt, et. al., 2016).

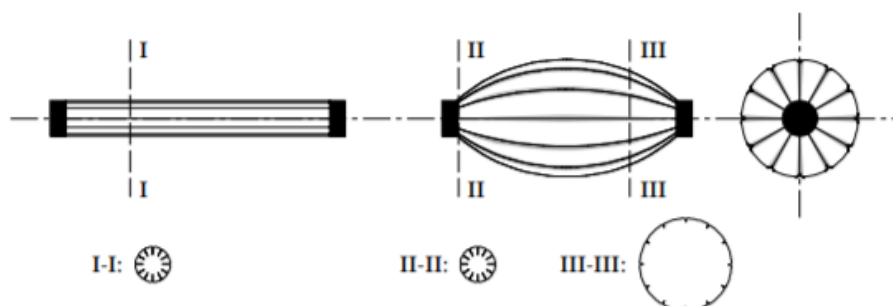
2.2.5 VESZTESÉGEK ÉS HISZTERÉZIS

A McKibben-féle mesterséges izomra sajnos jelentős alakváltozási hiszterézis jellemző. A hiszterézist ebben az esetben az erő-megrövidülés görbék (7. ábra) fel és leterhelési szakaszai által közrezárt területtel arányos energiaveszteségként értelmezzük. Ez a veszteség főleg a szálak egymáson való súrlódásából adódik, azonban kisebb mértékben hozzájárul a szálak és a belső cső közti súrlódás, valamint belső cső rugalmas alakváltozása is. Ezek közül a szálak közti súrlódást a (7) összefüggésben leírt modell tartalmazza.



7. ábra A McKibben izmokra jellemző hiszterézis (Meller, 2014)

A hiszterézis elkerülése érdekében más mesterséges izom koncepciókat is létrehoztak, mint például a Pleated Pneumatic Artificial Muscle (röviden PPAM). A PPAM koncepcióban a belső tömlő felületén redők helyezkednek el, amikben erősítő szálak futnak (8. ábra).



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” és a nagy rugalmassági moduluszuk miatt így hozzák létre a megrövidülést (Daerden, 1999)

A „kihajtogatódás” során a nyomástartó cső nem szenved rugalmas alakváltozást, tárgulás során ezek a redők kinyílnak, megfeszítve a szálakat, ezáltal megrövidítve a mesterséges izmot (Daerden, 1999). 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.

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 BIOKOMPATIBILITÁS

A McKibben-féle mesterséges izmok esetén a biokompatibilis eléréséhez a megfelelő anyagok kiválasztása önmagában nem elég, ugyanis a szervezetbe beültetett implantátumokat az immunrendszer idegen testként azonosítja, és polimer anyagok esetén albumin réteggel veszi körbe. A reakció intenzitása többek közt függ a morfológiától, porozitástól, geometriától és érdességtől (Wen, et. al., 2001). Az előbb említett okok miatt az implantátumként használandó McKibben-féle mesterséges izmokon lévő erősítőszálak azért okoznak problémát, mert a felületükön kirakódó albumin réteg képes meggátolni az egymáshoz képesti elmozdulásukat, ezáltal lehetetlenné téve az összehúzódást.

2.2.7 SZABÁLYOZÁS

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

Mivel hosszútávon az idegi (myoelektromos) vezérlés a cél, az aktuációs módszer kiválasztásánál frekvenciaalapon – például idegi jellel triggerelt váltóárammal – történő szabályozás lenne ideális. Annak érdekében, hogy az izmok ne tudjanak kárt tenni a szervezetben, a harántcsíkolt izmokban fájdalomreceptorok találhatók. Ezt az önvédő funkciót a mesterséges izmokban is meg kell valósítani. Korábbi kutatások foglalkoztak fonatolt csőbe integrálható elmozdulás szenzorokkal (Felt, et. al., 2016). 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 összehúzódási állapotát. Ennek a mérési elvnek azonban hátránya, hogy nem képes a nyúlásokat lokálisan meghatározni. Ennek leginkább a záróelemek környékén lenne jelentősége, ezért a kutatásom során a különböző nyúlásmérési lehetőségekkel részletesebben is foglalkoztam.

2.3 Nyúlásmérés

Az előző fejezetben tárgyalt visszacsatoláson kívül az alakváltozás mérése más szempontokból is fontos. A nyomástartó cső alakváltozásáról szerzett pontosabb ismeretek segítenének precízebb modellek létrehozásában, valamint a véghatások vizsgálatában. Az esetleges üzemzavarok észrevétele minden alkatrész esetén fontos, orvostechikai eszközök esetén pedig elengedhetetlen. A mesterséges izmoknál erre még nagyobb hangsúlyt kell fektetni, hiszen a belső csövek nyúlása a szakadási nyúlásukat is megközelíti alakváltozásuk során. A deformáció több cikluson át történő mérésével ezen kívül vizsgálni lehetne a szerkezetben létrejövő fáradási jelenségeket, ami alapján meg lehetne becsülni az akutátorok élettartamát.

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 elektromos vezetők ellenállásának hossz- és keresztmetszettől való függésén alapul. Általában egy polimer fóliára több kanyarulattal rendelkező vékony fémréteget készítenek, majd a rendszert megfelelő szilárdságú ragasztóval a vizsgálni kívánt tárgyhoz rögzítik. A nyúlás következtében a fém rétegben létrejött keresztmetszet- és hosszváltozások hatására kis

mértékben módosul a szerkezet ellenállása. Annak érdekében, hogy az ellenállás változást könnyebb legyen mérni villamos úton, általában a nyúlásmérő bélyegeket Wheatstone-hídba kapcsolják. Alkalmazásaik igen elterjedtek szilárdságtani mérésekben és szerkezetek állapotának monitorozásban.

Az ilyen 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. A kutatásokban leggyakrabban adalékanyagokkal megnövelt vezetőképeségű polimerek felhasználásával kísérleteztek. A szenzorok előállításánál többféle gyártási technológiát kipróbáltak, köztük egészen egyedieket is, mint például, amikor kitozánhoz kormot kevertek és fagyasztva szárítással nyúlásérzékelésre alkalmas szivacsokat hoztak létre (Liu, et. al., 2018). A legtöbb tanulmány különböző textíliákkal, gyakran mikro- vagy akár 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, fontos az is, hogy mennyire tűrik a nagyobb frekvenciájú – 1 Hz feletti – ciklikus igénybevételeket.

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

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

Az egyenletben R az érzékelő ellenállása és L pedig a hossza. Ezen értékek nyúlás hatására létrejövő megváltozását Δ -val jelöltem. Attól függően, hogy a textil nyúlásérzékelők mely gyártási fázisban nyerik el nyúlásmérő képességüket szerkezeti szempontból beszélhetünk szál-, fonal- vagy szövetérzékelőkről (Coyle et. al., 2007).

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 (Seyedin et. al., 2019).

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 (Li et. al., 2018)

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 tölteléként 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 (Wang et. al., 2003). 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 szálak. 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 a keresztmetszettel együtt az anyagszerkezeti hibák valószínűsége is csökken, ezáltal a szilárdság nő, valamint egyéb mechanikai tulajdonságok is javulnak.

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

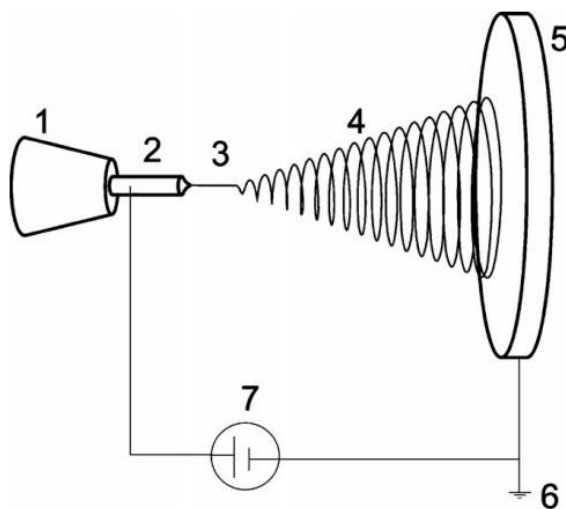
Elektrosztatikus szálképzéssel hatékonyan lehet nanoszálakat előállítani, így a következő fejezetben ezt a technológiát mutatom be.

2.5 Elektrosztatikus szálképzési eljárás

Az elektrosztatikus szálképzési eljárásokat (elektro-szálképzés, electrospinning) a 20. század elején Cooley és Morton szabadalmaztatta egymástól függetlenül (USA Szabadalom száma: 705 691, 1902), (USA Szabadalom száma: 692 631, 1902). Az eljárás

azonban csak az 1990-es évektől vált népszerűvé Doshi és Reneker cikkei hatására (Doshi, et. al., 1995), (Ghosal et. al., 2018). 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 olvadékból folyadéksugár lép ki, amely az oldószer elpárolgásának – olvadékok esetén a hőmérséklet csökkenésének – hatására megszilárdul (Babar et. al., 2019). Az előállított szálak mérettartománya néhány nm-től néhány μm -ig terjed, a szálak általában polimer, esetleg további hőkezelés révén kerámia anyagból készülnek (Xue, et. al., 2019). A szálképzési elrendezést az 9. ábra mutatja.



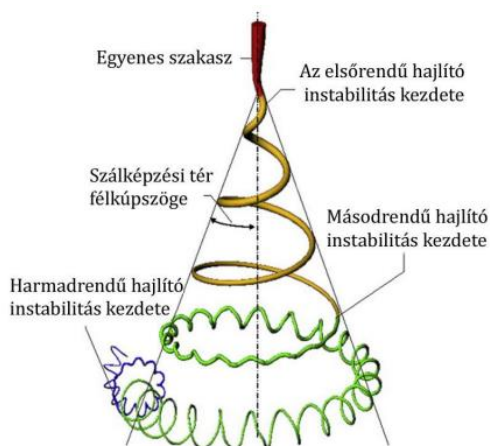
9. ábra Elektro-szálképzési eljárás sematikus összeállítása (Xue, et. al., 2019) – (1) fecskendő vagy egyéb oldatadagoló, (2) szálképző tű vagy kapilláris (3) a szálképzés stabil tartománya (4) szálképzés instabil tartománya, hajlító instabilitások, (5) szálgyűjtő (kollektor) (6) földelés (7) tápegység

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 csúcásból egy vagy több vékony folyadéksugár lép ki. A kialakult folyadékfelszín matematikai leírásában elért eredményeiért tiszteletből ezt gyakran Taylor kúpnek nevezik (Molnár, 2013).

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 töltéseloszlást 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 (Hohman, et. al., 2001) (10. ábra). A szálképzés során a szálgyűjtőre való érkezés során kihajlás miatt

deformálódhatnak a szálak, valamint a nyújtás során, szétszakadozhatnak, valamint ún. gyöngyök alakulhatnak ki rajtuk. Az ilyen típusú instabilitásokat ezen dolgozat keretén belül nem tárgyalom.



10. ábra Az előállítás során fellépő hajlító instabilitások (Molnár, 2013)

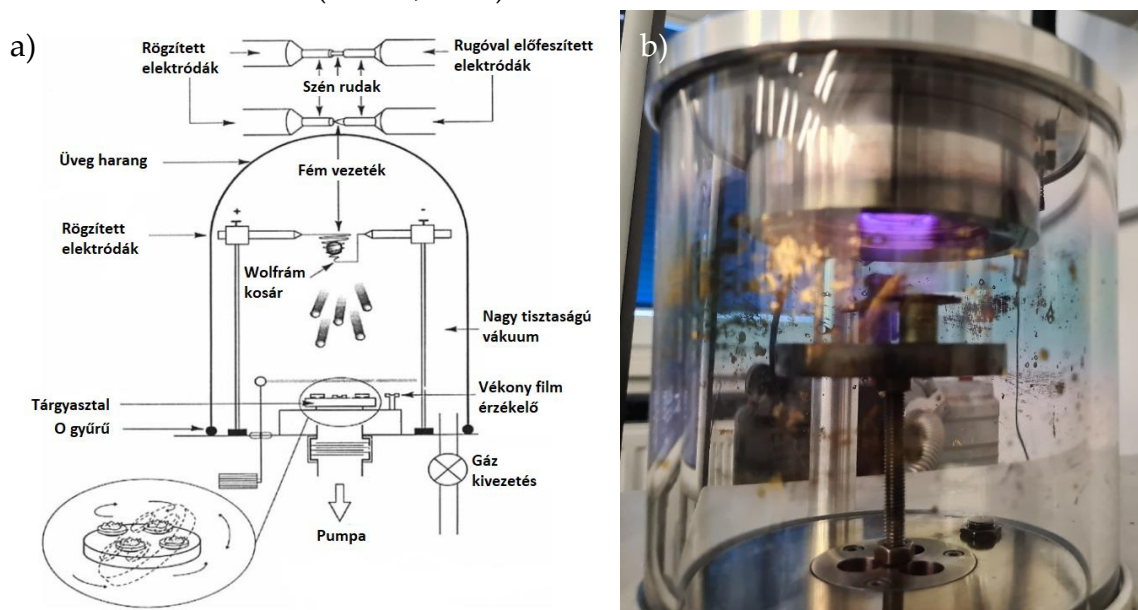
A folyadéksugár a gyorsulás és az ostorozó mozgás hatására fellépő vékonyodás mellett az oldószer párolgásának hatására repülés közben megszilárdul, majd a visszamaradt szilárd halmazállapotú folytonos szál a szálgyűjtőn (kollektoron) gyűlik össze.

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 szálképző és szálgyűjtő közti távolság, relatív páratartalom, hőmérséklet, kapilláris átmérő, valamint az oldat párolgási sebessége mind befolyásolja az eljárás megvalósíthatóságát, valamint a kialakuló struktúra jellegét és méretét. Ennek következtében nehéz a mások által elvégzett 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 (Heu, R. et. al., 2019). A felületi bevonat célja, hogy a mintát egyenletesen földelté tegye, ezáltal

elvezelve a fölösleges elektronokat. A felületkezelési eljárás magas minőségű vákuumban történik egy speciális berendezéssel, amit a 11. 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 (Echlin, 2009).



11. ábra A felületi réteg létrehozásához használt vákuum párologtató. a) A szerkezet sematikus rajza és részei (Echlin, 2009), b) A Polimerteknika 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 (Richard et. al., 2000). Az így kialakult fizikai térháló csökkenteti ezen anyagok kúszási hajlandóságát, ám a klasszikus elasztomereknél tapasztaltakhoz képest még mindig jelentős marad. 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 termoplasztikus jelző 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 sztírol-butadién és éter-észter elasztomerek és szegmentált poliuretánok (Bonart, 1979). Az irodalomkutatás során talált cikkekben ritkán specifikálják a felhasznált TPE-k típusát. A poli(sztírol-izobutilén-sztírol) (SIBS) egy termoplasztikus elasztomerként viselkedő biostabil triblokk kopolimer, amelynek mechanikai tulajdonságai a szilikongumi és poliuretán közt helyezkednek el (Pinchuk et. al., 2008). Emellett hemo- és biokompatibilis, így orvostechikai alkalmazásokban népszerű, többek közt gyógyszerkibocsátó sztentekben használják. Tipikus paramétereit az 1. táblázat – SIBS paraméterei foglalja össze.

1. táblázat – SIBS paraméterei (Gestos et. al., 2013)

Shore keménység	30A-60D
Sztírol 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 ideális jelöltnek tűnt a kísérletek elvégzéséhez. Korábban SIBS felhasználásával 20 kV-on 15%-os koncentráció mellett (%w/v) óránként 0,4 mL térfogatárammal a szálképző és szálgyűjtő közt 100 mm-es távolsággal végeztek elektro-szálképzési kísérleteket (Gestos et. al., 2013). 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 tetrahidrofurán (THF), toluol, metilciklohexán, ciklopentán (Pinchuk et. al., 2008). 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 (International Labour Organization)

Név	Összetétel	Forráspont [°C] (ICSC)	Dinamikai viszkozitás 20°C-on [mPa · s]
ciklopentán	C_5H_{10}	49,2	0,44
THF	$(CH_2)_3CH_2O$	66	0,5
toluol	$C_6H_5CH_3$	110,6	0,59
metilciklohexán	$C_6H_{11}CH_3$	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 (w%) adtak hozzá SWCNT-et. Ebben az esetben szálak helyett csak cseppek képződtek. A vezetőképesség SWCNT-k alkalmazásával 0-ról 95 mikro S/cm-re nőtt (Liu et. al., 2007).

2.6 Szakirodalmi összefoglalás

A McKibben-féle mesterséges izmok más aktuátor típusokhoz képest robosztusabb és egyszerűbb szerkezettel, nagyobb fajlagos teljesítménnyel és alacsony árral rendelkeznek. További előnyük a hagyományos, pneumatikus munkahengerekhez képest, hogy lényegében nem rendelkeznek statikus súrlódással, így nem tapasztalható akadozó mozgás. A szerkezet rugalmasságából adódóan biztonságosabban lehet emberek környezetében alkalmazni őket, érzéketlenek az egytengelyűség hiányára, és jó csillapítóképeséggel rendelkeznek. Hátrányaik közé tartozik viszont az erősen nemlineáris dinamikus viselkedésük. Ez a tulajdonság visszavezethető a belső csőben létrejövő áramlásokra, szálak közti súrlódásra, valamint az elasztomer nemlineáris nyúlási karakteristikájára. A McKibben-féle konstrukció a mai napig az egyik leghatékonyabb és legtöbbet használt, nyomással működtetett mesterséges izom.

Az irodalomkutatás során bemutatott erősítőstruktúra gyártási eljárások közül csak a fonatolás gazdaságos nagy mennyiségek előállítására esetén, míg a tekercselés elsősorban kisebb szériák, rövidebb erősítő csövek gyártására alkalmas. Ezek közül az előállítási módszerek közül egyik sem kivitelezhető célgépnélkül, valamint különleges eljárásokra, forgó dobra történő 3D nyomtatásra sem volt lehetőségem. Ennek megfelelően a dolgozat során a kereskedelemben elérhető, fonatolt polietilén-tereftalát (PET) kábelvédőket használtam. Az erősítőszálakat jövőbeli kutatásaimban aramidból tervezem előállítani, mivel ez az anyag kis súrlódási tényezővel, nagy szakítószilárdsággal

rendelkezik és mindemellett biokompatibilis. A szakdolgozat során elvégzett vizsgálatokhoz azonban a kereskedelmiileg rendelkezésre álló anyagok is megfelelnek.

McKibben-féle mesterséges izmokból próbáltak előnyösebb tulajdonságú szerkezeteket létrehozni, például több mesterséges szál fonatolásával. Az ilyen szerkezeteket vizsgáló kutatás során kedvezőbb mechanikai paramétereket lehet elérni, a blokkolt erő, valamint szabad megrövidülés is nőtt (Koizumi, 2018). Az ezekhez hasonló a módszerek viszont még bonyolultabbá teszik a rendszert és az amúgy is komplikált modelleket így a szakdolgozat írása során nem végeztem ilyen kísérleteket.

2.6.1 FEJLESZTÉSI LEHETŐSÉGEK, CÉLKITŰZÉSEK ÉS HIPOTÉZISEK

A szakirodalomi áttekintés közben ötletként felmerült bennem a külső bevonat vagy cső hozzáadásának lehetősége, azonban nem találtam olyan kutatást, amely a McKibbenben izmok esetén az ilyen elem hozzáadásának lehetőségeit vizsgálta. Egy újabb külső réteg előnye lenne, hogy az egymás melletti tömlők erősítőszálai nem súrlódnának egymáson, így a struktúra élettartama megnövekedne, valamint csökkennének a szálak közti súrlódások. Az élettartam mesterséges izmok esetén rendkívül fontos, hiszen a harántcsíkolt izmok akár 10^9 összehúzódásra is képesek életük során. Bár az eddigi, 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 (Gentry et. al., 2010). Az ilyen, fátaszálak mérésére irányuló kutatásban a ritka hibák főként az erősítőszálakat érintették, ami szintén alátámasztja a külső réteg fontosságát.

A külső tömlőnek a biokompatibilitás szempontjából is fontos szerepe lehetne, mivel a korábban leírt albuminréteg kialakulásának negatív hatásait képes lenne megszüntetni. A külső bevonat további előnye, különösen latexből készült belső nyomástartó szerkezeteket használó izmok esetén fontos. Mivel a latex nem biokompatibilis, egy más anyagból készített bevonattal kiküszöbölhetőek lennének a szervezet válaszkapcsolatai. A burkolat magában foglalhat egyszerre több mesterséges izmot, vagy minden tömlőnek lehet saját külső burkolata is. Az egyéni bevonattal ellátott izmok előnye, hogy csökkenti az erősítőszálak kopását azáltal, hogy nem engedi őket összehúzódás közben egymáson csúszkálni. A külső bevonat, mint az emberi testben található izompólya pedig nagyobb védelmet biztosíthatnak mechanikai sérülésekkel szemben. A két burkolat típus nem zárja ki egymást, így ezeket együttesen érdemes alkalmazni, mindkét technika előnyös tulajdonságait kihasználva.

A szakirodalomban kevés kutatás foglalkozott a belső cső előállításával. A merítéses öntés technológiáját érdemes lenne vizsgálni, hiszen így rendkívül kicsi – akár 0,05 mm – és egyenletes falvastagság érhető el (Blackley, 1997). Az öntéssel ellentétben elég a kívánt belső geometriát előállítani, ezáltal nincs szükség öntőformára. További előny, hogy a térhálósodás közben sokkal könnyebben hozzáférhető a cső anyaga, így akár különböző anyagszerkezeti módosításokat, például vulkanizációt lehet végezni.

Az áttekintés során nem találtam olyan vizsgálatokat sem, 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 aktuatorok használatát. Mivel a folyadékok összenyomhatatlanok, így nem viselkednek energiatárolóként, ennek következtében a hidraulikus McKibben mesterséges izmoknak a hatékonysága csaknem kétszerese a pneumatikus társainak (Meller, 2014).

A dolgozat egyik fő fejlesztési iránya ennek következtében a hidraulikus munkaközeg használatát lehetővé tevő zárt rendszer kialakítása, és a rendelkezésekre álló gépekkel történő tesztelésük volt. A dolgozat során a mesterséges izmok kereskedelmi forgalomban elérhető anyagokból állítottam elő. Az irodalomkutatás során nem találtam egységes, reprodukálható nyomáscsatlakozót és záródugót, ami alkalmas lenne a szálak befogására is, úgyhogy a dolgozat során ezek fejlesztése és tesztelése is céljaim közé került.

A nyúlásmérő szenzorok irodalma láthatóan gyorsan növekszik, azonban eddig kevés átfogó írás született ezekről. 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 alapot biztosítana a dolgozat folytatásaként elektromosan vezető szálak létrehozásához, amelyeken mérés ellenállás karakterisztikát lehetne meghatározni. A dolgozat során kísérletet tettem vezető nanoszálak előállítására.

A fent felsoroltak alapján az alábbi hipotéziseket alkottam meg, amiket kísérletekkel vizsgáltam:

- H1. A mesterséges izmok működtetéséhez nem szükségesek hagyományos hidraulikus vagy pneumatikus kompresszorok.
- H2. A hidraulikus munkaközeg és zárt rendszer használata mellett a szakirodalomban található McKibben-féle mesterséges izmok, az emberi harántcsíktolt izmokkal összemérhető fajlagos erőt és alakváltozást lehet elérni.
- H3. SIBS-ből és szén alapú töltőanyagokból készített oldatból elektro-szálképzéssel előállíthatók nanoszálak, amik alkalmasak rezisztív módon nagy deformációk mérésére.

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 a H1-es hipotézisben megfogalmazott egyedi megközelítést vizsgáltam, hogy az irodalomkutatásban túlnyomó többségét adó pneumatikus munkaközeget, amik nyomását általában kompresszorokkal állítják elő, egy zárt rendszerű, kézileg működtethető hidraulikus összeállítással helyettesítem. A H1-es H2-es hipotézis vizsgálatára mind pneumatikus mind hidraulikus méréseket végeztem

A H3-as hipotézisben említett nyúlásmérő szenzorok elkészítéséhez a kutatás során egyfalú szén nanocsöveket (SWCNT-eket) valamint finomszemcsés kormot kevertem az elektro-szálképzésnél használt SIBS-tartalmú oldatokba ezáltal próbáltam a szálak vezetőképességét növelni. A nanoszálak nyúlásmérő képességét a hosszváltozásuk során megváltozott ellenállásuk adná. A szálaképzési kísérletek későbbi fázisában a szálakat egy rugalmas textília felületére gyűjtöttem, 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 polimer alapanyagként SIBS-et (Kaneka, SIBStar 062T (Kaneka, 2022)) használtam, amelyet a megfelelő párolgási sebesség elérésének érdekében két-féle apoláris oldószer keverékében – THF és toluol (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. A kísérletek során az oldatot egy 3 mL-es fecskendőbe szívтам fel.

A kutatásom során 30-nál is több oldatot készítettem az elektro-szálképzési eljárás optimalizálásához. Az első elektro-szálképzési kísérletekhez tetrahidrofuran (THF) és toluol 95:5 tömegszázaléknyi keverékében oldottam fel 20 w% 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 kísérlet során a feszültséget 5 és 20 kV míg a térfogatáramot 10 és 100 μL között változtattam, 22 °C-os hőmérséklet és 40%-os relatív páratartalom 20 cm szálképző-szálgyűjtő távolság mellett.

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

Az oldatok, és ezáltal a szálak vezetőképességének növelésére töltőanyagként a harmadik mérési sorozatban többfalú szén nanocsöveket (MWCNT-eket Nanocyl 5000) a negyedik mérési sorozatban pedig finomszemcsés kormot használtam. A szén nanocsövek nehéz kezelhetősége miatt először 1 g MWCNT és 29.5 g toluol felhasználásával 3,4 w%-os mesterkeveréket készítettem, amiben az aggregátumokat ultrahangos keverővel (Bandelin Sonopuls 4200 HD, Bandelin Electronic GmbH) 50 W teljesítménnyel 5-ször 20 másodpercen keresztül oszlattam el.

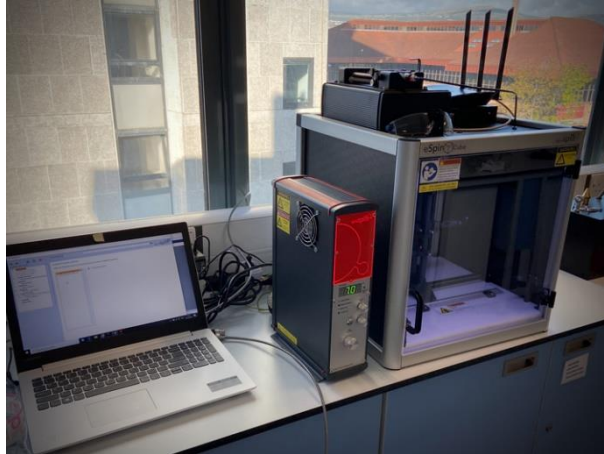
Az oldatkészítésnél először SIBS-et, és a töltőanyagtól függően kormot vagy a szén nanocsöveket tartalmazó mesterkeveréket mértem ki PP-mintatartókba analitikai mérleg segítségével. Ezek után az oldószereket (THF, toluol) pipettával adagoltam. A töltőanyagok homogén eloszlása érdekében ultrahangos keverőt használtam 50 W teljesítménnyel pulzáló üzemmódban. A homogenizálás során 20 cikluson keresztül, 10 másodperces intervallumokban, 3 másodpercig közöltem összesen 3 kJ energiát a rendszerrel. A pulzáló üzemmódra azért volt szükség, hogy az oldat hőmérséklete, ezáltal az oldószerek párolgásának üteme ne emelkedjen meg.

3.2 Száلكépzés és annak vizsgálata

A száلكépzéshez a Spinsplit Kft. SpinCube horizontális elrendezésű elektro-száلكépző berendezését használtam (12. ábra). A berendezés tápegységének maximális feszültsége 40 kV, a zárt kamra belső méretei 45x45x42 cm. Az oldat egyenletes áramlását egy SpinPump (Spinsplit Kft., térfogatáram: 5-4500 $\mu\text{L}/\text{perc}$) pumpa biztosította.

A kísérletek során a pumpa HydroDrive (Spinsplit Kft) rendszerrel volt kiegészítve. Ez a modul lehetővé teszi, hogy a pumpa ne közvetlenül a prekursorzt tartalmazó fecskendőnt nyomja, hanem egy hidraulikus dugattyúpáron keresztül csatlakozzon hozzá. Ennek előnye, hogy a prekursorzt sokkal rövidebb szakaszon kell keresztüláramoltatnunk, mivel a fecskendőt közvetlenül a száلكépző mögött helyezhetjük el. A száلكépzés során keletkező holt térfogat így minimális lesz és a berendezés tisztítása is könnyebb. A kísérletek során gauge 1/18" méretű 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 száلكépző kapiláris tű végén kialakuló Taylor kúpot. A száلكépző berendezés a Spinstudio szoftver

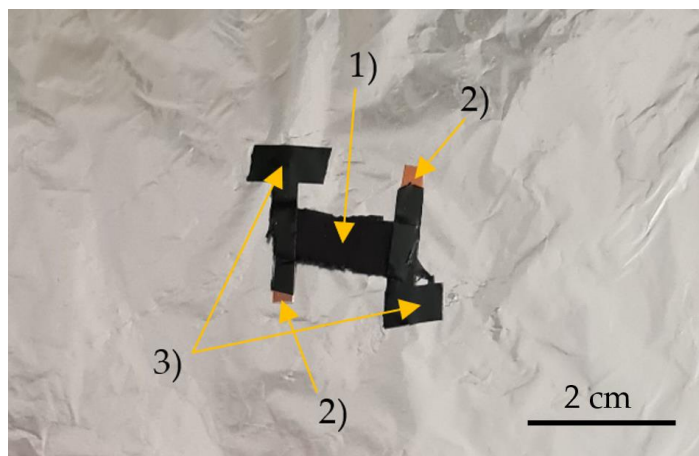
használata segítségével teljes egészében digitálisan kezelhető, ezen keresztül a szálképzést befolyásoló összes paraméter állítható, valamint a kamera képe és a szenzorok (nyomásmérő a hidraulikus rendszerben, hőmérséklet, relatív páratartalom) adatai valós időben követhetőek.



12. 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 szálgyűjtőre történt, a minták könnyű eltávolíthatósága érdekében a szálgyűjtőre alumíniumfóliát rögzítettem és azokon fogtam fel a szálakat. A kísérletek során használt tápfeszültséget 7.5 és 40 kV közt változtattam, a szálképző és szálgyűjtő távolsága 10 és 25 cm közé esett, a térfogatáramot pedig $5 \frac{\mu L}{perc}$ és $100 \frac{\mu L}{perc}$ közt változtattam.

Mivel a szálak elektrosztatikusan könnyen töltődnek, az alumíniumfóliáról való eltávolításuk károsodáshoz vezet. A nyúlásmérő szenzorok létrehozásához ezért az alumíniumfólia elé vezetőragasztóval rézlapból (0.1 mm vastag, BME Elektronikus Eszközök Tanszéke) és textilálból (90% pamut 10% elasztán, Röltex) készült összeállítást (13. ábra) helyeztem el.



13. ábra- Nyúlásmérő szálak mérését lehetővé tevő összeállítás – 1) textil (90% pamut 10% elasztán), 2) réz elektródák (nagy részt a vezetőragasztó és textil takarásában), 3) vezető ragasztó

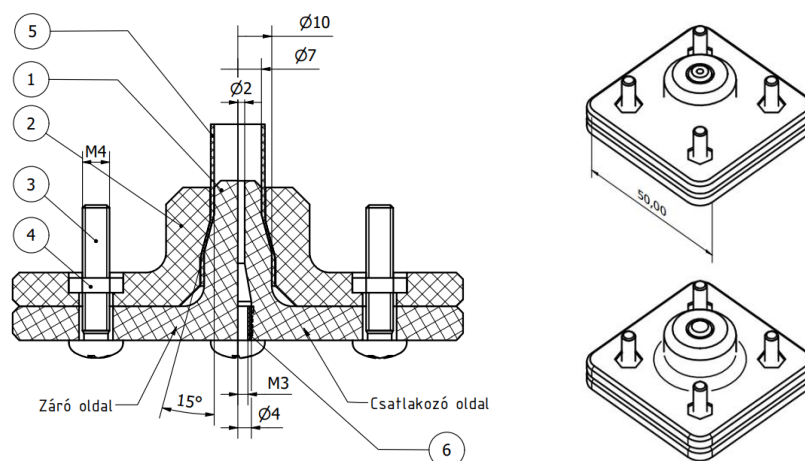
A szálképzési kísérletek eredményeinek kiértékelése során az alumíniumfólián összegyűjtött mintákat egy JEOL JFC-1200-as finombevonó segítségével 45 másodpercen át 10 Pa nyomáson vékony aranybevonattal láttam el, majd egy JEOL JSM 6380LA típusú pásztázó elektronmikroszkóppal 5 kV később 10 kV gyorsítófeszültség mellett 500-1000-, 2000- 5000- és 10000- szeres nagyítás mellett vizsgáltam azokat.

3.3 Tervezési feladatok

A H1-es hipotézis vizsgálatának alapfeltétele a rendszer tömítettségének biztosítása, így a dolgozat írása során számos tervezési feladatot kellett elvégezni, ideértve az egyedi alkatrészek, valamint a kísérletek megtervezését.

3.3.1 ZÁRÓDUGÓ

A kísérletek során folyadék munkaközeg – 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 (7 mm belső átmérő) kereskedelmi forgalomban nem találtam megfelelő alkatrészeket ezért egyedi záróelemeket terveztem. A kialakítás során fontos szempont volt a könnyű szerelhetőség, valamint a szakítógépbe való befogathatóság, hiszen enélkül a mérések reprodukálhatósága nem lehetséges.



14. 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

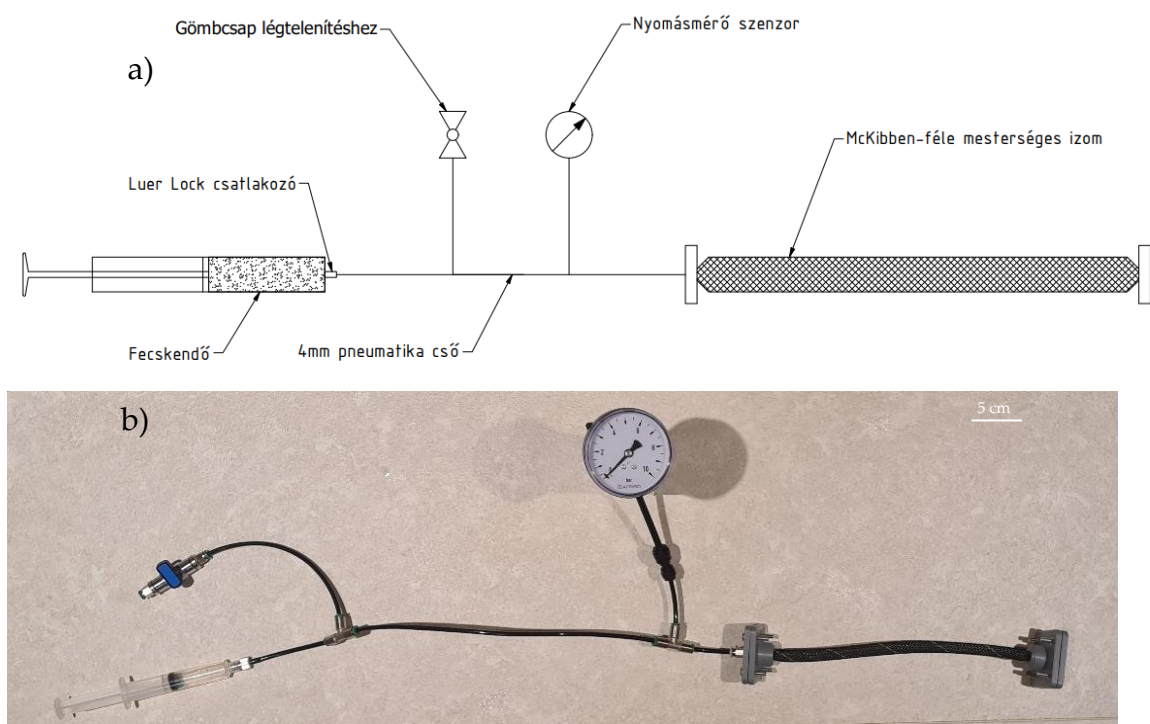
Ahogy a 14. ábra mutatja, a tömítést a két kúpos kialakítás összezárása miatt a szilikon csőben létrejövő rugalmas alakváltozás okozza. A nyomásforráshoz való csatlakozás érdekében az egyik záróelemen furatot helyeztem el, amelynek végében M3-as menetperselyt helyeztem el.

A záróelemek méretezésének ellenőrzését végesem 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.

3.3.1 FLUIDIKA RENDSZER

A mesterséges izom működtetéséhez szükséges nyomást hidraulikus úton, egy fecskendő segítségével biztosítottam. A 10 mL 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 15. ábrán látható.

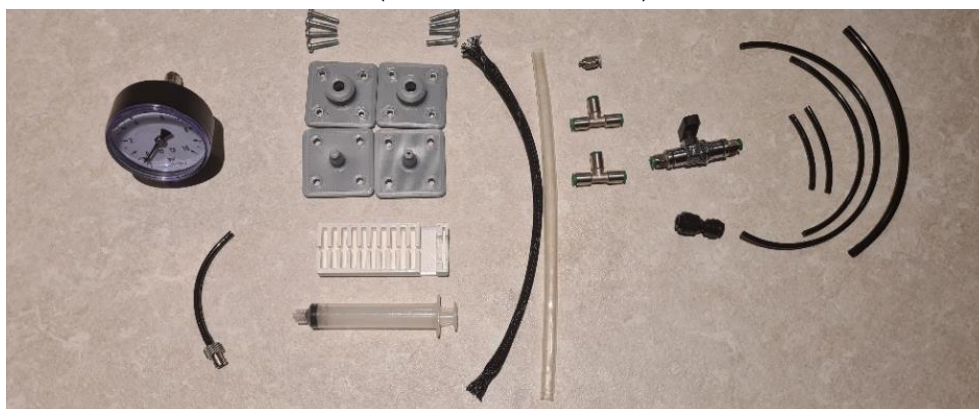


15. ábra A prototípus a) Sematikus fluidikai rajz b) Fizikai megvalósítást

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.). A nyomástartó tömlőre elhelyezett erősítőstruktúra egy 8 mm-es belső átmérővel rendelkező fonatolt polietilén-tereftalát kábelvédő volt (Conrad Electronic).



16. ábra Fotó a mesterséges izom összeállításához szükséges elemekről

3.4.1 AZ 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 hosszát anyagtakarékosság érdekében a konstrukcióban használt 300 mm helyett 200 mm-nek választottam.

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

3.5 A McKibben-féle izom pneumatikus vizsgálatai

A H2-es hipotézis vizsgálatához a szakdolgozat keretein belül először pneumatikus méréseket végeztem. A mesterséges izmok pneumatikus működtetéséhez a tanszéki sűrített levegős rendszert használtam.

3.5.1 ÁLLANDÓ ERŐ MELLETTI NYÚLÁS VIZSGÁLAT NYOMÁS FÜGGVÉNYÉBEN

A mérés célja a mesterséges izmok szakirodalommal, valamint biológiai párjaikkal való összehasonlítása volt az összehúzóerő képességeik alapján. A mérés során használt paramétereket az 3. táblázat tartalmazza. A nyomás szabályozása kézzel történt, az állandó erőt a szakítógépen előfeszítésként állítottam be.

3. 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

3.5.2 RÖGZÍTETT HOSSZ MELLETTI ERŐ VIZSGÁLAT NYOMÁS FÜGGVÉNYÉBEN

A szakirodalomban blokkolt erő mérésként szokás erre a kísérletre hivatkozni (Tondu, et. al., 2000). A mérés célja a maximális erő meghatározása különböző nyomások mellett. A mérés eredményeként kapott erőt fajlagosítva az általam megépített szerkezetben ébredő feszültséget összehasonlítottam harántcsíkolt izmokra jellemző értékekkel. A szakítógépen 0 mm elmozdulás mellett nem lehet erőt mérni, azonban állandó hossz mellett erő mérésére feszültségrelaxációs programmal van lehetőség. Ebben a kísérletben egy elhanyagolhatóan kicsi értékkel – 0,1 mm-el – nyújtottam meg a szerkezetet, 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.

3.5.3 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 útvezérelés alapján 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.

3.5.4 HIDRAULIKUS MÉRÉSEK

A H1-es és H2-es hipotézisek vizsgálataként hidraulikus méréseket végeztem. A mesterséges izmok által kifejtett erőt, valamint az erő hatására létrejövő elmozdulásukat szintén szakítógéppel mértem (Zwick Z005, GTM típusú erőmérőcella, méréshatár 5 kN). A méréshez és kiértékeléshez használt szoftverek azonosak voltak az anyagvizsgálati módszereknel bemutatottakkal.

A kísérletek előtt a mesterséges izmot feltöltöttem vízzel, és gömbcsapon keresztül légtelenítettem. A 10 mL-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 17. ábrán látható alkatrészt terveztem meg. Az alkatrészen kialakításra került egy horony, ahova a fecskendő újtámasztó gyűrűjét helyezhetjük, valamint ezen kívül a rendelkezésre áll 11 felület, ahol a fecskendő dugattyúja felütköztethet. A felületek távolságai úgy határoztam meg, hogy a köztük lévő elmozdulás 1 mL térfogatváltozásnak feleljen meg. A 11 felületen így tetszőlegesen tudtam 0 és 10 mL közt állítani a többlettérfogatot.



17. 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 erővel, 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 15. ábrán szereplő nyomásmérőről olvastam le (Afriso RF63 méréstartomány: 0-10 bar, felbontás: 0,1 bar).

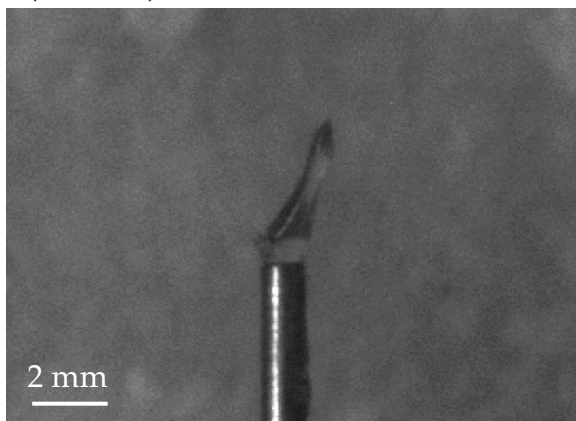
4 KÍSÉRLETI EREDMÉNYEK

Ebben a fejezetben bemutatom az elektro-szálképzési kísérleteket, az eljárással előállított minták vizsgálatát, valamint a mesterséges izmokon végzett hidraulikus méréseket. A fejezet végén értékelem az irodalomkutatás végén felállított hipotéziseket.

4.1 A megfelelő koncentráció megtalálása, első és második mérési sorozat

A kísérletek első fázisában nem alkalmaztam szén alapú töltőanyagokat, csak SIBS, THF és toluol felhasználásával készítettem oldatot. Az első kísérlethez készített oldatban 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, valamint a szálképzési paraméterek különböző beállításai mellett is jelen maradt, így értékelhető mintát nem sikerült ebből a kísérletsorból készíteni. A második mérési sorozathoz ennek következtében a 3.1 fejezetben leírtak szerint hígítási sort készítettem.

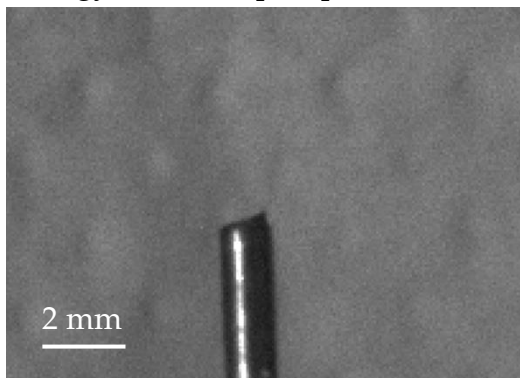
A koncentráltabb oldatoknál ismét a túlzott párolgás jelensége volt megfigyelhető, úgyhogy a szálképző-szálgyűjtő távolságot 15 cm-re csökkentettem és az oldatot toluollal kezdtem fokozatosan hígítani. Az eredeti oldathoz toluolt adva a SIBS koncentrációt 20-; 17,5-; 15-; 12,5- és 10- tömegszázalékra csökkentettem. A hígított oldatokkal alacsony, 10 μL /perces térfogatárammal kezdtem szálképzésbe, a feszültséget 7,5 és 20 kV közt változtatva. A 20 w%-os oldat esetén a szálképzés nem volt sikeres, a minta a lefejtés során apró darabokra esett szét és a tű végénél látható beszáradás-közeli állapot még mindig fennállt (18. ábra).



18. ábra – Beszáradt oldat az szálképző tű végén.

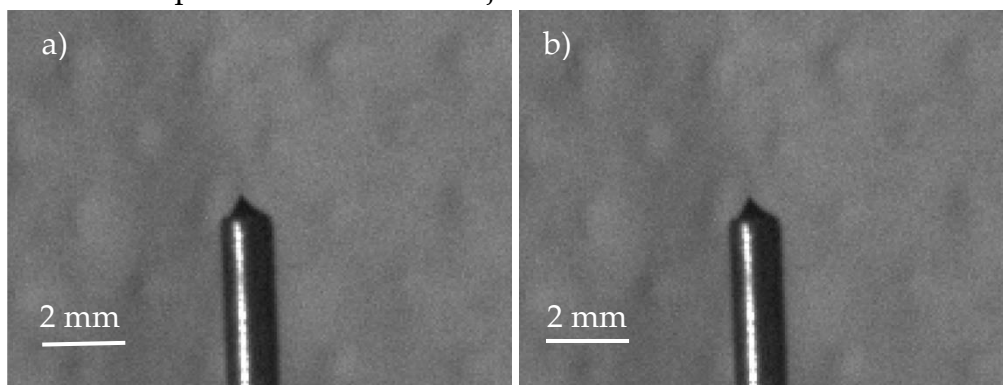
A 15 w%-os oldat jobb eredményeket hozott, sikerült egybefüggő réteget gyűjteni, azonban a Taylor kúp nem volt stabil, a 20 w%-os ábrához hasonló hosszú nyúlvány alakult ki, amelyen a kilépési pontok helye gyorsan változott így megfelelő képeket

nem tudtam róla készíteni. A 10 w%-os oldat hozta a legjobb eredményeket, a 19. ábrán látható Taylor kúp alakult ki egy stabil kilépési ponttal.



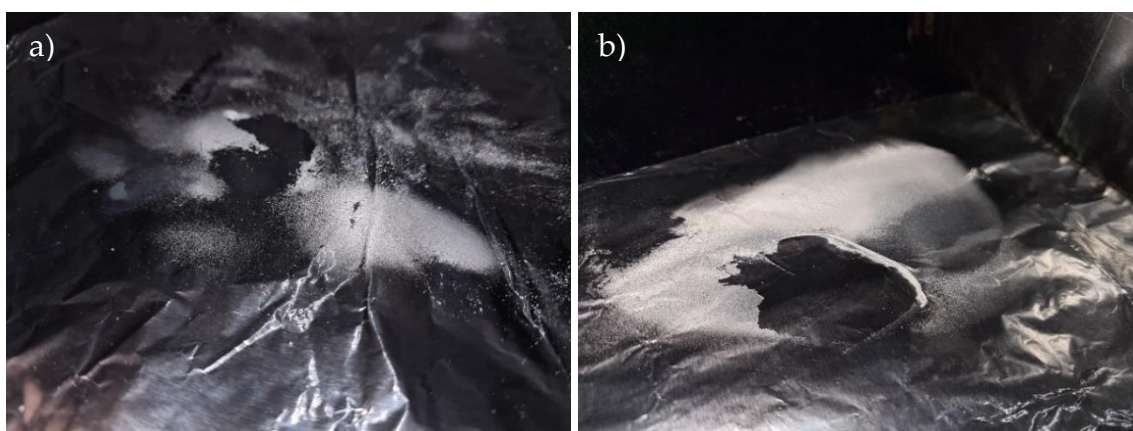
19. ábra – 10 w% oldatnál kialakuló Taylor kúp alacsony ($10 \mu\text{L}/\text{perc}$ térfogatáramnál).

A térfogatáram növelésével a Taylor-kúpot sikerült nagyobbá és központossá tenni. Az erről készült képeket a 20. ábra mutatja.



20. ábra Taylor kúp a) $20 \mu\text{L}/\text{perc}$ b) $50 \mu\text{L}/\text{perc}$.

Az alumíniumfóliákon összegyűlt két „sikeres” mintát a 21. ábra mutatja be, amiken látszanak a lefejtési kísérletek is.



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

Látható, hogy a 15 w%-os oldat esetén a minta a lefejtés során hamar apró darabokra szakad, azonban a 10%-os minta esetén viszonylag homogén a lerakódás, amit csipeszszel egyben lefejthető volt.

4.1.1 PÁSZTÁZÓ ELEKTRONMIKROSKÓPIA

A pásztázó elektronmikroszkópiával a 10 w%, 12,5 w%, 15w% és 17,5 w%-os oldatokból képzett mintákat vizsgáltam.

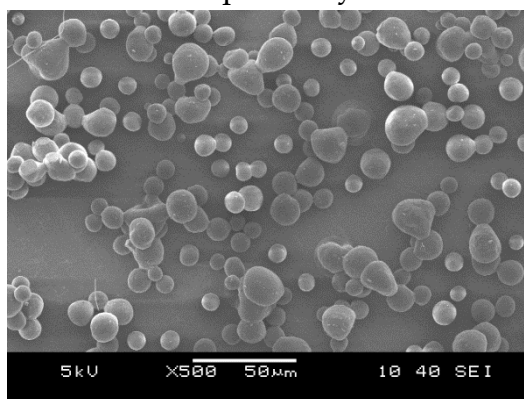
A 10 w%-os minta elektronmikroszkópos vizsgálat során (22. ábra) látható, hogy cseppek képződtek, amik mintha egybefolyának.



22. ábra 10 w%-os SIBS oldattal végzett szálképzési kísérlet

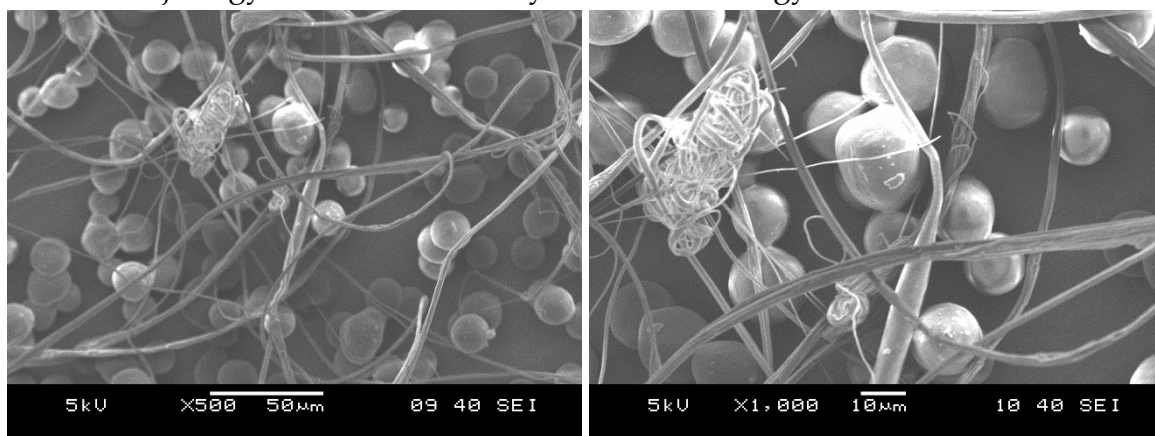
A szakirodalomban szándékosan is előidézik ezt a jelenséget, amit electrosprayingnek, magyarul elektrosztatikus porlasztásnak nevezik. Az egybefolyás oka az oldószer elégtelen párolgására utal. Az oldat többi összetevője 75 w% toluol és 15% THF volt, így a lassabb párolgás várható volt a toluol magasabb 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 w% -os oldat esetén (23. ábra) láthatóan megszűnt a cseppek összefolyása, azonban az oldat viszkozitása még mindig túl alacsony, a cseppek még mindig elektrosztatikus porlasztásra utalnak elektro-szálképzés helyett.



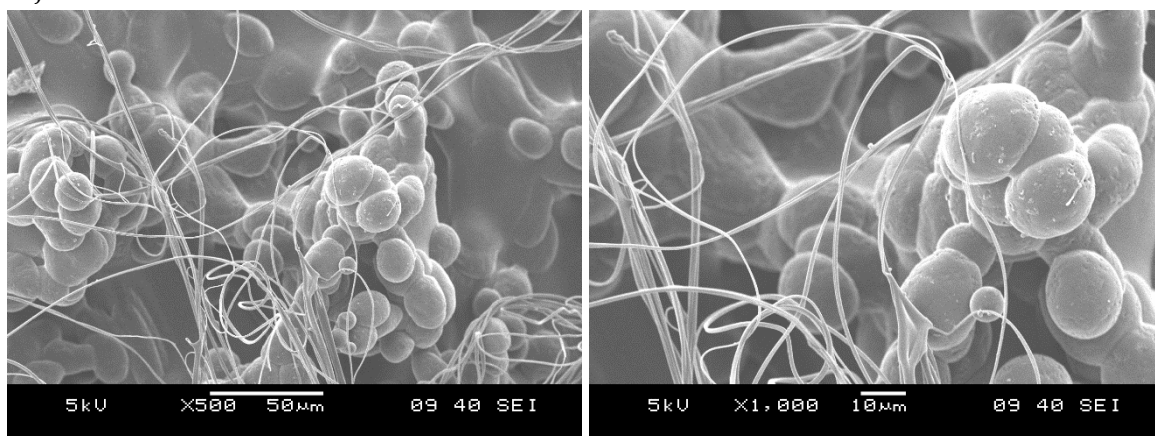
23. ábra 12.5 w%-os oldattal végzett szálképzési kísérlet

A 15 w%-os oldatokból készült minta elektronmikroszkópos képeit a 24. 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.



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

A koncentráció további növelésével, mint ahogyan a 25. ábra mutatja, a szálátmérők egyenletesebben eloszlása biztosítható. A képen különálló cseppek helyett összetapadt anyagok fedezhetőek fel. Ennek egyik lehetséges oka – amint a korábbi fejezetben említettem – az oldószer túlzott illékonysága. A 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 szálgyűjtőre kerül. A beszáradás után rövid, de nem állandó ideig szálképzés történik, majd a folyamat kezdődik előlről. A problémát a relatív páratartalom és a térfogatáram növelése sem javította, így valószínűleg az oldószer koncentrációján kell változtatni.



25. ábra 17,5w%-os szálképzési kísérletről pásztázó elektronmikroszkóppal készített képek ötszáz- és ezerszeres nagyításban

A cseppek képződésének okára ezen kísérletek alapján két újabb hipotézist (H4 és H5) állítottam fel.

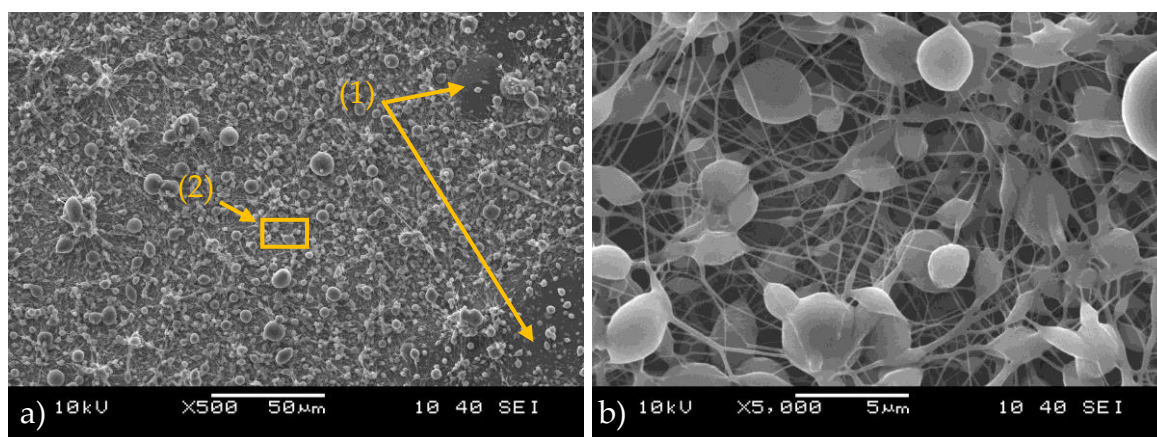
H4. A cseppek megjelenésének oka, hogy az oldat viszkozitása túl alacsony, ezért a szálak nyúlás közben szétszakadoznak. A polimer koncentráció növelésével a második sorozat méréseinek tendenciáját követve közvetetten növelhető a viszkozitás, így nagyobb koncentrációk esetén folytonos szálak érhetőek el.

H5. A cseppek megjelenésének oka az oldat elégtelen vezetőképessége. A tápfeszültség a szigetelő oldatot is képes feltölteni, ezáltal a cseppek a szálaknál nagyobb fajlagos felületük miatt több töltést tudnak a szálképzőről a szálgyűjtőre juttatni, mint ha folytonos szál alakulna ki. A vezető töltőanyagok használatával ezáltal folytonos szálképzés érhető el.

4.2 Harmadik mérési sorozat

A harmadik mérési sorozatban a szén nanocsövek (CNT) hozzákeverésének elektrosztatikus szálképzésre gyakorolt hatását vizsgáltam. A szálképzési kísérletek során a legtöbb oldatban nehézséget okozott az eljárás stabil munkapontjának megtalálása és fenntartása, így csupán az oldatok egy részéből sikerült pásztázó elektronmikroszkópiás (SEM) vizsgálatra alkalmas réteget képezni.

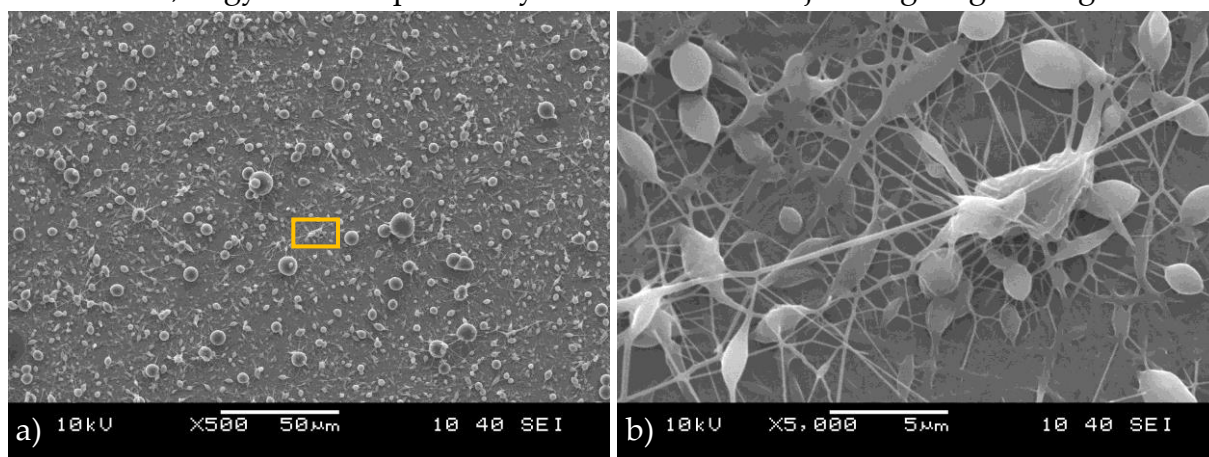
A szálképző környékén létrejövő beszáradások miatt a szálképzés pár oldatnál a kísérlet beindulása után 10-20 másodperccel megállt, más esetekben pedig aperiodikusan nagyobb, mm-es nagyságrendbe eső átmérőjű cseppek szakadtak le és kerültek át a szálgyűjtőre. Az utóbbi jelenség előfordulási gyakorisága a szálképzési paraméterek állításával csökkenthető volt, azonban több perce stabil működés után is bármilyen előjel nélkül képes volt kaotikussá válni. Ilyen leszakadt cseppek által feketére színezett foltokat láthatunk a 26. ábra (1) -es el jelölt részein. A minta 15 w% SIBS-t és a polimerre vonatkoztatva 1 w% CNT-t tartalmazó oldatból készült



26. ábra – Szálképzési kísérletről pásztázó elektronmikroszkóppal készített képek. Az a) ábrán 500-szoros nagyításban, az (1) -es jelölt részekben láthatjuk a szálgyűjtőre került nagyobb fekete cseppek hatására létrejövő elszíneződött részeket. A b) ábrán a (2) -es részből készült 5000-szeres nagyítású kép látható. A cseppek mellett nagyjából 100 nm átmérőjű szálak jelennek meg.

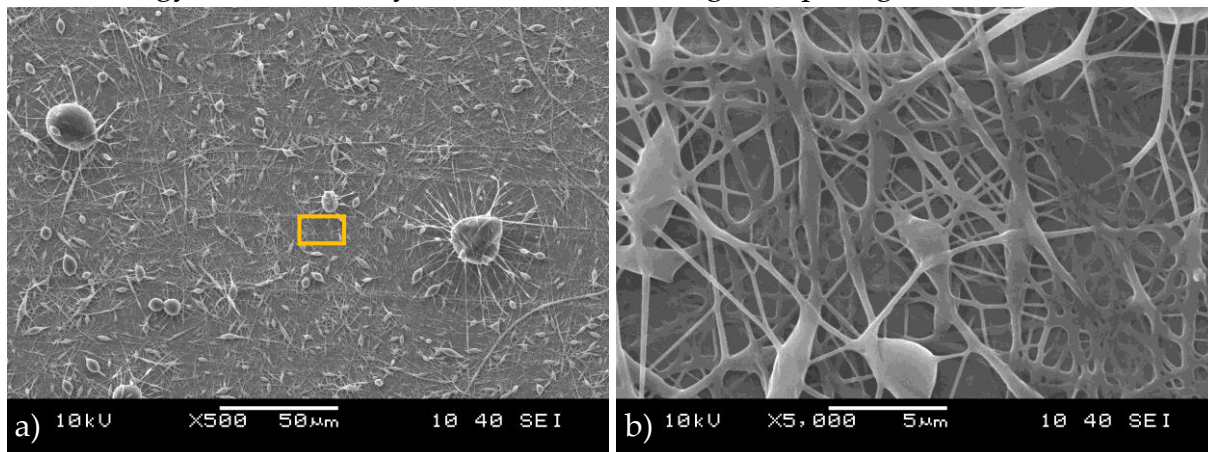
Az 500-szoros nagyítású képen több, 5-15 μm nagyságú csepp figyelhető meg. Az 5000-szeres nagyítású képen a cseppek közti részből készített felvételeken nagyjából 100 nm átmérőjű szálak jelennek meg. A szálak nem egyenletesek, rajtuk ún. gyöngyök jelennek meg. A kísérlet során a tápfeszültség 22,5 kV, a szálképző és szálgyűjtő közti távolság 15 cm, a térfogatáram 50 $\mu\text{L}/\text{perc}$ volt.

A 27. ábra hasonló összetételű, 15 w% SIBS-t és a polimerre vonatkoztatva 2 w% CNT-t tartalmazó oldatból készült minta SEM-el készült felvételét mutatja. A szálképzési kísérlet stabilizálása miatt a feszültséget 28.5 kV míg a térfogatáramot 50 $\mu\text{L}/\text{perc}$ kellett módosítottam, míg a többi paraméteren az előző mintához képest nem változott. Az 500-szoros nagyítású a) ábrán kevesebb csepp látható, köztük egybefüggő homogén szürke réteg figyelhető meg. A kijelölt rész 5000-szeres nagyításában az előző mintához hasonló méretű gyöngyöket tartalmazó szálak jelennek meg, azonban mögöttük egy egybefolyt réteg figyelhető meg. Az ezekhez hasonló rétegek kialakulásának oka, hogy a szálgyűjtőre a szálképzés során oldószer kerül, ami a már meglévő szálakat az oldószer elpárolgása előtt visszaoldja, ezáltal összemossa azokat. Ez a jelenség az oldószer elégtelen párolgására utal, ami annak függvényében különösen érdekes, hogy az szálképző környékén a beszáradási jelenség még mindig fennállt.



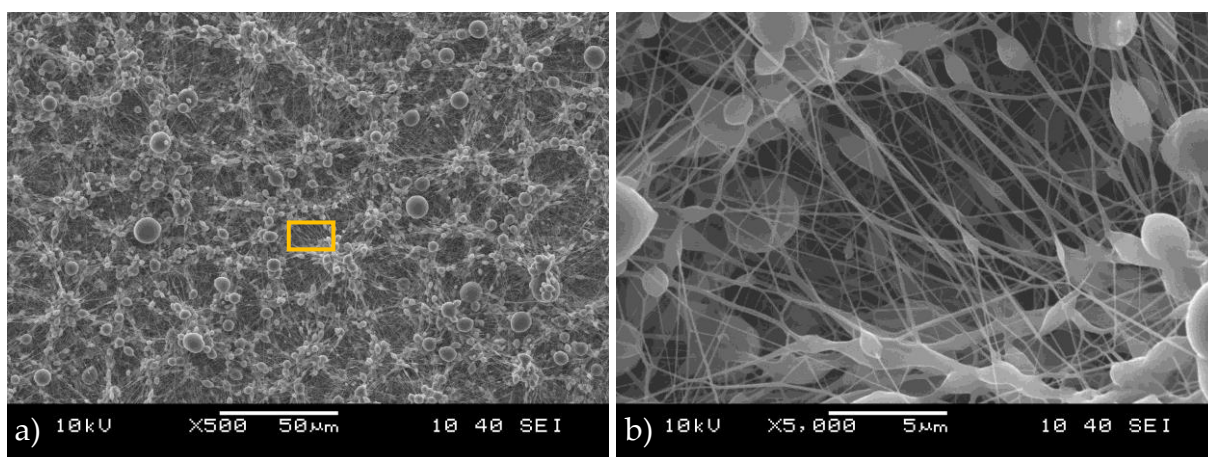
27. ábra – Szálképzési kísérletről pásztázó elektronmikroszkóppal készített képek. Az a) ábrán 500-szoros nagyításban, különálló, egyenletes eloszlású cseppek láthatók. A b) ábrán a kijelölt részből készült 5000-szeres nagyítású kép látható. A cseppek mellett nagyjából 100 nm átmérőjű szálak jelennek meg. A cseppek mögötti összefolyt réteg a szálgyűjtőre került oldószer miatt, a meglévő szálak visszaoldódása és újra kiválása miatt alakul ki. A szálakon gyöngyök jelennek meg

A 28. ábra szintén egy 15 w% SIBS-t és a polimerre vonatkoztatva 2 w% CNT-t tartalmazó oldatból készített minta SEM felvételeit mutatja be. Az előző mintához képest különbség, hogy az oldószer egyenlő mennyiségű toluol és THF keverékéből állt. A szálképzési paraméterek az előző kísérlethez képest a tápfeszültség 27,5 kV-ra való csökkentését kivéve változatlanok maradtak. Látható az 500-szoros nagyítású képen, hogy a kialakult cseppek száma csökkent. A kijelölt rész 5000-szeres nagyításán megfigyelhető, hogy a cseppek közt már főleg szálak jönnek létre, azonban ezek nem különállóak, gyakran összefolynak, ami ismét az elégtelen párolgásra utal.



28. ábra – Elektro-szálképzési minta a polimerre vonatkoztatva 2w% CNT-t tartalmazó oldatból. Az oldószer 50% toluolból 50% THF-ből állt. A kísérlet során a feszültség 27.5 kV a szálképző és szálgyűjtő közti távolság 15 cm a térfogatáram $100 \frac{\mu\text{L}}{\text{perc}}$ volt.

A 29. ábra a 20 w% SIBS-et és a polimerre vonatkoztatva 0.7 w% CNT-t tartalmazó oldatból készült minta SEM felvételeit mutatja. Az oldószer tiszta toluol volt. A mintát 20 kV tápfeszültség és 50 $\mu\text{L}/\text{perc}$ térfogatáram mellett készítettem.

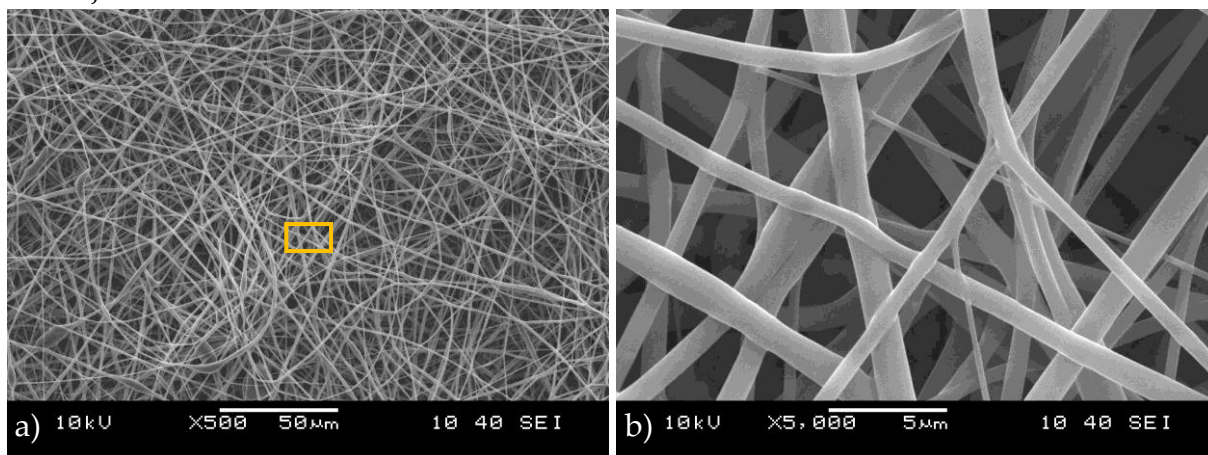


29. ábra 0.7% CNT a polimerre vonatkoztatva 20% SIBS az oldatban az oldatban 100% toluol

A mintán 500-szoros nagyításban még mindig több csepp látható, azonban 5000-szeres nagyításba a cseppek közti részben nagyon vékony 10-20 nm vastagságú szálak figyel-

hetők meg. A képeken a szálak nem mosódnak össze és más elégtelen oldószerpárolgásra utaló jel sincs. A szálak kis átmérője előnyös azonban, nem állandó rajtuk üngyöngyök figyelhetők meg.

A szálképzési kísérletek közül a legjobb minőségű szálak SEM felvételeit a 30. ábra mutatja.



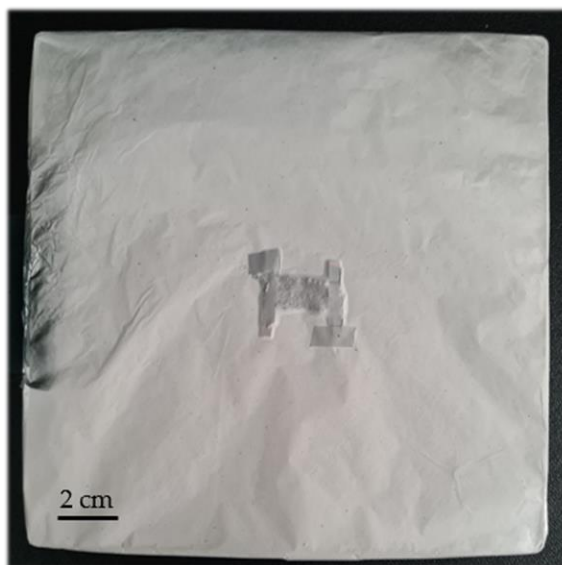
30. ábra 0.3% CNT a polimerre vonatkoztatva 15% SIBS az oldatban az oldatban 95% THF 5% toluol 12.1 paraméterek

A képeken egyenletes 800 nm átmérőjű, különálló, szálakat jelennek meg. Az oldat 15 w% SIBS-et és arra vonatkoztatva 0,3w% CNT-t tartalmazott. Az oldószer 95% THF és 5% toluol keverékéből állt. A szálképzés során a térfogatáram 100 $\mu\text{L}/\text{perc}$ a tápfeszültség 27.5 kV volt. A szálképző és szálgyűjtő távolsága kezdetben 20 cm volt, azonban ennek változtatása a morfológiára nem volt hatással. A távolság növelésével a szálgyűjtőn a szálak nagyobb sugarú körön belül kezdtek el gyűlni.

A kedvező eredmények miatt a további kísérleteimhez ezt az oldatot használtam kiindulási pontként. A kísérletet hasonló paraméterekkel többször sikerült megismételni, így a 3.2 fejezet szerint a nyúlásmérő szenzorok létrehozásához az alumíniumfólia közepére vezetőragasztóval rézlapból és textilből készült összeállítást (13. ábra) rögzítettem.

A kísérlet során a szálak a korábbiakhoz hasonlóan egyenletesen kör alakban kezdtek gyűlni, így egyaránt kerültek szálak az alumíniumfóliára és a mérési összeállításra is. A kísérletekhez az eredeti oldat CNT-tartalmát 15 w% polimerre vonatkoztatva 0,3-

0,7w%-os határok közt 0,1 w%-os lépésközzel változtattam figyelve a szálak vezetőképességét. A 31. ábra a 0,5 w% CNT tartalmú oldattal végzett szálképzés eredményét mutatja.

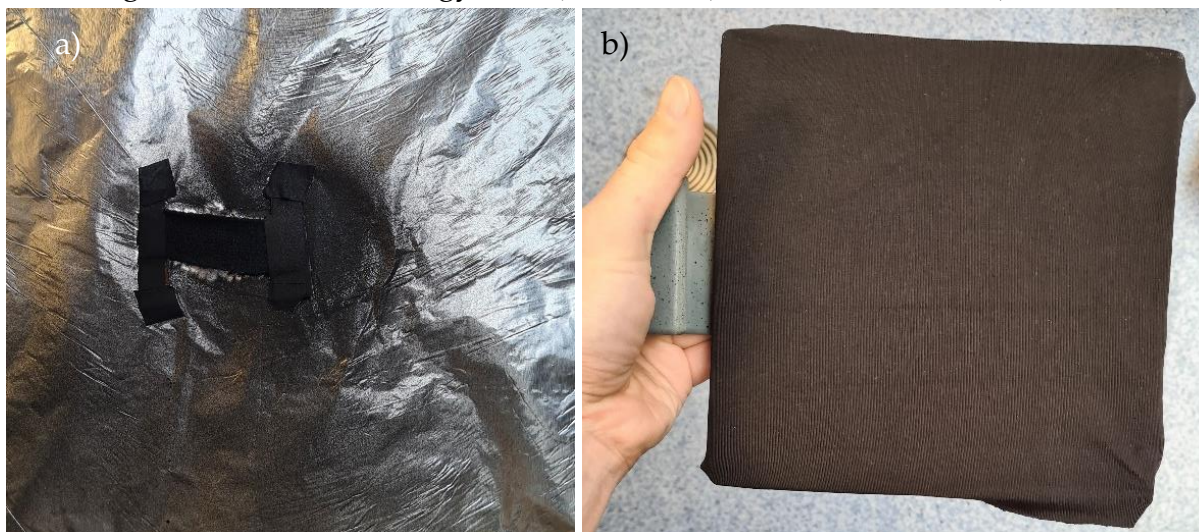


31. ábra - Nyúlásmérő szálak mérését lehetővé tevő összeállítás elektro-szálképzés után.

A kísérlet után a rézlapokkal együtt a textíliára gyűjtött mintákat elválasztottam az alumíniumfóliáról és megmértem villamos vezetőképességüket. Sajnos az összes mérés során 600 M Ω mérési tartományig villamos szakadást mértem, amiből arra következtettem, hogy az előállított szálakba nem került elegendő mennyiségű vezetőképes töltőanyag. A szálak szigetelő képességét jellemezte továbbá az, hogy a szálképzés során a szálgyűjtőn hamar szétterültek a szálak, nem maradt meg a kör alakon belüli leválasztás. A fekete oldatból előállított szálak fehér színűek voltak, így az a feltevés is felmerült, hogy az oldatban lévő szén nanocsövek nem kerültek bele a szálakba. Ezt a hipotézist az is erősíti, hogy a kísérletek során a szálképzőnél megfigyelhető jelenség. A szálképzés során nem alakult ki stabil Taylor kúp, hanem a szálképző kapilláris végén folyamatosan, egyre nagyobb cseppből léptek ki a szálak. A szálképzés végén a csepp sűrűbb és sötétebb volt, mint az oldat, azonban ez adódhatott az oldószer párolgásából is. A hipotézis igazolása, nem triviális feladat, és amennyiben valóban sikerült volna bizonyítani, hogy nem lépnek át CNT-k a szálakba a probléma megoldása még mindig komplikált lett volna. Ennek következtében a dolgozat keretén belül ezt a feltevést nem vizsgáltam, a további kísérletekhez alternatív töltőanyagként finom szemcsés kormot választottam. A nagyrészt tiszta szénből álló korom használata mellett az alapján döntöttem, hogy a nanocsövekhez képest kevésbé hajlamos aggregátumokat képezni, így homogénebb eloszlás érhető el az oldatban.

4.3 A negyedik mérési sorozat

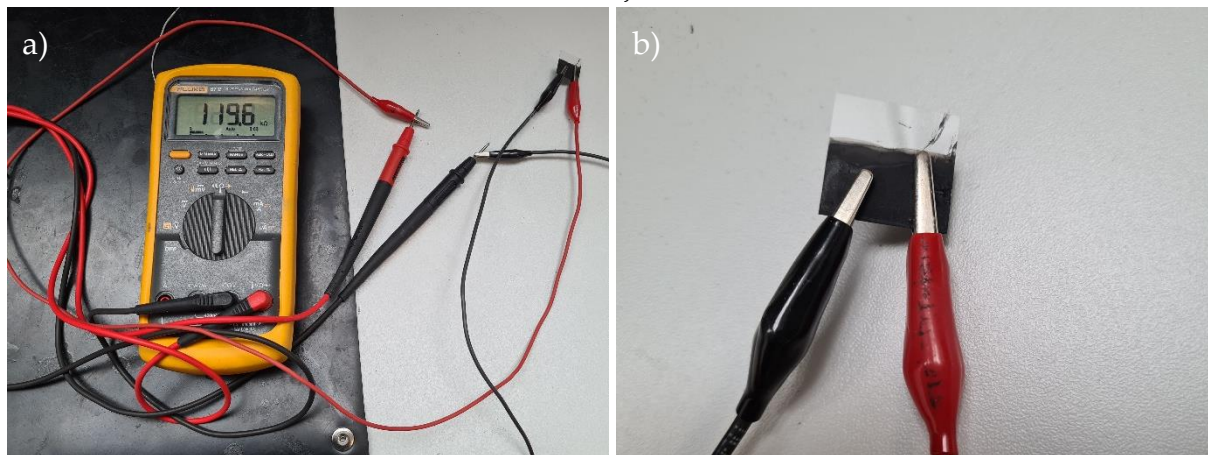
Az oldatok elkészítése után a szálképzés során hasonló paramétereket használtam, mint a CNT- tartalmazó kísérleteknél. Az első szemmel látható különbség az összegyűjtött rétegek színében volt, ugyanis ebben az esetben kivétel nélkül fekete színű minták képződtek. A fekete szín mellett az is jelezte a vezetőképesség javulását, hogy a minta nem terült szét a szálgyűjtőn, hanem kis helyen önmagára rétegződött. A vezetőképesség javulása önmagában pozitív folyamat volt, azonban így lényegesen megnehezedett a minta villamosan szigetelő textíliára történő gyűjtés. Ahogy azt a 32. ábra a) része mutatja a textíliát a szálak elkerülik, és inkább a körülötte lévő alumíniumfóliára gyűlnek. A probléma megoldásaként a szálgyűjtő teljesen lefedtem a textíliával, majd az ellenállás mérésére utólag vágtam ki próbadarabokat. A szálak a textil alufóliához legközelebb eső részére gyűltek (32. ábra b) részének bal oldala).



32. ábra Korommal kevert SIBS-oldat szálképzési eredménye a) Leválasztás segítésére kidogozott összeállításra nem gyűltek a szálak mivel a textil szigetelő volt. b) A szálgyűjtő teljes egészét textillel bevonva ebben az esetben a kép bal oldalán sikerült a rétegleválasztás.

A szálképzési kísérleteket a polimerre vonatkoztatott 2 w%, 5 w%, 10 w%, 15 w%, 20 w%, 25 w%, 30 w%, és 40 w% kormot tartalmazó oldatok felhasználásával készítettem el, ezek közül a 30 w%-os oldatot választottam le textilre. A textilen sajnos még a sötétebb részekből készített minták esetén sem találtam 600 M Ω -os méréshatárnál kisebb ellenállású részeket. Az oldószer elpárolgása után a polimerben létrejövő perkolációs háló vizsgálatát az oldatba merített üveglappal vizsgáltam Az minta megszáradása

után az üveglapon kialakul réteg ellenállása 119,6 k Ω volt, ami igazolta, hogy a szálképzéssel létrehozott minták nem az alapanyag tulajdonságai miatt nem képesek vezetni. A mérési elrendezést a 33. ábra mutatja.



33. ábra – Oldatba merített üveglapon végzett ellenállásmérés.

4.4 Szálképzési kísérletek összefoglalása

A szálképzési kísérletek során több mint 30 oldatot és paraméterösszeállítást vizsgáltam. Az irodalmi méréseket valószínűleg azért nem tudtam reprodukálni a kísérleteim során felhasznált SIBStar 062T alapanyag molekulatömege a kisebb sztiroltartalom miatt alacsonyabb volt az irodalomban felhasznált alapanyagokénál. A vizsgálat során sikerrel állítottam elő SIBS és szén nanocsövek keverékéből nagyjából 800 nm vastag, egyenletes átmérőjű szálakat. A más oldatokról készült SEM felvételeken látott vékonyabb szálátmérők előnyösek a mechanikai tulajdonságok szempontjából, így a későbbi kutatásokban hasonló átmérőjű, azonban cseppektől és gyöngyöktől mentes szálak előállítása a cél.

A szén nanocsöveket töltőanyagként használó fekete színű oldatból előállított szálak fehér színűek voltak, így az a feltevés is felmerült, hogy az oldatban lévő szén nanocsövek nem kerültek bele a szálakba. Ezt a hipotézist a kísérletek során a szálképzőnél megfigyelhető, az oldatnál sűrűbb és sötétebb csepp is erősíti. Ennek a hipotézis igazolása nem triviális feladat hiszen ki kell zárni, hogy a fehér szín nem a túl alacsony nanocső tartalom következménye, valamint a szálképzőnél megjelenő sötétebb, és sűrűbb csepp nem a párolgás következménye. A feltevést későbbi kutatásokban fogom vizsgálni, és a hipotézis elfogadása vagy elvetése után pedig megoldásokat kell találni a vezetőképesség javítására.

A töltőanyagként finomszemcsés kormot használó oldatba merített üveglapon oldószer elpárolgása után létrejövő réteg mérhető ellenállása igazolta a megfelelő perkolációs háló jelenlétét, azonban elektro-szálképzés útján nem jött létre kellő vastagságú vezetőképés keresztmetszet, így nyúlásmérésre a készített minták nem voltak alkalmasak. A nem villamos szakadásként viselkedő szenzor kialakításához a keresztmetszet növelésére van szükség például az elemi szálakból sodrással fonalat képezve. A

szálak további feldolgozhatóságához biztosítani kell a szálgyűjtőről a nem szőtt textília eltávolíthatóságát. Mivel a minta az alufóliától és a textilhez is tapadtak, valamint a vezető szálak a szigetelő textilre nehezen gyűltek, így érdemes lenne szálgyűjtőként egy oldható és egyben vezető anyagot használni. Erre lehetnének alkalmasak a vízzoldható polietilén-glikollal bevont felületek, hiszen így a szálképzés után a szálgyűjtőt vízfürdőbe helyezve a PEG- réteg kioldódása után a szálakból álló nemszőtt textília a felszínre úszna. A további feldolgozás szárítás után történhetne.

Az elektronmikroszkóppal vizsgált minták szálképzéshez használt paramétereit a 4. táblázat foglalja össze. Az összes kísérletet magába foglaló táblázat az 1. mellékletben található.

4. táblázat – A szálképzési fejezetben bemutatott kísérleti paraméterek összefoglaló táblázata. A táblázat oszlopaiban U a szálképzés tápfeszültsége, q a térfogatáram és x a szálképző és szálgyűjtő közti távolság.

1	q [μ L/perc]	x [cm]	SIBS [w%]	töltő- anyag	oldószer arány	eredmény	SEM
22,5	50	15	15	1 w% CNT	70% toluol 30% THF	cseppek, köztük szálak (~100 nm) gyöngyökkel	26. ábra
28,5	50	15	15	2 w% CNT	70% toluol 30% THF	cseppek, köztük szálak (~100 nm) gyöngyökkel, oldószer nyomok a szálgyűjtőn	27. ábra
27,5	100	25	15	2 w% CNT	50% toluol 50% THF	cseppek, köztük szálak (200-600 nm) oldószer nyomok a szálgyűjtőn	28. ábra
20	50	15	20	0,7 w% CNT	100% toluol	cseppek, köztük szálak (~20 nm) gyöngyökkel	29. ábra
28,5	100	25	15	0,3 w% CNT	5% toluol 95% THF	egyenletes átmérőjű szálak (~800 nm), nincsenek cseppek	30. ábra

A kísérletek elvégzése után a H3-as hipotézis első felét, miszerint SIBS-ből és szén alapú töltőanyagokból készített oldatból elektro-szálképzéssel előállíthatók nanoszálak, elfogadtam, azonban a második felét miszerint ezek alkalmasak rezisztív módon nagy deformációk mérésére nem tudtam igazolni. A jelen dolgozat kutatásait alapul véve és továbbfejlesztve az ideális oldat és szálképzési paraméterek megtalálását tűztem ki a későbbi kutatásaim céljául.

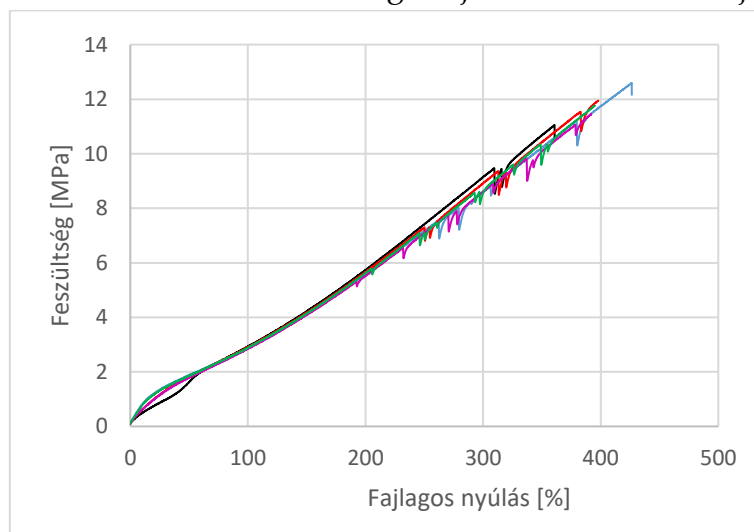
A H4 és H5 egymással ellentmondó hipotézisek közül a H5-ös hipotézist – miszerint a cseppek megjelenésének oka az oldat elégtelen vezetőképesége, így vezető töltőanyagok használatával folytonos szálképzés végezhető – elfogadtam. A H4-es hipotézist miszerint a cseppek megjelenésének oka, hogy az oldat viszkozitása túl alacsony, és a polimer koncentráció növelésével nagyobb koncentrációk esetén folytonos szálak érhetőek el elvettem, hiszen 20 w%-nál nagyobb koncentráció felett az oldat telítetté vált és a második kísérletsorozathoz hasonlóan nem lehet belőlük szálakat képezni.

4.5 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.

4.5.1 SZILIKON CSŐ VIZSGÁLATA

Az anyagvizsgálati kísérleteket a belső szilikon nyomástartó csövek szakítóvizsgálatával kezdtem. A szilikon csövek szakítódiaagramjait a 34. ábra mutatja.



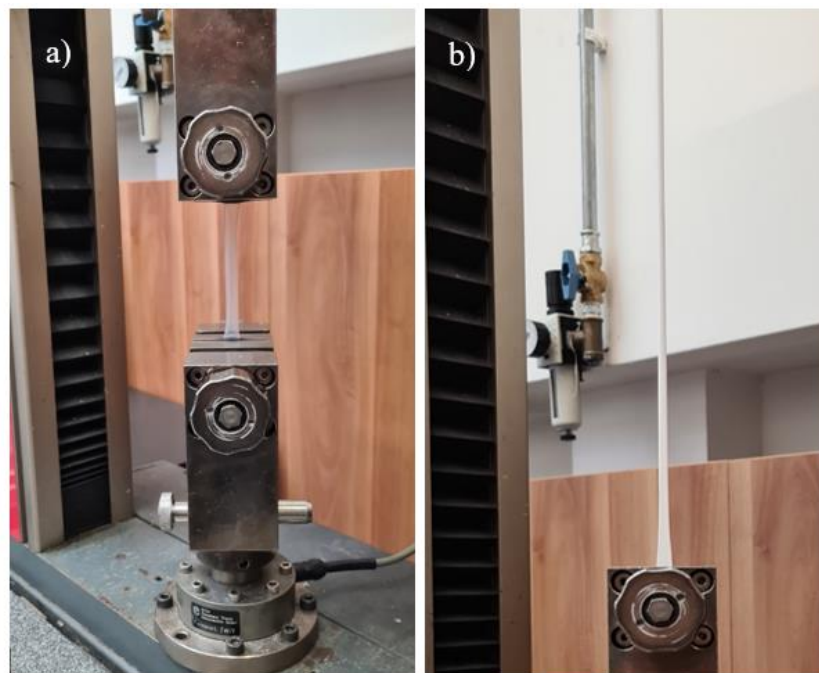
34. ábra A szilikon cső szakítóvizsgálata. Az 5 mérés együtt fut, a görbén látható lokális feszültségesésekre a cső kilapulása miatt összeérő a két fal akadozó csúszása ad magyarázatot.

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 $394,4\% \pm 23,3\%$, rugalmassági modulusza $E = 2,98 \pm 0,05$ MPa volt.

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 csövek eredetileg áttetszők voltak, azonban ahogy azt a 35. ábra mutatja nagyjából 180% fajlagos nyúlás felett kifehéredtek. 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 (Lopez-Pamies, et. al., 2011). Ezt a jelenséget kavitációnak nevezik.



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

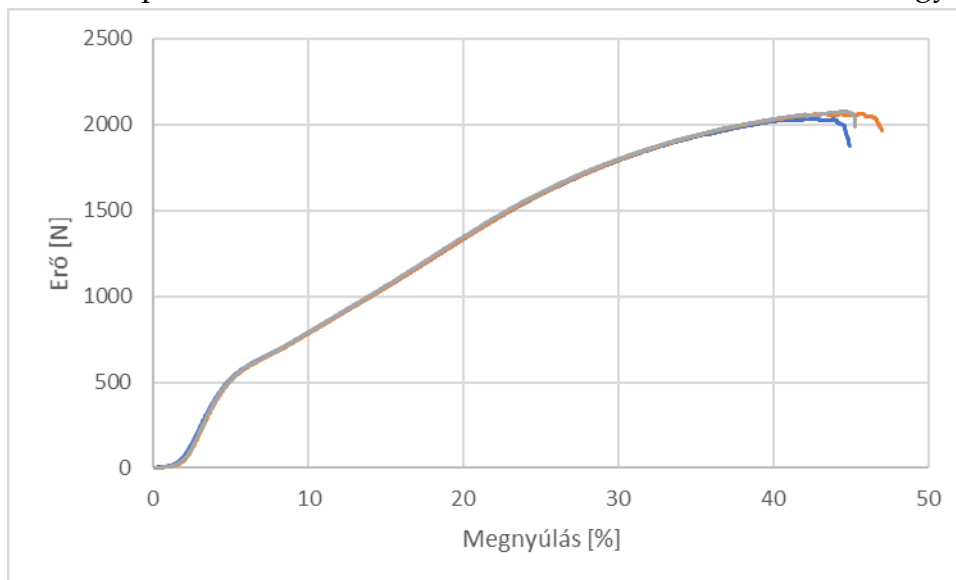
A kifehéredés egy reverzibilis folyamat, ezt igazolja, hogy az elszakított próbatestek is visszanyerték áttetszőségüket (36. ábra).



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

4.5.2 A FONATOLT TÖMLŐ VIZSGÁLATA

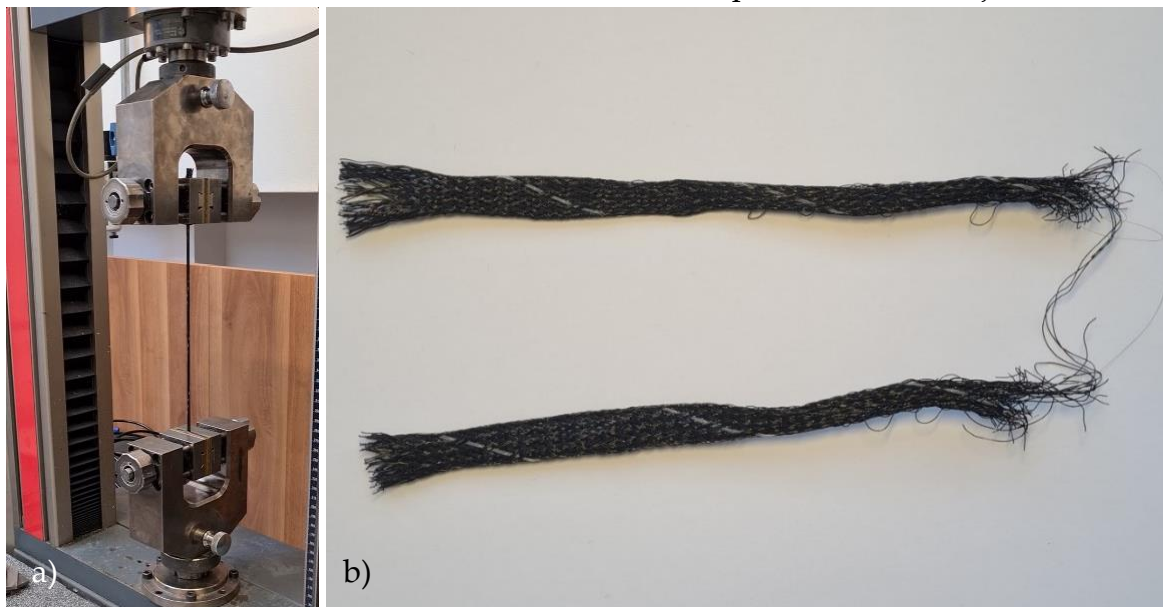
Az anyagvizsgálati kísérleteket az erősítőháló szakításával folytattam, a szakítóvizsgálat eredményeit a 37. ábra mutatja. A szakítási erő a mérések alapján 2058 ± 21 N volt. Az 5 próbatestből 2 a vártnál nagyobb erő hatására kicsúszott a befogásból 800 N, illetve 1200 N nagyságú erőnél. A csúszás kezdetéig ezek a görbék együtt futottak a sikeres mérésekkel, viszont a második befogás a kúszás miatt hibás eredményt adott volna, így ezeket a próbatesteket a mérés kiértékelése során nem vettem figyelembe.



37. ábra A fonatolt tömlő szakítóvizsgálati görbéi

A görbét elemezve láthatjuk, hogy az első szakaszban a szálak által bezárt 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 38. ábra a mérési elrendezés és az elszakított próbatestet mutatja.



38. ábra Fonatolt erősítőtmű szaksítóvizsgálata. Az a) ábrán a mérési elrendezés látható a b) ábrán az elszakított próbatest

A szaksítóvizsgálat során 5 N és 500 N terhelés közt a megnyúlás mindössze 3,14%-ot nőtt, így a továbbiakban a szálak nyúlását elhanyagoltam, hiszen a szerkezet többi eleme ennél jóval kisebb merevséggel bírt.

Az erősítőstruktúra szálai által bezárt szöget digitálisan, kép alapján határoztam meg, ezt később részletesen bemutatom, anyagvizsgálati szempontból jelenleg csak a fonatolási szög értéke fontos, ami 32,31°-nak adódott. Ez az érték a 11. összefüggésben meghatározott 15,79°-nál nagyobb, így a szilikon cső működés közben nem fog elszakadni.

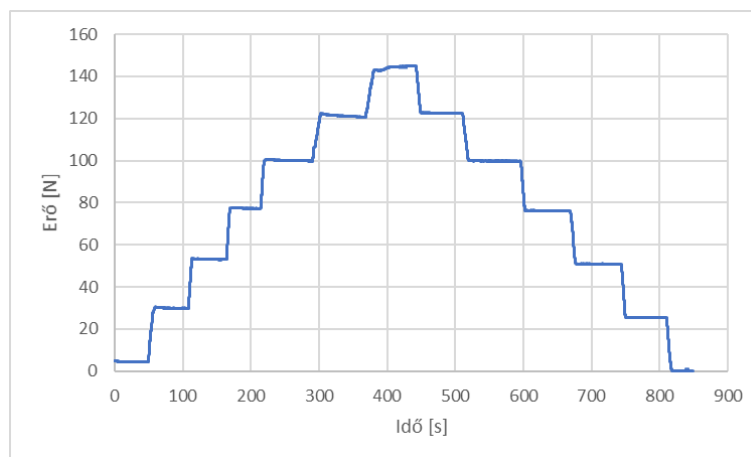
4.6 Mérések a pneumatikus működtetésű McKibben izmon.

A pneumatikus nyomásszabályozás esetén elvégzett mérések célja a H2-es hipotézis vizsgálata volt. A mesterséges izmok pneumatikus működtetéséhez a tanszéki sűrített levegős rendszert használtam.

4.6.1 RÖGZÍTETT HOSSZ MELLETTI ERŐ VIZSGÁLAT NYOMÁS FÜGGVÉNYÉBEN

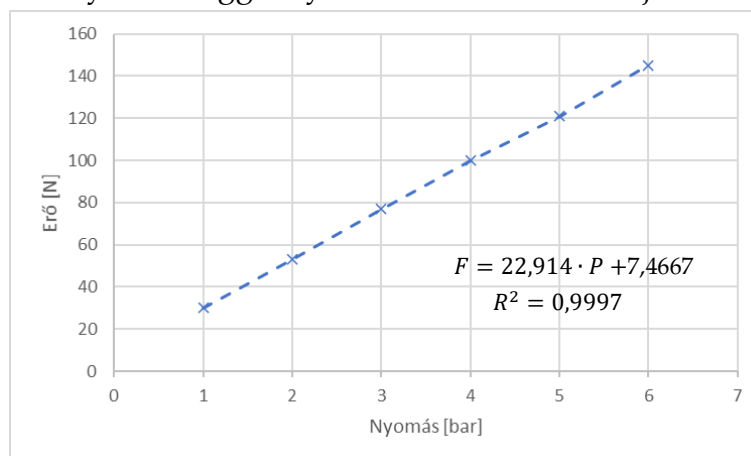
A mérés célja a harántcsíkolt izmok által adott nyomáson kifejtett maximális erő mérése volt. A mérés menetét a 3.5.2-es fejezetben ismertettem, a vizsgálatoknál a rögzített hossz 300 mm-nek választottam.

A vizsgálat során az erő időbeli változását a 39. ábra mutatja. A mérés során a nyomás a 0-6 bar tartományon, 1 bar-os lépésközökkel változik, a vízszintes szakaszokon a nyomás állandó.



39. ábra Erő változása nyomás hatására

Láthatjuk, hogy a nyomás és a blokkolt erő közti kapcsolat lineáris, ezt a 40. ábra is igazolja, ahol a belső nyomás függvényében ábrázoltam a kifejtett erő.

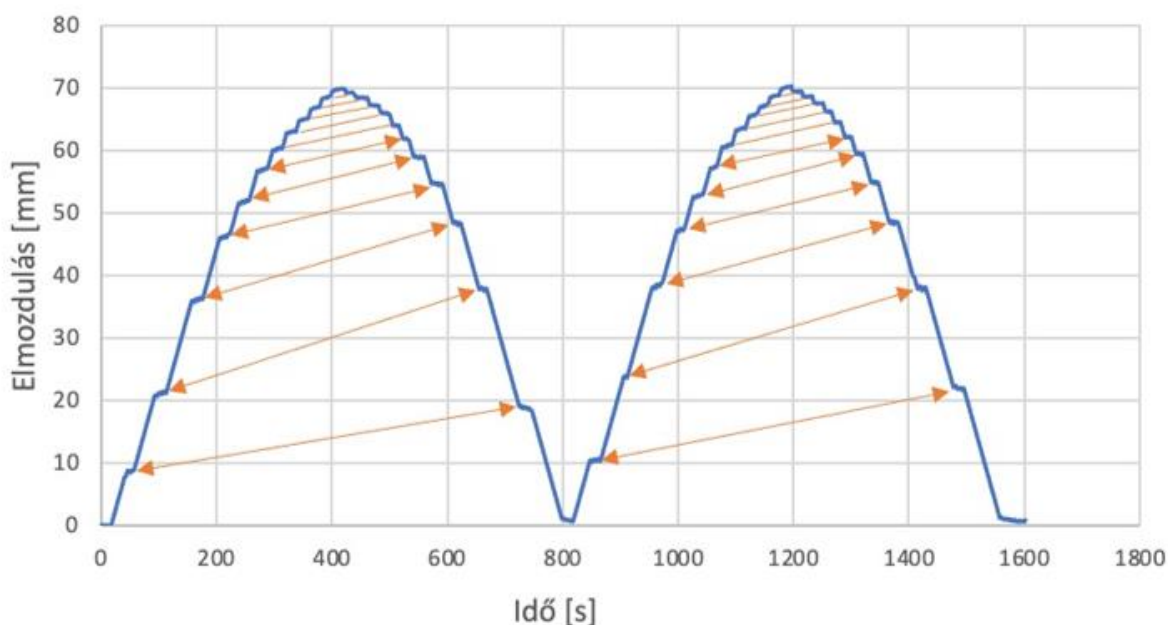


40. ábra Erő a nyomás függvényében. A kapcsolat szinte tökéletesen lineáris.

A mért erőket a keresztmetszettel elosztva láthatjuk, hogy akár $2,88 \frac{N}{mm^2}$ fajlagos erő is elérhető, ami a harántcsíkolt izmok vörös rostok esetén mért $5,7 \cdot 10^{-3} \frac{N}{mm^2}$ és a fehér rostokra jellemző $17,6 \cdot 10^{-3} \frac{N}{mm^2}$ csaknem 3 nagyságrenddel nagyobb.

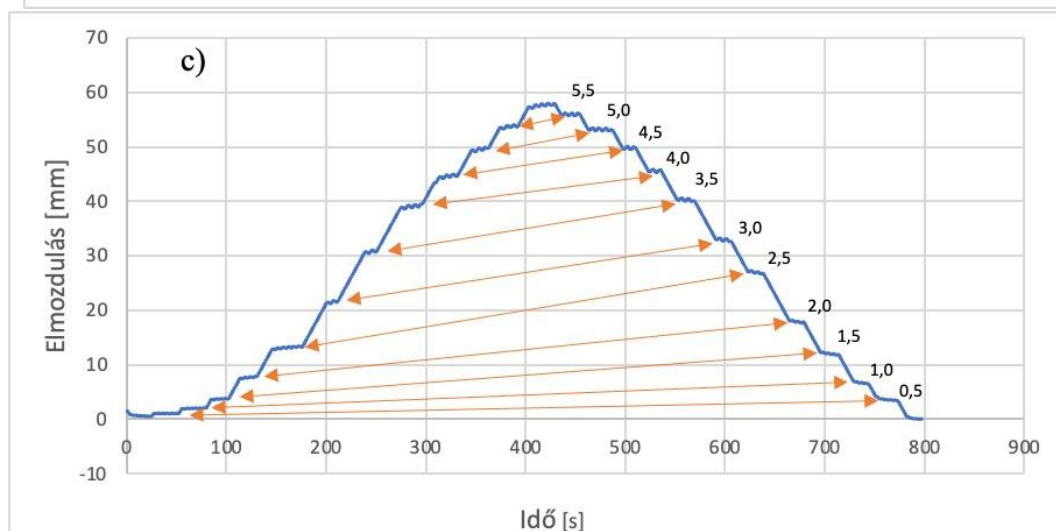
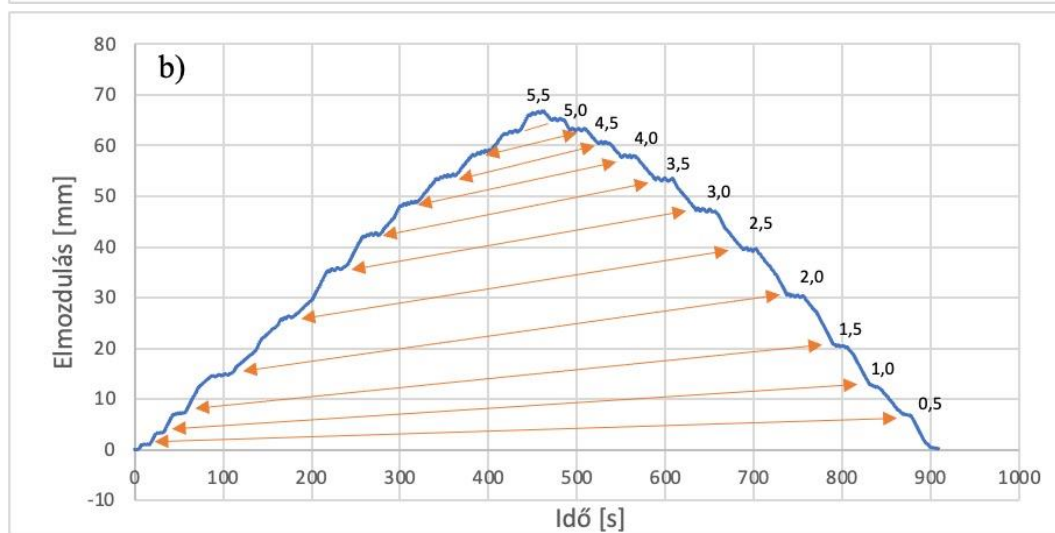
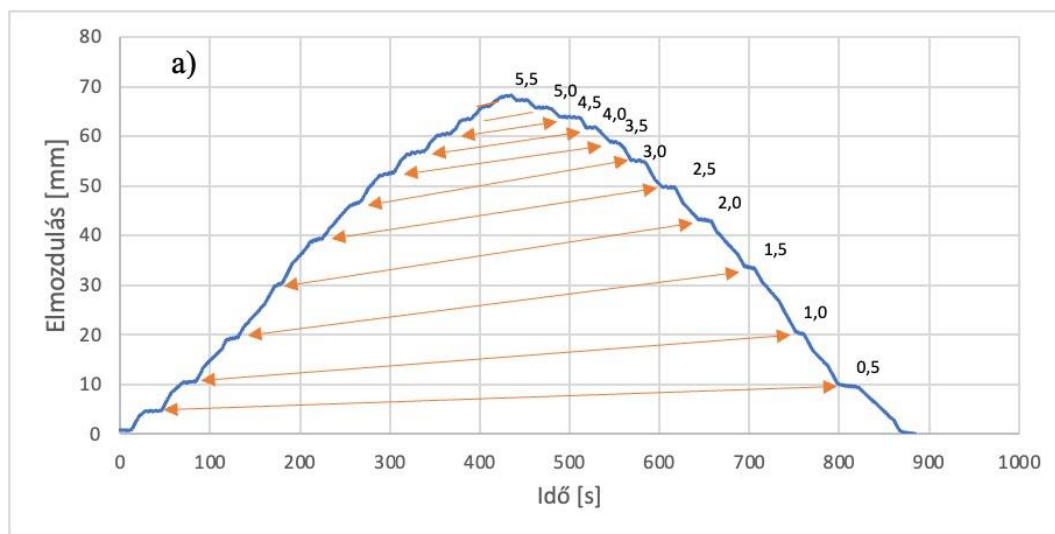
4.6.2 AZ ÁLLANDÓ ERŐ MELLETTI NYÚLÁS VIZSGÁLATA A NYOMÁS FÜGGVÉNYÉBEN

A mérés célja az elmozdulás értékének mérése volt állandó erő mellett. A vizsgálatok során először relaxációs méréseként definiáltam a szakítógép vezérlőprogramjában a 3.5.2 fejezetben leírt méréseket, azonban a szakítógépek tesztprogramja a relaxációs vizsgálat során nem tudja értelmezni, ha a próbatest megrövidül, így más módszert kellett választanom. A méréseket végül a 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. Ennek köszönhetően a keresztfej mozgása a nyomásváltozás hatására csökkenő vagy növekvő erő miatt elkezdte lekövetni a mesterséges izomokban a belső nyomás által létrehozott összehúzódását, majd a névleges erő körül elkezdett finoman oszcillálni. A ciklusszámot úgy állítottam be, hogy belátható időn belül ne érjen véget a mérés, azt mindig manuálisan állítottam le.



41. 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 a nyomást 0-ról 6 bar-ra emeltem majd 6-ról ismét 0 bar-ra csökkentettem, 0,5 bar nagyságú lépésközökkel haladva. A mérési eredmények a 41. ábrán láthatóak, és a vártnak megfelelően nem azonos a felterhelési és leterhelési irányban létrejött alakváltozás. A hiszterézist a fel- és leterhelési görbe azonos nyomású pontjainak összekötésével szemléltettem. Ahogy a 800 másodperc utáni második fel- és leterhelési ciklusból látszik, az alakváltozási értékek nem változnak, így a további mérések során (42. ábra) csak egy teljes ciklus mértem végig.



42. 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 az 5. táblázat foglalja össze.

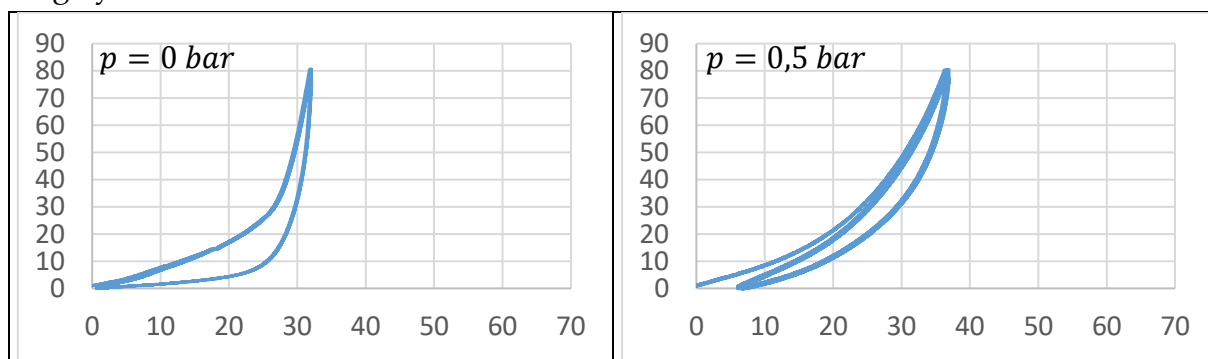
5. táblázat Maximális megnyúlás a nyugalmi hosszhoz (240 mm) viszonyítva ($F, P=0$)

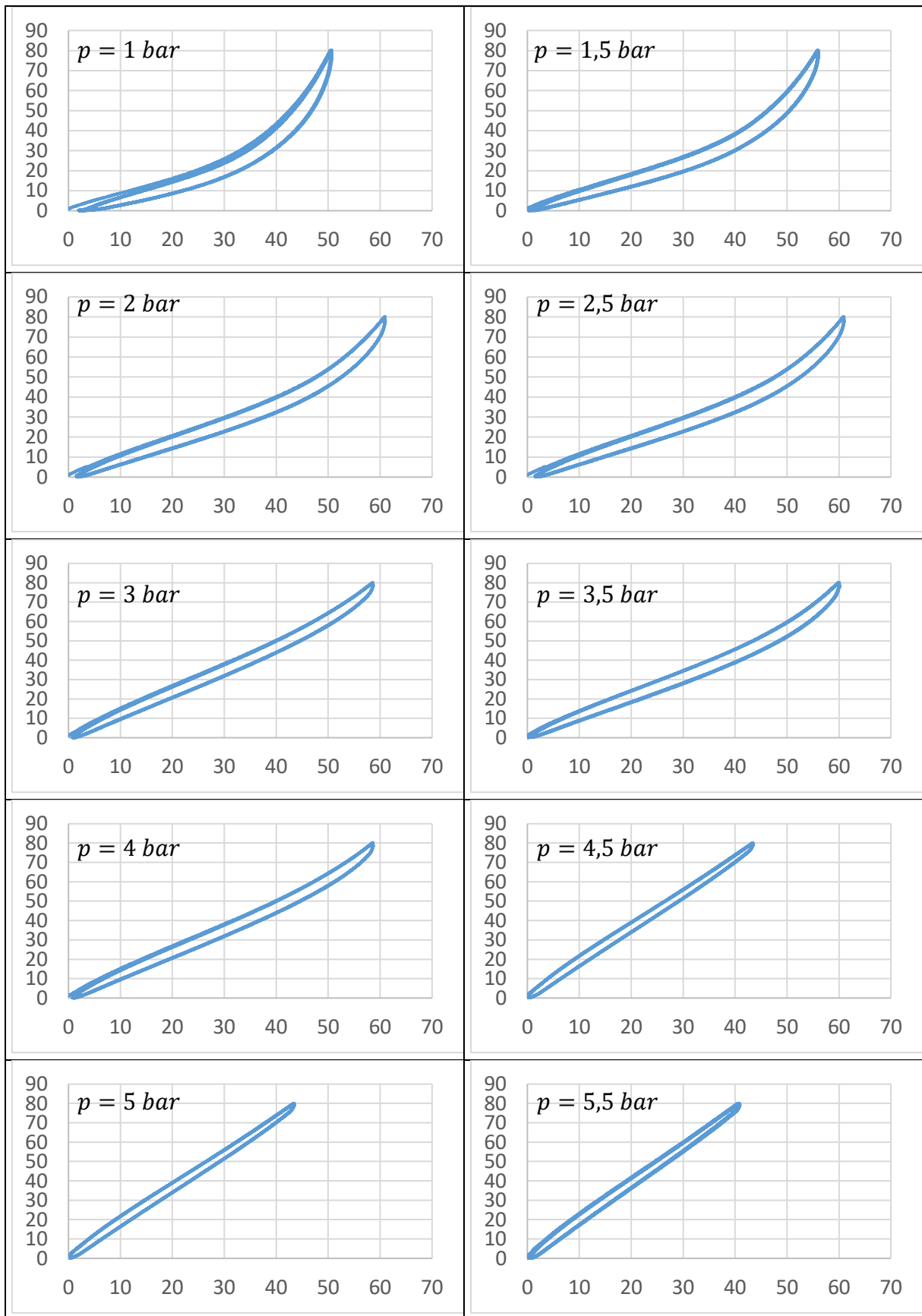
F [N]	Maximális megrövidülés [%]
0	29,1
20	25,43
40	17,8
60	10,3

Az $F = 0$ N hoz tartozó megrövidülés összemérhető a harántcsíkolt izmoknál tapasztalható 20-40% szabad megrövidülésével. Szintén hasonlóság a mesterséges, valamint harántcsíkolt izom között, hogy terhelés hatására mindkettő összehúzódóképessége csökken, azonban erről a harántcsíkolt izmok esetén nehéz konkrét számadatokat találni, mert mesterségesen nem tudunk részleges (szummációs) összehúzódást előidézni, aminek hatására az adott keresztmetszetű izom egy adott terhelést fejt ki.

4.6.3 CIKLIKUS VIZSGÁLATOK

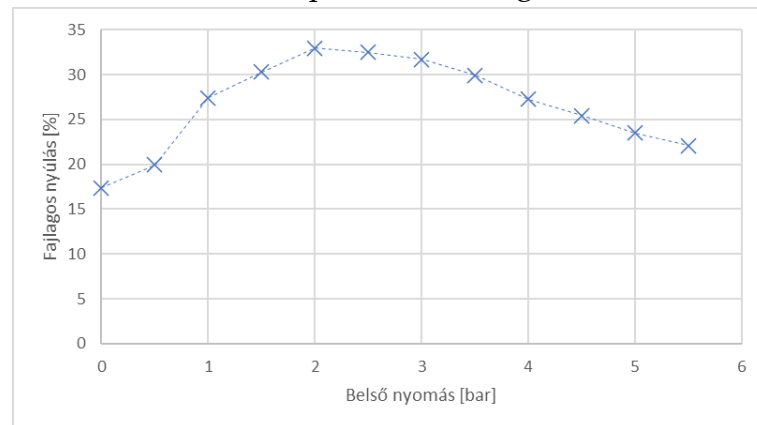
A mérések során a mesterséges izmokat 0 és 80 N közt, útvezérelt módon, 5 cikluson keresztül terheltem. A rugómerevségnek a 10%-os megnyúláshoz tartozó erő és elmozdulás hányadosát vettem. A 43. ábra mutatja a különböző nyomásoknál nyúlás-erő görbéket. A függőleges tengelyen az erőértékek találhatóak N-ban míg a vízszintes tengelyen az elmozdulásokat ábrázoltam mm-ben.





43. ábra nyúlás-erő görbék különböző nyomásokon. A függőleges tengelyen az erőértékek találhatóak N-ban míg a vízszintes tengelyen az elmozdulásokat ábrázoltam mm-ben.

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 40. ábra, ahol látható, hogy 3 bar esetén az általam épített mesterséges izom 80 N erőt fejt ki.



44. 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 43. ábra fel- és leterhelési görbéinek eltérése visszavezethető a (7)-es összefüggésben leírt szálak közti súrlódásra. A maximális megnyúlásokat és a rugómerevségeket a 6. táblázatban foglaltam össze. A rugómerevséget a kifejtett maximális erő és a az ahhoz tartozó alakváltozás hányadosaként értelmeztem.

6. táblázat Ciklikus vizsgálatok eredményei bevonat nélküli esetben

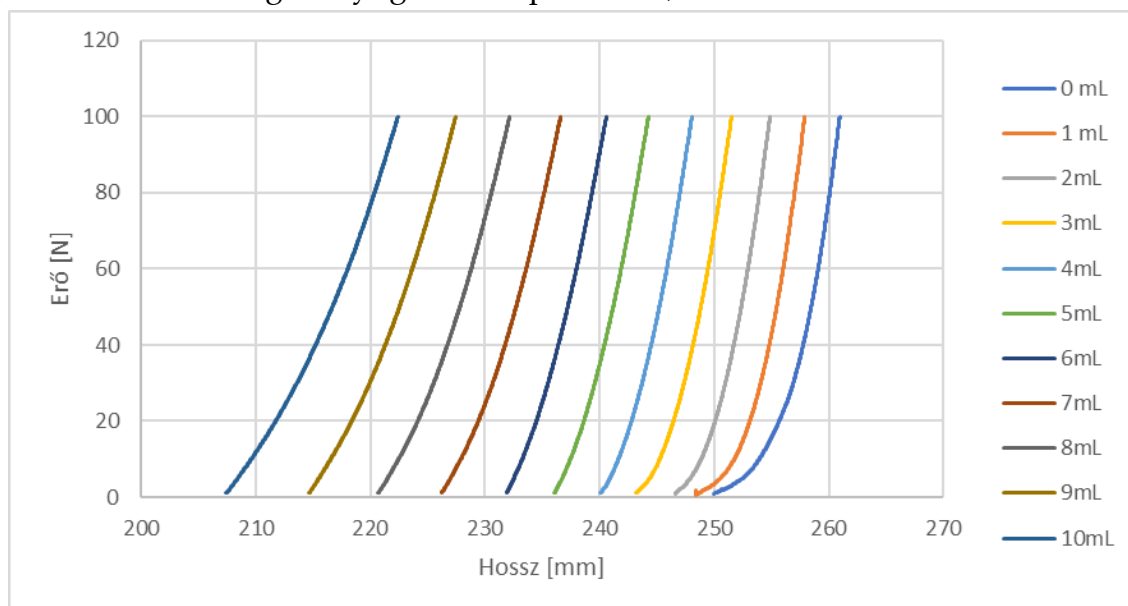
Nyomás [bar]	Maximális megnyú- lás [%]	Rugómerevség [N/m]
0	17,3	771
0,5	19,9	782
1,0	27,4	682
1,5	30,3	876
2,0	32,9	965
2,5	32,5	1168
3,0	31,7	1270
3,5	29,9	1410
4,0	27,3	1611
4,5	25,4	1727
5,0	23,5	1885
5,5	22,1	2005

4.7 Hidraulikus kísérletek

A mesterséges izmokon végzett mérések célja a hidraulikus folyadékszabályozás hatásának, valamint a H1-es és H2-es hipotézisek 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 mesterséges izmok a fecskendőn keresztül bejuttatott kis térfogatra jelentős összehúzódással, valamint az összehúzódás gátlása esetén erővel reagáltak, így a H1-es hipotézist, miszerint mesterséges izmokat működtetéséhez nem szükségesek hagyományos hidraulikus vagy pneumatikus kompresszorok elfogadtam.

A mérések során 1 N előterhelést alkalmaztam és 100 N terhelésig végeztem, az eredményeket a 45. ábra mutatja. Az ábrán lévő 11 görbe a mesterséges izomban elhelyezkedő többletfolyadék térfogatokhoz tartozik, 1 mL-es lépésközzel. A mesterséges izom belső térfogata nyugalmi állapotban 38,49 mL volt.

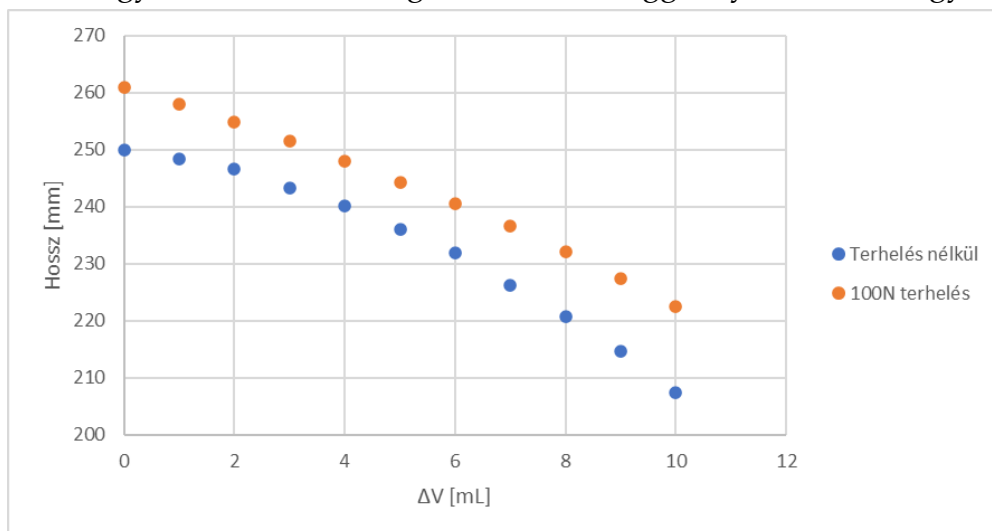


45. ábra Elmozdulás terhelés hatására különböző többlettérfogat mellett. Az ábrán lévő 11 görbe a mesterséges izomban elhelyezkedő többlettérfogatokhoz tartozik 1 mL-es lépésközzel

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 46. ábra mutatja be. Megfigyelhető, hogy a terhelt és terheletlen görbe is hasonló jelleget követ, ám minden egyes egységnyi

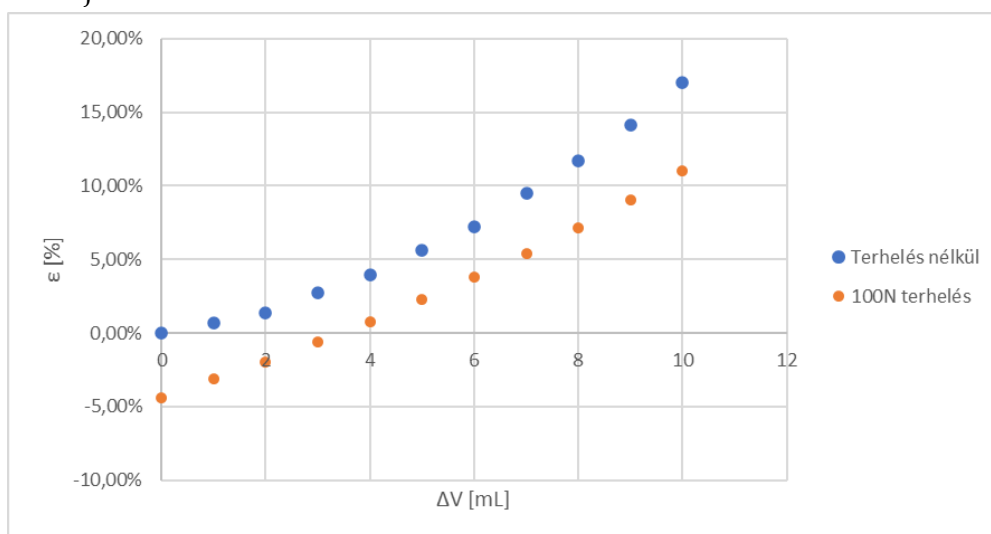
többlettérfogat hatására nagyobb megrövidülés jön létre. A nemlinearitásra a szálak elfordulásánál figyelembe veendő trigonometrikus függvények adnak magyarázatot.



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

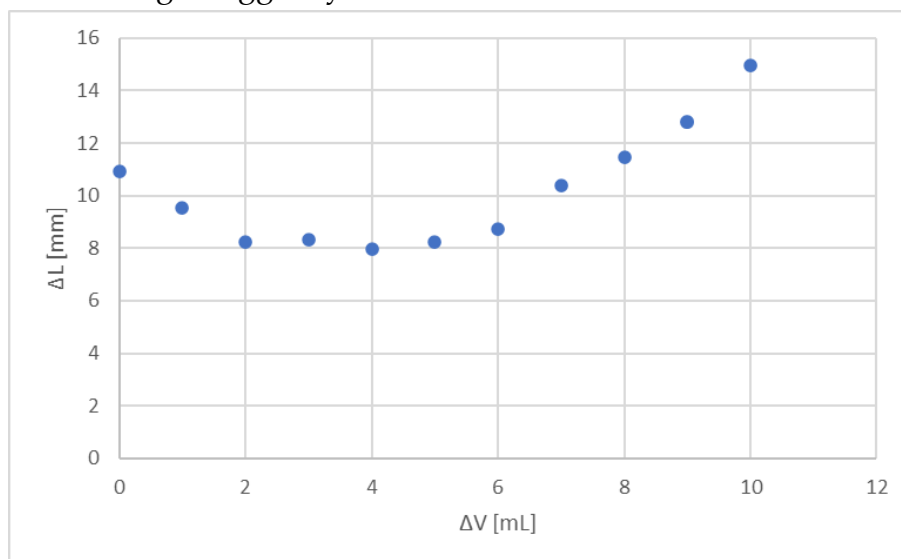
A kontrakciós képességük az elmozdulás adatoknál jobban jellemzik a mesterséges izmokat és összehasonlítási alapot adnak az emberi szervezetben található párjaikkal.

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 47. ábra mutatja.



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

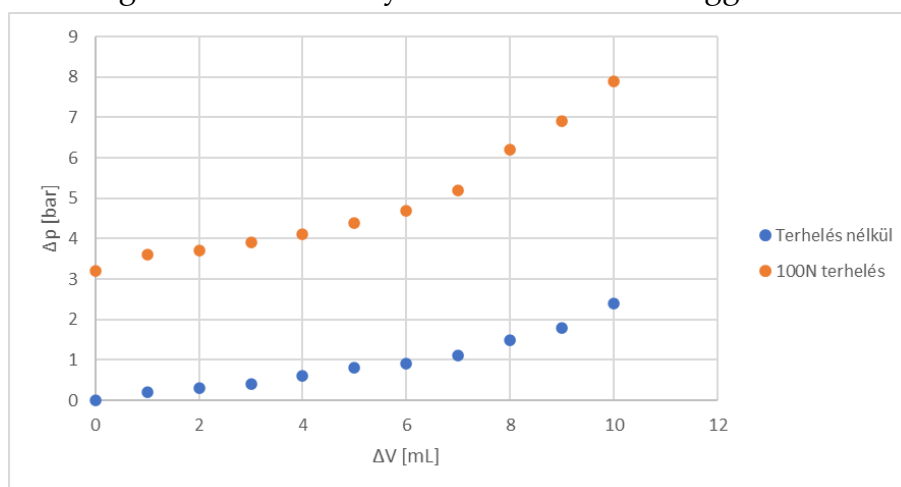
A terhelt és terheletlen pontok nem teljesen futnak együtt, hanem a köztük lévő különbség folyamatosan változik. Ezt a 48. ábra is megerősíti, ahol a hosszváltozást ábrázolom a többlettérfogat függvényében.



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

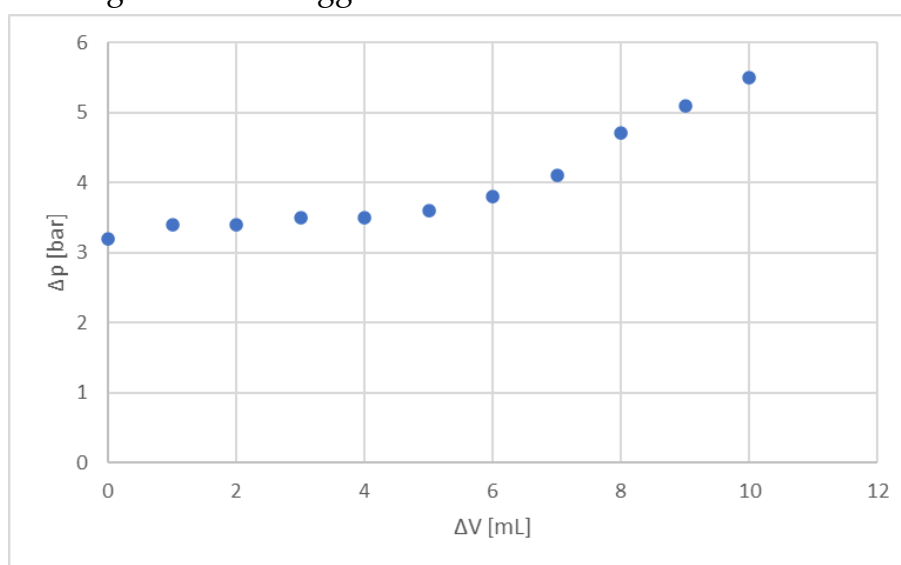
Mint látható, a mesterséges izom nyugalmi állapotban viszonylag mereven viselkedik (9,14N/mm) majd 4 mL többlettérfogatnál éri el a maximális merevségét (12,54 N/mm) végül fokozatosan visszalágyul, 10 mL többlettérfogatnál már csak 6,68 N-t fejt ki átlagosan mm-enként. Ezeket a méréseket a pneumatikus méréseknél 5,5 bar-nál tapasztalt 2 N/mm maximális merevséggel összevetve láthatjuk a hidraulikus működtetés előnyét, miszerint kevésbé érzékeny a terhelésekre.

Mivel az irodalommal és a saját pneumatikus méréseimmel ellentétben nem a nyomást, hanem a csőben lévő térfogatot tartottam állandóan, a további eredmények összehasonlíthatóságának érdekében fontos volt a nyomások mérése is. A kísérletek során nyomásmérőről olvastam le a terheletlen és a maximális terhelés melletti nyomásokat. A többlettérfogat és a kialakult nyomások közti összefüggést a 49. ábra mutatja.



49. ábra Nyomások terheletlen állapotokban és 100 N 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 a 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 alakváltozáshoz 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 50. ábra, ahol többlettérfogat és a nyomáskülönbség közti összefüggés látható.



50. 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 számításokat az 5. ábrán bemutatott egyszerű geometria alapján végeztem.

Egyetlen szál hosszát megkaphatjuk a 12. összefüggésből.

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

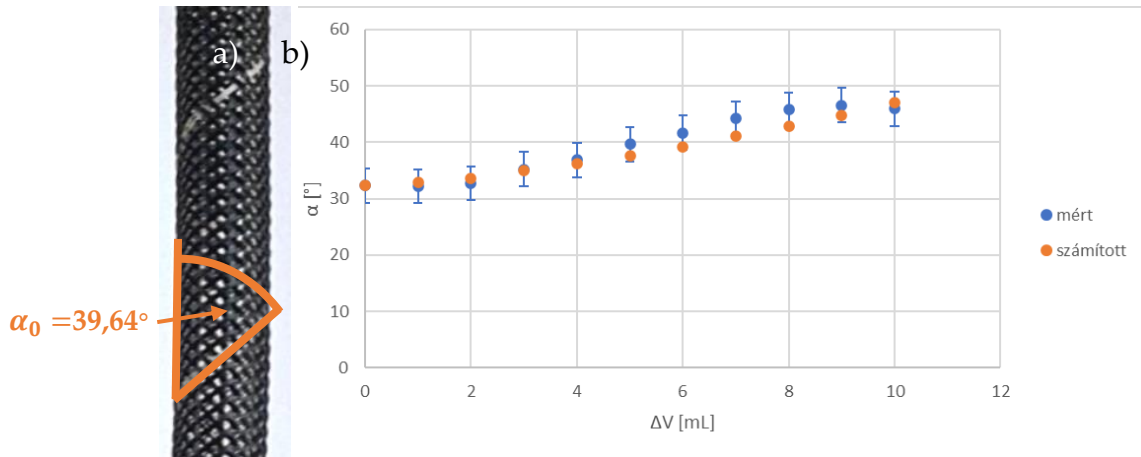
Ahol $\alpha_0 = 32,31^\circ$ a fonatolási szög, $L_{i,0} = 220$ mm az aktuátor hossza 0 mL többlettér-fogat és 0 bar belső nyomás mellett.

Mivel az erősítőszálak a belső csőnél több nagyságrenddel nagyobb rugalmassági modulusszal rendelkeznek, nyújthatatlannak tekintjük őket. Ezek alapján a szálak által bezárt szöget a 13. összefüggés 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 az 51. ábra szemlélteti.



51. ábra Szálak által bezárt szög szög – Az a) ábrán az 5 mL többlettérfogathoz tartozó kép tartozik, amin digitális szögméréssel határoztam meg a szálak által bezárt szöget. b) A többlettérfogathatása a szálak által bezárt szögre

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 alapanyagok, valamint saját tervezésű alkatrész felhasználásával hidraulikus McKibben-féle mesterséges izmok működőképes prototípusát hoztam létre. Az elérhető gépek és eszközök ismeretében megterveztem, és megvalósítottam az izmok jellemzéséhez szükséges vizsgálatokat. Az irodalomkutatás során megismert modellekben fontos szerepe van a mesterséges izmokban kialakult alakváltozásoknak, így a dolgozat során ezek mérésére alkalmas nanoszálak fejlesztésébe kezdtem.

A nanoszálak előállításához az elektrosztatikus szálképzési eljárást választottam. Az elektro-szálképzés, valamint a nyúlásmérő textíliák irodalmi áttekintése alapján a termoplasztikus elasztomerek csoportjából a Polimertechnika Tanszéken való elérhetősége miatt a sztirol-izobutén-sztirol (SIBS) triblokk kopolimert választottam alapanyagnak szálképzési kísérleteimhez. A dolgozat során SIBS-ből, tetrahidrofuránból (THF) és toluolból, valamint töltőanyagként egyfalú szénnanocsövekből (SWCNT) és finomszemcsés koromból több mint 30 különböző összeállítású oldatot készítettem, a sikeresen előállított mintákat pásztázó elektronmikroszkóppal vizsgáltam.

A töltőanyag nélküli oldatból készített oldatokból nem sikerült egyenletes, cseppek nélküli szálakat készítenem. Ennek egy lehetséges okaként az oldat szigetelőként való viselkedését feltételeztem, amit később a vezető töltőanyagok használatával végzett sikeres szálképzési kísérletekkel igazoltam.

A sikeres szálképzés során 15 w% SIBS-et, és arra vonatkoztatott 0,3 w% SWCNT tartalmú oldatból 800 nm átmérőjű, egyenletes vastagságú, cseppektől mentes szálakat sikerült előállítanom. A textíliára gyűjtött szálak villamos szakadásként viselkedtek így alakváltozás mérésére nem voltak alkalmasak. Az SWCNT tartalmú fekete oldatból kialakult szálak fehér színe miatt nem zárható ki annak a lehetősége, hogy a töltőanyag nem a szálakba, hanem a kísérlet során a szálképző végén növekvő térfogatú sötét cseppben került. Ennek a feltevésnek vizsgálatához további kutatásokat kellene végezni.

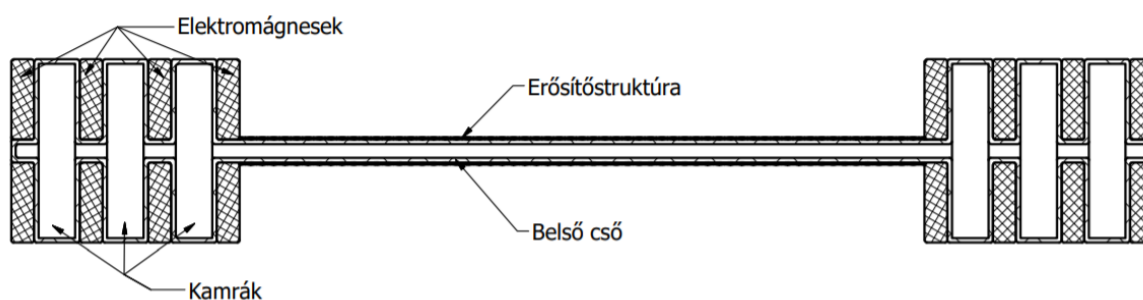
A probléma megoldására tett kísérletként alternatív töltőanyagként finomszemcsés kormot használtam. A megfelelő perkolációs háló jelenlétét a 15 w% SIBS-t és az arra vetített 30 w% kormot tartalmazó oldatba merített üveglapon oldószer párolgása után megszáradt réteg vezetőképességének mérésével igazoltam. Az ilyen oldatokból leválasztott rétegek fekete színnel és vezető anyagra jellemző viselkedéssel rendelkeztek, azonban a SWCNT tartalmú oldatokból készült mintákhoz hasonlóan a textilre leválasztott szálaknak nem volt mérhető ellenállása, valószínűleg a túl kicsi vezető keresztmetszet miatt. Ezek alapján a leválasztott szálakból készített fonalakon végzett kísérletek jelenthetnének későbbi kutatásban megoldást.

A mesterséges izmokon végzett kísérletek elején, a szilikon cső mechanikai tulajdonságai alapján meghatároztam, hogy legalább 15,79°-os fonatolási szöggel rendelkező erősítőstruktúra szükséges. A kísérletekhez választott fonatolt kábelvédő a mérések

alapján ennél nagyobb, $32,31^\circ$ -os fonatolási szöggel rendelkezett, így a megépített McKibben-féle mesterséges izom belső nyomástartójánál nem ált fenn a szakadás veszélye. Az anyagvizsgálati kísérletek során a választott fonatolt tömlőből készült próbadarabok szakításait is elvégeztem, és a 2058 ± 21 N nagyságú szakítóerő, valamint a 5 és 500 N-hoz tartozó megnyúlások közti 3,14%-os különbség alapján a továbbiakban a szálak nyúlását elhanyagoltam.

A hidraulikus kísérletekkel bizonyítottam hipotézisemet, 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 $50,27 \text{ mm}^2$ keresztmetszetével elosztva az általam fejlesztett aktuátorok az emberi szervezetben található párjaikhoz képest két nagyságrenddel nagyobb fajlagos erővel $1,99 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$ rendelkeznek.

Ezen eredmények alapján egy továbbfejlesztett koncepciót is létrehoztam. A felvevett elrendezést az 52. ábra mutatja.



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

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.

HIVATKOZÁSOK

- Babar et. al. (2019). Chapter 1 - Introduction and Historical Overview,. In *Electrospinning: Nanofabrication and Applications* (old.: 3-20). William Andrew Publishing.
- Bar-Cohen, Y. (2002). *Electroactive Polymers as Artificial Muscles: A Review*. JOURNAL OF SPACECRAFT AND ROCKETS.
- Blackley, D. C. (1997). Latex-dipping processes. In D. C. Blackley, *Polymer Latices* (old.: 155-228).
- Bonart, R. (1979). Thermoplastic elastomers. *Polymer*, 1389-1403.
- Bridgestone. (2017. 01 26). Forrás: <https://www.bridgestone.com/corporate/news/2017012601.html>
- Cooley, J. F. (1902. Február 4). *USA Szabadalom száma: 692 631*.
- Coyle et. al. (2007). Smart Nanotextiles: A Review of Materials and Applications. *MRS Bulletin*, 434-442.
- Daerden, F. (1999). *Conception and Realization of Pleated Pneumatic Artificial Muscles and their Use as Compliant Actuation Elements*.
- Doshi, et. al. (1995). Electrospinning process and applications of. *J. Electrostat*, 151-160.
- Echlin, P. (2009). Sample Surface Charge Elimination. In *Handbook of Sample Preparation for Scanning Electron Microscopy and X-Ray Microanalysis* (old.: 247-298).
- Felt, et. al. (2016). Contraction Sensing with Smart Braid McKibben Muscles. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 21, no. 3, 1201-1209.
- Festo. (2022). Festo. Forrás: <https://www.festo.com/group/en/cms/10247.htm>
- Fonyó, A. (2011). 7. fejezet - Az izomműködés. In *Az orvosi élettan tankönyve* (old.: 120-123). Medicina Könyvkiadó Zrt.
- Gaylord, R. (1958). *Fluid actuated motor system and stroking device*. Patent 2-238-058, USA, July 22.
- Gentry et. al. (2010). Fatigue Testing of Pneumatic Artificial Muscle Actuators.
- Gestos et. al. (2013). Tensile testing of individual glassy, rubbery and hydrogel electrospun polymer nanofibres to high strain using the atomic force microscope. *Polymer Testing*, 655-664.
- Ghosal et. al. (2018). Electrical Spinning to Electrospinning: a Brief History. In *Electrospinning: From Basic Research to Commercialization* (old.: 1-23).
- Henderson, et. al. (1987). Tissue biocompatibility of kevlar aramid fibers and polymethylmethacrylate, composites in rabbits. *Journal of Biomedical Materials Research Volume 21, Issue 1*, 59-64.
- Heu, R. et. al. (2019). Target Material Selection for Sputter Coating of SEM Samples. *Microscopy Today*, 32-36.

- Hohman, et. al. (2001). Electrospinning and electrically forced jets. I. Stability theory. *Physics of Fluids*, 2201-2220.
- International Labour Organization. (dátum nélk.). International Chemical Safety Cards : <https://www.ilo.org/dyn/icsc>.
- Jean-Gaël, et. al. (2011). Historical concepts on the relations between nerves and muscles,. *Brain Research*,, 3-22.
- Johnston, et al. (1984). Power output and force-velocity relationship of red and white muscle fibers from the pacific blue marlin. *journal of experimental biology*, vol. 111, 171.
- Kaneka. (2022). SIBStar Brochure.
- Klute et. al. (2002). Artificial Muscles: Actuators for Biorobotic Systems. *The International Journal of Robotics Research*, 295-309.
- Klute, G. K. (1998). Fatigue Characteristics of McKibben Artificial Muscle Actuators.
- Koizumi. (2018). Braiding Thin McKibben Muscles to Enhance their Contracting Abilities.
- Li et. al. (2018). Ultrastretchable Fiber Sensor with High Sensitivity in Whole Workable Range for Wearable Electronics and Implantable Medicine. *Adv Sci (Weinh)*, 1800558: 1-9.
- Liu et. al. (2007). Bio-nanowebs Based on Poly(styrene- β -isobutylene- β -styrene) (SIBS) Containing Single-Wall Carbon Nanotubes. *Chemistry of Materials*, 2721-2723.
- Liu, et. al. (2018). High performance strain sensors based on chitosan/carbon black composite sponges. *Materials & Design*, 276-285.
- Lopez-Pamies, et. al. (2011). Cavitation in elastomeric solids: I—A defect-growth theory, Volume 59, Issue 8. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 1464-1487.
- Meller. (2014). Reconsidering the McKibben muscle: Energetics, operating fluid, and bladder material. *Sage Journal of Intelligent Material Systems and Structures*.
- Molnár, K. (2013). *Elektro-szálképzett nanoszálak szerkezetek és kompozitjaik - PhD értekezés*. Budapest.
- Morton., W. J. (1902. Jul 29). *USA Szabadalom száma: 705 691*.
- Pillsbury, T. E. (2015). Effect of bladder wall thickness on miniature pneumatic artificial muscle performance.
- Pinchuk et. al. (2008). Medical applications of poly(styrene-block-isobutylene-block-styrene). *Biomaterials*, 448-460.
- Richard et. al. (2000). Thermoplastic elastomers: fundamentals and applications,. *Current Opinion in Colloid & Interface Science*,, 333-340.
- Sangian. (2015). The effect of geometry and material properties on the performance of a small hydraulic McKibben muscle system.

- Sangian, D. (2014). Three-Dimensional Printed Braided Sleeves for Manufacturing McKibben Artificial Muscles.
- Seyedin et. al. (2019). Textile strain sensors: a review of the fabrication technologies, performance evaluation and applications. *Materials Horizons*, 219-249.
- Solano. (2011). Compact and Lightweight Hydraulic Actuation System for High Performance Millimeter Scale Robotic Applications: Modeling and Experiments. *JOURNAL OF INTELLIGENT MATERIAL SYSTEMS AND STRUCTURES*.
- Spassov, et. al. (2011). Differential expression of myosin heavy chain isoforms in the masticatory muscles of dystrophin-deficient mice. *European Journal of Orthodontics*, Volume 33, Issue 6, 613-618.
- Tondu, B. (2012). Modelling of the McKibben artificial muscle: A review. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*.
- Tondu, et. al. (2000). Modeling and Control of McKibben Artificial Muscle Robot Actuators. *IEEE Control Systems Magazine*, 15-38.
- Wang et. al. (2003). Carbon black. In *Kirk-Othmer Encyclopedia of Chemical Technology* (old.: 761-800).
- Wen, et. al.. (2001). Processing of biocompatible porous Ti and Mg. *Scripta Materialia*, Volume 45, Issue 10,, 1147-1153.
- Xue, et. al. (2019). Electrospinning and Electrospun Nanofibers: Methods, Materials, and Applications. *Chemical Reviews*, 5298-5415.

6 SUMMARY

During my thesis, I created a working prototype of a hydraulic McKibben artificial muscle using commercially available materials and custom components. Using available machinery and tools, I designed and implemented the necessary tests to characterise the muscles. The models identified in the literature have highlighted the importance of deformations in the artificial muscles, thus I started to develop nanofibres to measure them.

In this thesis I chose the electrospinning technique to produce nanofibers. Based on the literature review of electrospinning and textile strain sensors, I chose the styrene-isobutene-styrene (SIBS) triblock copolymer from the group of thermoplastic elastomers, due to its fitting properties for the experiments and availability at the Department of Polymer Engineering. During my research, I made more than 30 different compositions of SIBS, tetrahydrofuran (THF) and toluene, and used single-walled carbon nanotubes (SWCNT) and carbon black (CB) as conductive fillers. I examined the samples of successful depositions on the collector by scanning electron microscopy.

I was unable to obtain uniform, droplet-free fibres from the solutions which did not contain conductive fillers. A possible reason for this was the insulating behaviour of the solution, which I later confirmed by successful forming fibres using conductive SWCNT-s and CB as fillers.

Bead-free fibres of uniform thickness with a diameter of 800 nm were successfully obtained from a solution containing 15 w% SIBS and 0.3 w% SWCNT respect to the polymer mass. The fibres collected on textile did not conduct electrically and were therefore not suitable for deformation measurements by change in their resistance. The white colour of the fibres formed from the black solution containing SWCNT, may indicate that the fillers were not incorporated into the fibres, further amplified by the increasing volume of a dark droplet forming at the end of the emitter during electrospinning. To assess this hypothesis further research should be carried out by measuring the CNT concentration in the specimen and droplets.

During further experiments, I used carbon black as an alternative filler. The presence of a suitable percolation mesh was verified by measuring the conductivity of a layer deposited on a glass plate submerged in a solution containing 15w% SIBS and 30 w% carbon black on top of it, dried after solvent evaporation. The layers deposited with electrospinning from such solutions exhibited black colour and behaviour typical of conductive materials, but as with samples from solutions containing SWCNT, the fibres deposited on the textile did not have measurable resistance, probably due to the small conductive cross-section area. Based on these results, I came to a conclusion that yarns made by twisting the non-woven fibres upon themselves could be a sensible way to proceed with the experiments.

During the initial experiments of artificial muscles, I determined the minimum braiding angle of the outer mesh of at least 15.79° by testing the mechanical properties

of the silicone tube. The braided sleeve selected for the experiments was measured to have a braiding angle of 32.31° , so the inner tube of the constructed McKibben artificial muscle was not at risk of coming close to its tensile elongation. During the experiments I also performed tensile tests on the material of the selected braided sleeve and, based on the tensile force of 2058 ± 21 N and the 3.14% difference between the elongations measured under 5 and 500 N loads, I considered the sleeves material inextensible.

I conducted hydraulic experiments and proved my hypothesis that, the McKibben artificial muscles are capable of significant shortening (17.3% respect to the total length) and can exert a significant force ($F_{\max} = 200$ N) by supplying small excess volume (10 mL) from a syringe. The muscles could exert even greater forces, but the muscles slipped out of the grip. Dividing the force by the cross-sectional area of the artificial muscle of 50.27 mm^2 , the actuators had a specific force of $3,98 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$, two orders of magnitude higher than the values of typical skeletal muscles.

Based on these results, I proposed the concept of forming chambers at the end of the inner tube and compressing them by electromagnets, thus exerting force and achieving contraction. Electromagnets can produce high specific forces in an energy efficient way and, unlike other electrically actuated artificial muscle concepts, they operate from low voltages (on the order of 10 V) making them more suitable for use around or inside the human. The use electricity compared to other alternatives also has the advantage of being widely available and having advanced control and energy storage solutions.

Keywords: *artificial muscles, nanofibers, electrospinning*

1. MELLÉKLET – SZÁLKÉPZÉSI PARAMÉTEREK TÁBLÁZATA

A táblázat oszlopaiban U a szálképzés tápfeszültsége, q a térfogatáram és x a szálképző és szálgyűjtő közti távolság. A **kiemelt** sorokról készült ábrák a főszövegben szerepelnek.

U [kV]	q [μ L/perc]	x [cm]	SIBS [w%]	töltőanyag	oldószer arány	eredmény
15	50	15	15	1 w% CNT	70% toluol 30% THF	cseppek, köztük kevés csepphez kapcsolódó szál (~100 nm)
18,5	50	15	15	1 w% CNT	70% toluol 30% THF	cseppek, köztük kevés csepphez kapcsolódó szál (~100 nm)
22,5	50	15	15	1 w% CNT	70% toluol 30% THF	cseppek, köztük szálak (~100 nm) gyöngyökkel
28.5	50	15	15	1 w% CNT	70% toluol 30% THF	cseppek, köztük szálak (~100 nm) gyöngyökkel
28,5	50	15	15	2 w% CNT	70% toluol 30% THF	cseppek, köztük szálak (~100 nm) pár gyönggyel, oldószer nyomok a szálgyűjtőn
30	50	15	15	2 w% CNT	70% toluol 30% THF	cseppek, köztük szálak (~80 nm), kevés oldószer nyom a szálgyűjtőn
27,5	25	15	15	2 w% CNT	70% toluol 30% THF	cseppek, szálak csak elvétve (~80 nm) sok oldószer nyom a szálgyűjtőn
7,5-37,55	25; 50; 100	15; 20; 25	13,3	4,8 w% CNT	70% toluol 30% THF	Nincs stabil szálképzés, beszárad az oldat a szálképzőnél
7,5-37,55	25; 50; 100	15; 20; 25	8,3	12,3 w% CNT	70% toluol 30% THF	Nincs stabil szálképzés, beszárad az oldat a szálképzőnél
7,5-37,55	25; 50; 100	15; 20; 25	5,6	17 w% CNT	70% toluol 30% THF	Nincs stabil szálképzés, beszárad az oldat a szálképzőnél

1. MELLÉKLET – SZÁLKÉPZÉSI PARAMÉTEREK TÁBLÁZAT - FOLYATÁS

U [kV]	q [μL/perc]	x [cm]	SIBS [w%]	töltőanyag	oldószer arány	eredmény
7,5-37,55	25; 50; 100	15; 20; 25	4,4	24.34 w% CNT	70% toluol 30% THF	Nincs stabil szálképzés, beszárad az oldat a szálképzőnél
7,5-37,55	25; 50; 100	15; 20; 25	12,9	1 w% CNT	50% toluol 50% THF	A szálképzőnél a heves instabilitások teleszórják a mintát fekete pontokkal
27.5	100	25	15	2 w% CNT	50% toluol 50% THF	cseppek, köztük szálak (200-600 nm) oldószer nyomok a szálgyűjtőn
7,5-37,55	25; 50; 100	15; 20; 25	9,7	5 w% CNT	50% toluol 50% THF	Nincs stabil szálképzés, beszárad az oldat a szálképzőnél
7,5-37,55	25; 50; 100	15; 20; 25	8,1	7,4 w% CNT	50% toluol 50% THF	Nincs stabil szálképzés, beszárad az oldat a szálképzőnél
7,5-37,55	25; 50; 100	15; 20; 25	6,2	15,8 w% CNT	50% toluol 50% THF	Nincs stabil szálképzés, beszárad az oldat a szálképzőnél
28,5	100	25	15 12.1	0,3 w% CNT	5% toluol 95% THF	egyenletes átmérőjű szálak (~800 nm), nincsenek cseppek
27,5	50	25	15 12.2	0,3 w% CNT	5% toluol 95% THF	egyenletes átmérőjű szálak (~800 nm), nincsenek cseppek
27,5	100	18	15 12.3	0,3 w% CNT	5% toluol 95% THF	egyenletes átmérőjű szálak (~800 nm), nincsenek cseppek
27.5	100	25	15 13.1	0,5 w% CNT	100% toluol	beszáradás miatt SEM felvételhez nem képződött elég vastag réteg
37	50	25	15 13.2	0,5 w% CNT	100% toluol	cseppek, elektro-spraying, oldószer nyomok a szálgyűjtőn

1. MELLÉKLET – SZÁLKÉPZÉSI PARAMÉTEREK TÁBLÁZAT - FOLYATÁS

U [kV]	q [μ L/perc]	x [cm]	SIBS [w%]	töltőanyag	oldószer arány	eredmény
17,16	10	16	15 13.3	0,5 w% CNT	100% toluol	sok apró csepp (1-5 μ m), elektro-spraying
20	50	15	20 16.1	0.7 w% CNT	100% toluol	cseppek, köztük szálak (~20 nm) gyöngyökkel
28,5	50	18	20 16.2	0.7 w% CNT	100% toluol	cseppek, köztük szálak (~20 nm) gyöngyökkel
30	20	15	20 16.3	0,7 w% CNT	100% toluol	cseppek szálak nélkül
27,5	50	25	13.5	10w% CB	5% toluol 95% THF	sikeres szálképzés, azonban mivel nem vezetett nem készítettem SEM-felvételt a mintáról
22,5	50	17.5	12.75	15w% CB	5% toluol 95% THF	sikeres szálképzés, azonban mivel nem vezetett nem készítettem SEM-felvételt a mintáról
23,5	50	17.5	12	20w% CB	5% toluol 95% THF	sikeres szálképzés, azonban mivel nem vezetett nem készítettem SEM-felvételt a mintáról
23,5	50	17.5	11.25	25w% CB	5% toluol 95% THF	sikeres szálképzés, azonban mivel nem vezetett nem készítettem SEM-felvételt a mintáról
24,5	50	17.5	10.5	30w% CB	5% toluol 95% THF	sikeres szálképzés, azonban mivel nem vezetett nem készítettem SEM-felvételt a mintáról
24,5	50	17.5	9	40 w% CB	5% toluol 95% THF	sikeres szálképzés, azonban mivel nem vezetett nem készítettem SEM-felvételt a mintáról