

Óbudai Egyetem
Kandó Kálmán Villamosmérnöki Kar
Automatika Tanszék



TUDOMÁNYOS DIÁKKÖRI DOLGOZAT

3D MEMS ERŐMÉRŐ SZENZOROK ALKALMAZÁSA BIOMECHANIKAI VIZSGÁLATOKRA

Szerző(k): **Bozorádi János Márk**
villamosmérnök MSc. szak, II. évf.

Konzulens(ek): **Dr. Fürjes Péter**
laboratórium vezető EK-MFA

Braun Ferenc
tanszéki mérnök

Budapest, 2022.

Tartalom

1	Bevezetés.....	3
2	Laparoszkópiás eszközök a sebészeti gyakorlatban	3
2.1	Miniálisan invazív műtéti eljárások	3
2.2	Csőgyomor képzés és gyomor bypass.....	5
3	MEMS erőmérők alkalmazása szövettani vizsgálatokra	7
3.1	Mechanikai vizsgálatok	7
3.2	Szövetek mechanikai jellemzői és mérések	8
4	Célkitűzések	9
5	A mérőműszer megvalósítása	12
5.1	Mérési elrendezés.....	12
5.2	A MEMS erőmérő szenzorok elektronikai integrációja	13
5.3	A mérésvezérlő szoftver	15
6	Mechanikai anyagjellemzők vizsgálata erőmérő szenzorokkal	16
6.1	Kalibrációs mérések elasztikus borítással ellátott MEMS szenzorokkal, mesterséges és preparált mintákon	17
6.2	Kalibrációs mérések elasztikus borítás nélküli MEMS szenzorokkal mesterséges és preparált mintákon.....	21
6.3	Szövetmechanikai mérések speciálisan borított MEMS szenzorokkal	23
6.4	Mechanikai anyagparaméterek meghatározása	26
7	Kitekintés	28
7.1	Patológiai célú szövettani mérések.....	28
7.2	Kompakt, hordozható mérési elrendezés	29
8	Összefoglalás	30
9	Köszönetnyilvánítás	31
10	Irodalomjegyzék.....	31
11	Mellékletek	33
11.1	1. melléklet: Elektronika	33
11.2	2. melléklet: A LabView kód fontos részletei	35

1 Bevezetés

Különböző sebészeti beavatkozások során már évtizedek óta széles körben és elterjedten alkalmaznak laparoszkópos sebészeti eszközöket és varrógépeket, de az utóbbi években egyre inkább kezd terjedni a robottechnológia alkalmazása is a minimálisan invazív sebészeti területen. A robotsebészet precizitása, de akár automatizálhatósága előremutató, azonban alkalmazásának és fenntartásának költségei egyelőre gátat szabnak a nagy tömegben való elterjedésének. Az egyszerűbb laparoszkópiás eszközök és varrógépek felhasználására vonatkozóan számos publikáció jelent meg, kiemelve hatékony és sikeres műtéti alkalmazásuk követelményeit. [1] Az ilyen eljárásokat érintő (sok esetben a lehetséges emberi hibákat is figyelembe vevő) technikai kihívások, valamint a sebészrobotok terjedésének tendenciája komoly igényeket támaszt az olyan szenzor egységek kifejlesztése iránt, mely az operáló orvos számára minél több információt képes nyújtani a felhasználás közben. Jelen munka már meglévő és újonnan fejlesztett hardver és szoftver felhasználásával, új módszerek és eljárások kialakításával kíván egy olyan eszközt létrehozni, mely képes valós mintákon szövettani méréseket végezni és az operáló orvos számára hasznos információt visszaadni ezek tulajdonságairól – ezáltal megteremtve az alapot egy forradalmian új orvostechikai eszköz létrehozására.

2 Laparoszkópiás eszközök a sebészeti gyakorlatban

2.1 Minimálisan invazív műtéti eljárások

Az első laparoszkópiás eszközök megjelenéséig kizárólag nyílt sebészeti operációkról beszélhettünk a belső szerveket érintő műtétek esetében. Ez az invazív műtétek legalapvetőbb formája, mely során a bőr és az alatta lévő szövetek folytonosságát megszakítva biztosítanak hozzáférést a műveleti területhez. A technológia fejlődésével felmerült a kérdés, hogy az erősen lokalizált területeket érintő problémák esetében hogyan lehetne minimalizálni a testbe való behatolás mértékét? Erre válaszként jelentek meg az olyan kézileg működtetett, kis méretű laparoszkópiás eszközök, melyhez hasonló a dolgozat tárgyát képező fejlesztési munka igényét is felvető, a 3. ábrán látható sebészeti varrógép is. Ezek az eszközök rendeltetésüket tekintve sokfélék lehetnek, a csipesztől az öltésekhez használt speciális tűkig. A laparoszkópok ma már széles körben elterjedtek és egyfajta „aranystandardot” képeznek a minimálisan invazív

eljárások elvégzéséhez, melyek esetében elég kis méretű bemetszéseket végrehajtani a laparoscóp és az egyéb eszközök (pl. endoscóp) bejuttatásához.

A sebészet jövőjét jelentik az újonnan megjelent robotikus rendszerek, melyek a modern képalkotó berendezésekkel és az egyre miniaturizálódó aktuátorokkal ötvözik a laparoscópia eddig bevált módszereit és eszközeit. Az ilyen rendszerek általában a manipulátor karokból, egy csomóponti egységből és a konzolból állnak, melyen keresztül az operáló orvos a műtétet végzi a robot vezérlésén keresztül. Az ilyen gépek közül a da Vinci rendszer a leginkább elterjedt és ismert, de egyre több műtétet végeznek a Versius és a Senhance rendszerekkel is. Az utóbbi kettő bizonyos mértékű haptikus visszajelzést is biztosít a műtő orvos számára, de a 2D vagy akár 3D vizuális megjelenítés legalább annyira fontos része mindkét gépnek. Emellett létezik nem kifejezetten laparoscópiás beavatkozást végző robotikus rendszer is, mint a CyberKnife, mely az ionizáló sugárterápiás kezeléseket helyezi a fentiekhez hasonló platformra.

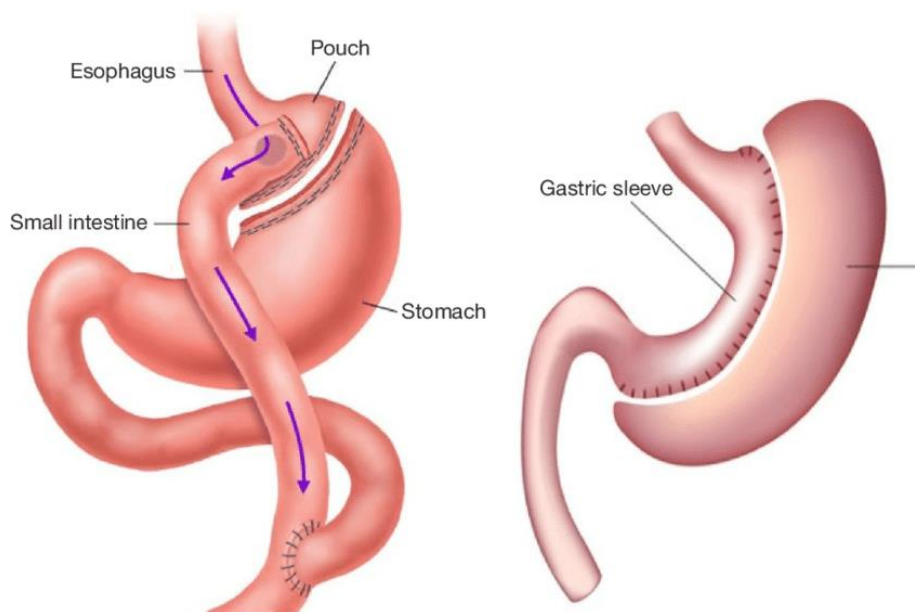


1. ábra: Senhance robot rendszer

Fontos kiemelni, hogy a fent ismertetett összes rendszer kompatibilis a hagyományos laparoscópiás beavatkozásokkal. Szükség esetén a műtét végző csoport pillanatok alatt félre tudja állítani a gépet, hogy az orvos kézi laparoscópiás eszközökkel folytassa az operációt, vagy szükség esetén nyílt sebészeti beavatkozást hajthasson végre a páciensen. [2]

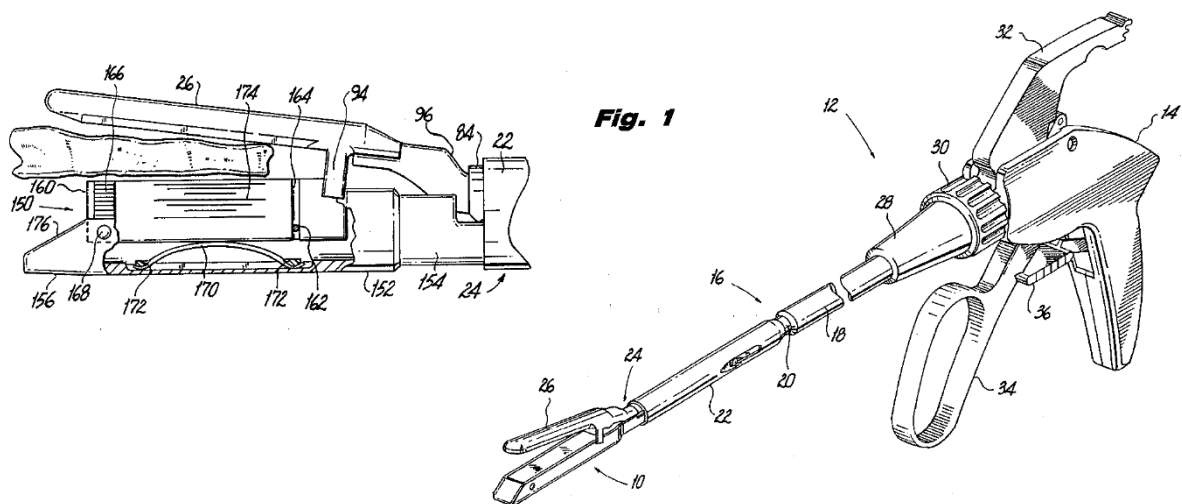
2.2 Csőgyomor képzés és gyomor bypass

A napjainkban már rutinnak számító gyomor és bélműtétekből éves szinten hozzávetőleg 200-250 ezer darabot végeznek a világon. A „bypass” eljárás során a gyomor egy része eltávolításra kerül és a megmaradt részt a vékonybéllel kötik össze, kvázi „áthidalva” a gyomor egy részét. Csőgyomor képzés esetében, a gyomor nagy részét szintén eltávolítják, azonban ekkor a vékonybéllel kapcsolódó szakasz is megmarad. Mind a két eljárás során jelentősen lecsökkentik az emésztőszerv térfogatát. A 2. ábrán látható a két műtét, valamint a gyomor egyes jellegzetes pontjai. Ezek alulról felfelé az antrum, a corpus és a fundus.



2. ábra: Gyomor reszekciós műtéti eljárások.

Ahogy az ábrán is jelölésre került, az elvágott részeket a műtét során lezárják egy speciális kapsokat tartalmazó varrógéppel. Egy ilyen laparoszkópiás kapcsoló eszköz látható a 3. ábrán. [3] A 2. ábra jobb oldalán ugyan nem jelölték, de az eltávolított „zsákot” is kapsokkal zárják az eltávolítás során. A kapcsoló eszköz segítségével a sebész műtét során folyamatosan le is zárja a szikével elválasztott szöveti részeket.



3. ábra: Laparoszkópiás kapcsológép

A mai gyomor-reszekciós műtétek jelentős részénél már az ábrán látható varrógéphez hasonlókat használnak. A berendezés fejében elhelyezett kapcsok nagyon hasonlóak a tűzőgép kapcsokhoz, bár anyaguk természetesen biokompatibilis, jellemzően titán. Ez első ránézésre egyszerűnek tűnhet, mint technikai megoldás, ugyanakkor a kapcsolozandó szövetek vastagsága és minősége nagyon sok tényezőtől függ, ezzel nehezítve a beavatkozás pontos megoldását. Befolyásolhatja a páciens állapota, neme, kora, hidratáltsága, vérnyomása, összességében minden, ami a szövet összetételét befolyásolja. Emellett a gyomor egyes fő részei is eltérő tulajdonságúak lehetnek, mint ahogy a különböző szövetek mechanikai jellemzői is. [4] Több ezer esetet vizsgálva vonták le azt a következtetést, hogy a kapcsokat érintő posztoperatív komplikációk egyértelműen ritkábbak, ha a szövetet megfelelően összenyomják és a legkisebb szükséges magasságú kapcsot ültetik be. [1] A felnyitott szövet nem megfelelő összezárása azzal járhat, hogy a kapocs körüli seb bevérzik, a gyomor és bélváladékok ki a hasüregbe juthatnak. Ezek a posztoperatív komplikációk szélsőséges esetben végzetesek is lehetnek. A gyógyulási idő rendkívül hosszú is nyúlhat, mely a nyilvánvaló kellemetlenségek mellett jelentős költségvonzattal is jár. Az esetleges komplikációk időben történő felfedezésére sokféle vizsgálati módszer alkalmazható a műtétet követő megfigyelési időszakban. Ilyenek a számítógépes tomográfia (CT), a magrezonanciás képalkotás (MRI) képalkotás, de az ezektől eltérő kontrasztanyagok vizsgálatok mellett a feltáró műtét is egy elfogadott megközelítés lehet. Fontos, hogy sok esetben ezeket a vizsgálati módszereket korlátozza a sugárdózis, amivel jár, a páciens fizikai mérete, valamint a kapott kép alapján leszűrhető információ bizonytalansága. [5] [6] Mindamelllett, hogy a szövődmények megelőzése érdekében bizonyos esetekben

alkalmaznak a gyógyulást elősegítő szövetragasztót és merevítő bevonatokat is, ezek nem abszolút megoldások, az eredményekről nem egyértelműen kijelenthető, hogy alkalmazásuk minden esetben célravezető. [7] Mindent egybevetve a mai napig az a meghatározó a beavatkozás sikerét tekintve, hogy a sebész miként hajtja végre műtétet, illetve az utána következő gyógyulási folyamat nyomon követése mennyire széleskörű, ami a diagnosztikai szakemberekkel történő szoros együttműködést igényli. Ezek alapján levonhatjuk azt a következtetést is, hogy a műtét során így elsődleges kérdés maga a gyomor összeszorítása és a tapintás alapján a döntés, hogy mekkora kapocs kerüljön alkalmazásra. A fentebb vázolt folyamat bár technikai oldalról egy rugalmas anyag összenyomása, könnyen belátható, hogy orvostechikai mivoltából adódóan rengeteg speciális követelménynek meg kell felelni a vizsgálat során. A klasszikus műtéti technikák során a sebész orvos a tapintására és a tapasztalatára hagyatkozva dönti el, hogy milyen méretű kapcsokat használjon, addig a laparoszkópiás technikák esetén ez a modalitás – a tapintás – nem áll az orvos rendelkezésére. Itt érdemes megjegyezni, hogy az egyik legelterjedtebb sebészrobot, a DaVinci esetében a műtő orvos kizárólag vizuális visszajelzést kap. A 2. bekezdésben ismertetett rendszerek már rendelkeznek taktilis visszacsatolással, ám a da Vinci-hoz hasonlóan ezek kialakítása is lehetővé teszi a műtét hagyományos laparoszkópiás eszközökkel történő folytatását. Bár 2020-ban a 20 millió puha szövetes műtétből 1,25 milliót már a da Vinci-vel végeztek belátható, hogy mind a robotizált, mind a hagyományos laparoszkópiás műtétek területén nagy jelentősége van a nagy precizitású, kis méretű erőmérő szenzoroknak. [8]

3 MEMS erőmérők alkalmazása szövettani vizsgálatokra

3.1 Mechanikai vizsgálatok

Az anyagok mechanikai vizsgálata a testek különböző fajtájú erőbehatásokra történő geometriai megváltozásának elemzését jelenti. Ez általában a testek húzásánál vagy összenyomásánál bekövetkezett fajlagos hosszváltozás mérését takarja. Előbbi leggyakrabban a szakítószilárdság vizsgálatok területét fedi le, mely esetében egy vékony, szalag jellegűre kialakított mintát a teljes elszakadásáig húznak, deformálnak. A folyamat során a mért húzóerő-fajlagos hosszváltozás függvény kirajzolásának segítségével meghatározhatók az adott geometriájú anyag egyes fontos tulajdonságai. Ilyenek a szakítószilárdság, a minta folyáshatára, rugalmassági modulus stb. A rugalmassági moduluszt szokás Young modulusnak is hívni

(Thomas Young, brit tudós után) és ugyanúgy értelmezhető a minta összenyomása esetén is, mint húzás esetében. Ez a paraméter a szilárd anyagok elasztikus tulajdonságának mutatója, amely egyetlen tengely mentén történő húzás vagy összenyomás esetén ad összefüggést a kialakuló feszültség és a létrejövő deformáció között. Mértékét a húzófeszültség és a fajlagos hosszváltozás hányadosaként adják meg Pa-ban. [9]

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{F/A}{\Delta l/l} \quad (1)$$

Ahol ' E ' a Young modulus, ' σ ' a húzófeszültség, ' ε ' a fajlagos hosszváltozás, ' F ' az erő, ' A ' a felület, ' l ' pedig a hosszúság. Az anyagra jellemző mutató számításánál fontos, hogy milyen geometriájú a minta, hogyan hajtjuk végre a vizsgálatokat, valamint, hogy a terhelési görbe mely szakaszán értelmezhető egyáltalán a Young modulus az adott esetben. Példának okáért fémek szakítószilárdság vizsgálatánál ez a minta rugalmas szakaszán számolható, ahol az anyag maradandó deformáció nélkül vissza tudja nyerni eredeti alakját. Ahogy elérjük a makroszkopikus méretek határát az egyes anyagok, főként a kutatások során vizsgált vékonyrétegek mechanikai tulajdonságai a megszokottól eltérő (jellemzően a fémes anyagokhoz hasonlóan) tulajdonságokat kezdenek mutatni. A mechanikai vizsgálatok kifejezetten ezzel a mérettartománnyal foglalkozó fajtája a nanomechanikai, nanoindentációs karakterizációs mérések területe. Ezekben az esetekben szokás megadni egy úgynevezett univerzális keménységi mutatót ' H_U ', mely a mintával maximálisan közölt erő ' F_{max} ' és a névleges minta felületének ' A_s ' hányadosa.

$$H_U = \frac{F_{max}}{A_s} \quad (2)$$

Bár elméletileg a Young modulus teljes mértékben az anyagi minőségtől függ és nem változik a minta morfológiájával vagy méretarányaival, egyes tanulmányok és a saját méréseim alapján is kijelenthető, hogy a Young modulus az **adott geometriájú és állapotú minta** terhelési görbéjén belül is **több szakaszban értelmezhető**. [10]

3.2 Szövetek mechanikai jellemzői és mérések

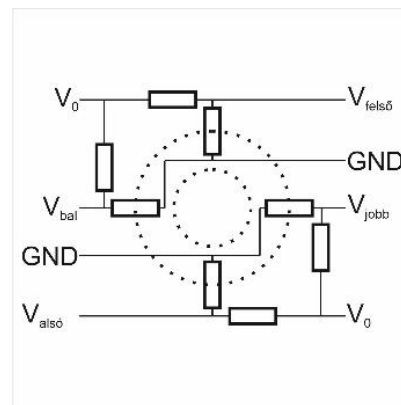
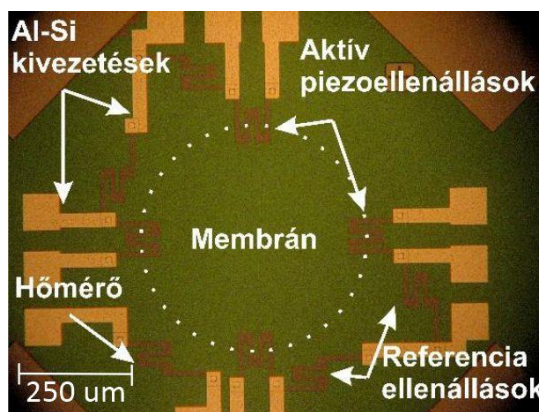
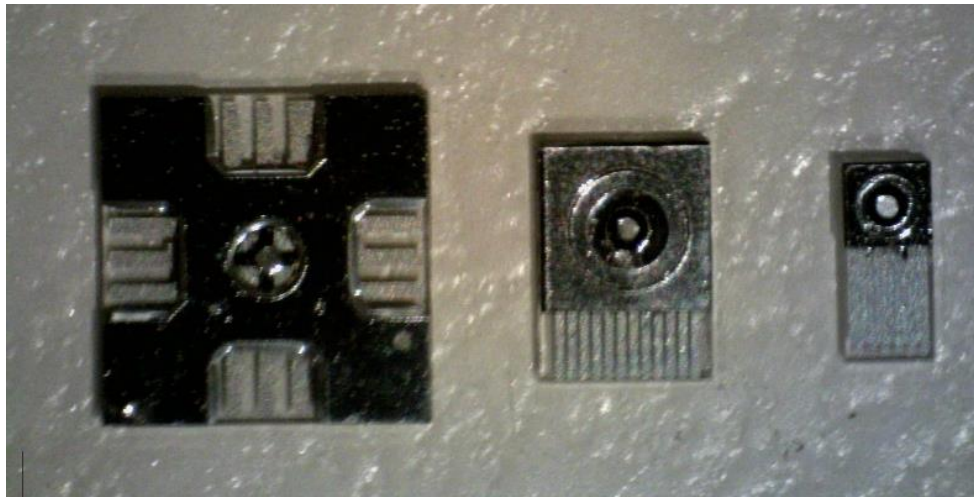
A flexibilis poli-dimetilsziloxán (PDMS) polimer az elmúlt években nagy népszerűségnek örvend a biológiai szövetek mechanikai modellezése terén is. Az egyébként mikrofluidikában is nagyon elterjedt alapanyag mechanikai és dielektromos tulajdonsága nagyon hasonló a vesét alkotó szövetekéhez, így egy kézenfekvő választás szövettani modellezéshez is. [11] Ezen felül szén nanocsöves kompozit anyagok vizsgálatában is van jelentősége, ahol a 3.1. fejezetben

ismertetett nanoindentációs jelenségeket megfigyelték. Mivel az emberi szövet jóval összetettebb és kevésbé homogén, mint ezek a kísérleti elasztomerek, ezeket a jelenségeket a későbbi vizsgálatok során, illetve a modellek értelmezésénél figyelembe kell majd venni. Mechanikus műszerekkel statisztikai célból készült mérések során a páciensből eltávolított humán szöveti mintákat 10-15 másodpercig összenyomták a vastagság mérésekor, ami egy műtét során nem célravezető. [4] [12] Ezt egybevetve azzal, hogy a Young modulus értéke függ a geometriától, a minta minőségétől és az indentáció módjától elmondható, hogy a szövettani mérések esetében ezt a paramétert a mért görbesereg egy jellegzetes szakaszán lesz célszerű számítani. [13] [10]

4 Célkitűzések

Dolgozatomban bemutatok egy olyan hardver és szoftver fejlesztést, ami lehetővé teszi, hogy speciális MEMS erőmérő szenzorok alkalmazásával mintadarabok – beleértve biológiai szövetek – mechanikai jellemzőit meghatározhassuk.

Az Energiatudományi Kutatóközpont Műszaki Fizikai és Anyagtudományi Intézetében (EK MFA) már több projektet zártak, melyben sikeresen alkalmaztak mikro-elektromechanikai rendszer (MEMS) alapú 3 dimenziós erőmérőt orvosi célokra. [12] [13] A 3 dimenziós mérés technika az ilyen eszközök esetében azt jelenti, hogy a szenzor az erővektort, melynek ki van téve az x-y-z irányú erőkomponenseire tudja bontani, így annak nem csak nagyságát, de irányát is meg tudja határozni. A miniaturizált erőmérő szenzor itt a RobinHeart mc2 sebészeti robot [14] laparoszkópjába építve küldött erőadatokat a robot vezérlő rendszerének. Maga a mechanikai erőt érzékelő elem természetesen többféle lehet azon belül is, hogy MEMS eszközről van szó – az EK MFA Mikrorendszerek Laboratóriumában fejlesztett érzékelő eszköz a piezorezisztív jelátalakítási elvet alkalmazza. [16] A Philips Research által fejlesztett katéterben például kapacitív elven működő erőmérő került alkalmazásra. A dolgozatban vizsgált kísérletekhez az MFA saját fejlesztésű piezoelektromos elven működő 3D MEMS erőmérőjét alkalmaztam. Azon túl, hogy ezek az erőmérők már az autógumiban történő deformáció méréstől egészen a laparoszkóp fejig sok helyen bizonyítottak, a munka megkezdésekor is folyamatban volt a még jobban integrálható, tovább miniaturizált változatuk fejlesztése.



4. ábra: Az EK MFA Mikrorendszerek Laboratóriumában fejlesztett piezorezisztív 3D MEMS erőérő család különböző méretű erőmérői (4×4 , 2×2 és 1×1 mm²-es felül balról jobbra), valamint az implantált ellenálláshíd és annak kapcsolási rajza (alul)

Kiviteltől függetlenül, az erőmérők a Si-ba integrált piezorezisztív ellenállások segítségével alakítják át a mechanikai deformációt villamos jellé. Az ellenállások hídkapcsolásának kimenő villamos jele így arányos az erőközvetítő Si oszlopra kifejtett erővektor egyes komponenseinek nagyságával. A kezdeti mérések elvégzéséhez már készült egy jelfeldolgozó és egy érzékelők mellé integrált kommunikációs elektronika. Utóbbi kisebb méretű és a szenzor felfogatását, mechanikai tokozását is biztosítja amellet, hogy a feszültség jeleket azonnal digitalizálja a továbbítás során bekövetkező zajcsökkentés céljából. Az elképzelés az volt, hogy egy esetleges biológiai mintán végzett valós teszt után csak az olcsóbb jelfeldolgozó IC-ket és a szenzort kelljen eldobni ne a teljes elektronikát – mivel a sterilizálás egyelőre nem megoldott. Éppen ezért ez a kezdeti mérések alapján kiindulási alapot ad egy új, jobban integrálható, a mérési feladathoz illeszkedő kiolvasó elektronika megtervezéséhez.



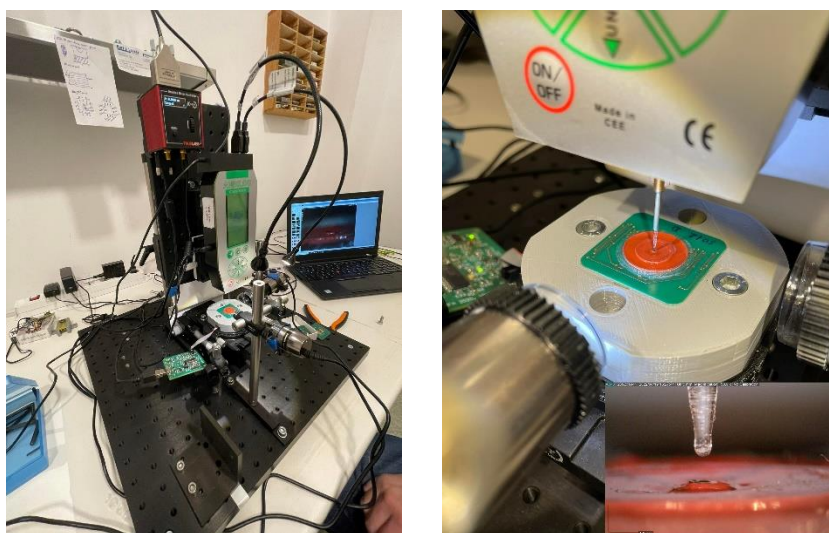
5. ábra: szenzor panelek (balra) és a jelfeldolgozó elektronika, mely a kiindulási alapot adta

A szövetmechanikai mérések kivitelezéséhez megterveztem és elkészítettem egy speciális tokozást, amely lehetővé teszi a Laboratóriumban fejlesztett MEMS erőmérő szenzorok alkalmazását szövetmechanikai vizsgálatokra. A szenzorokat a digitalizáló és kommunikációs elektronikát tartalmazó tokba ültettem, amely megfelelő borítással védi az eszközöket, de nem akadályozza az erőkomponensek mérését. A jelfeldolgozó elektronika által szolgáltatott kimeneti jelek értékeléséhez és in-situ követéséhez LabView alapú szoftvert terveztem, ami lehetővé teszi a deformáció függő erőértékek ábrázolását és feldolgozását.

5 A mérőműszer megvalósítása

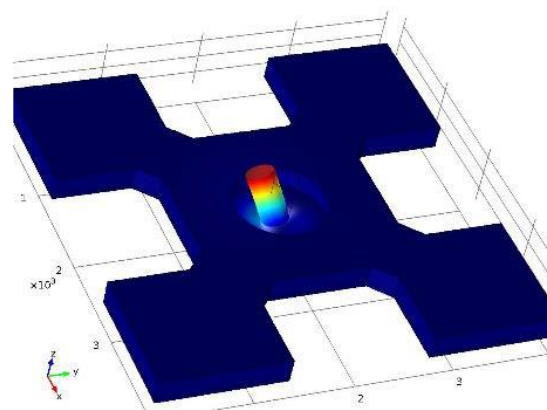
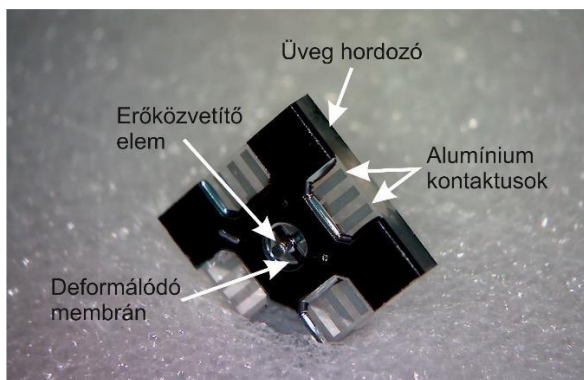
5.1 Mérési elrendezés

A mechanikai tesztekhez előzetesen egy olyan mintabefogó és mérő elrendezést terveztem és valósítottam meg, mely a tervezett vizsgálatokon túlmenően lehetővé teszi a beépített MEMS erőmérő szenzorok kalibrációját is. Ennek érdekében a részletes és pontos x-y-z irányú beállíthatóságot a Thorlabs különböző mozgatható állványaival alakítottam ki egy stabil fém alapzaton. A z irányú állványon került elhelyezésre a nm pontosságú Thorlabs MTS50A-Z8 típusú léptetőmotor, rajta az Andilog Centor típusú referencia erőmérővel. Az alapzaton elhelyezésre került egy x és egy y irányban és szögben is mozgatható, mikrométer pontosságú orsós asztal, hogy az erőmérők (vagy bármilyen más vizsgált eszköz) pontosan pozícionálható legyen, például kalibráláshoz.



6. ábra: Vertikális kalibrációs és mérő elrendezés erőmérő szenzorokhoz (bal) és fém-szilikon bevonatú erőmérő kalibrálása üvegtűvel (jobb)

A MEMS erőmérő egy relatíve széles nyomtatott áramköri panelen (PCB) került elhelyezésre és kapott megfelelő, a későbbi biológiai minták mérésére is alkalmas védő bevonatot. A szenzor erősítő elem (továbbiakban oszlop) ami a szilícium membránnak (10-50 μm vastag típustól függően) átadja az érintés során keletkező erőt, igen kritikus a sérülékenységi szempontjából. Ebből kifolyólag első közelítésben manuálisan készített szilikon bevonat került minden szenzorra, ami javítja az eszköz robusztusságát, ám csökkenti érzékenységét.



7. ábra: 4x4 mm-es erőmérő főbb részegységei (bal) és a Si oszlop és membrán deformációja COMSOL modellen bemutatva (jobb)

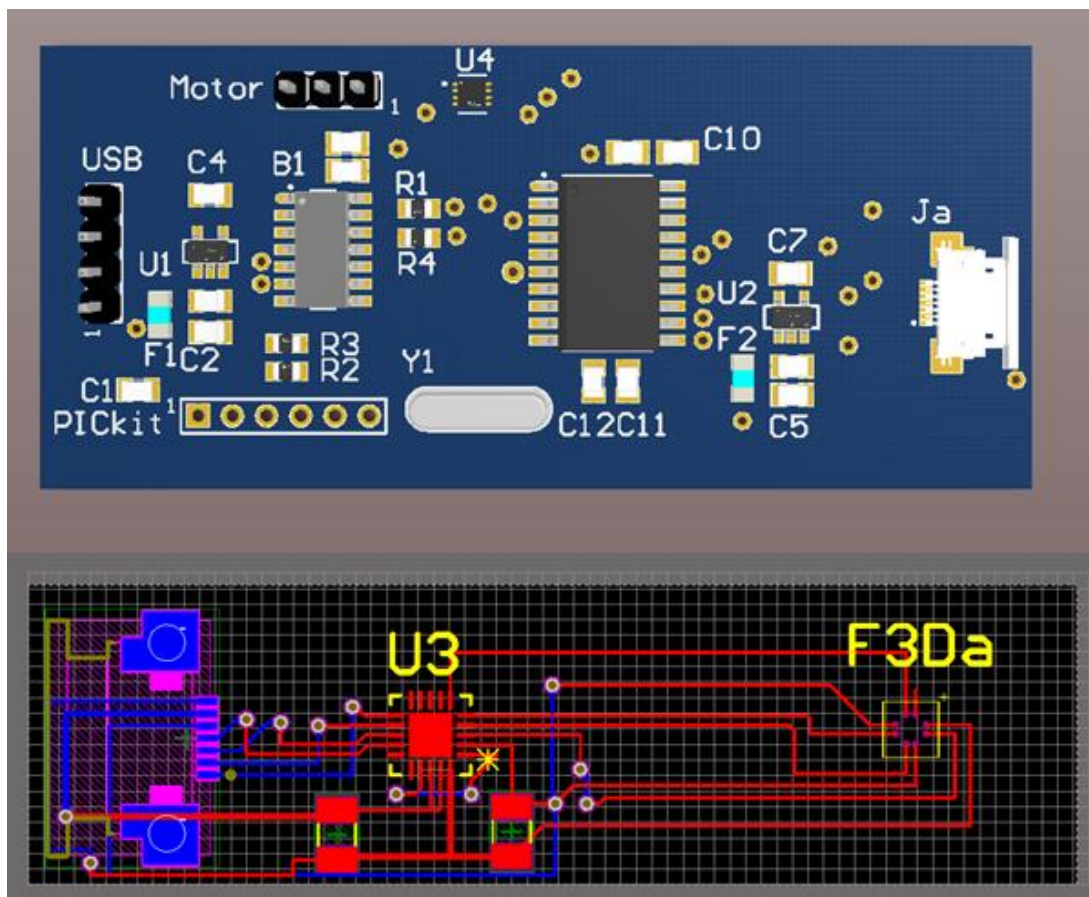
A későbbiekben látható lesz, hogy ezt idővel elhagytuk, és újabb borítási megoldásokat implementáltunk a nagyobb pontosságú, megbízhatóbb mérések kivitelezhetősége érdekében.

5.2 A MEMS erőmérő szenzorok elektronikai integrációja

A fenti, kizárólag laboratóriumi alkalmazásra szánt mérési elrendezés és elektronika mellett elkészítettem annak klinikai mérésekhez használható kompakt változatát. Ezt a nyomtatott áramkört (PCB) az első komolyabb prototípus előkészítésének szántam, két okból is. Az egyik, hogy 2022-ben, amikor ez a dolgozat készül, az ominózus „chiphíány” a prototípus elektronikák tervezését is körülményessé teszi a már jól bevált integrált áramkörök (IC) beszerzési problémái miatt. Jelenleg nem ritkák az 50 hetes várakozási idők sem olyan alkatrészekre, melyeket az autóipar is használ és/vagy nagyon népszerűek. A másik szempont az volt, hogy egy orvosi alkalmazásra szánt laparoszkóp fejben mindenképp valamilyen flexibilis vagy merev-flexibilis (flex-to-rigid – F2R) PCB-t kell majd alkalmazni. Ennek legyártása bőven százezer forintos nagyságrendű tétel, mely összeget a mérések ezen szakaszában elfogadhatatlannak tartottam. Ezért a kompromisszum egy laparoszkóp méreteihez képest robosztus, két részből álló PCB-s kialakítás lett, melynek beültetése, hibakeresése (pl. szoftver fejlesztés során debug) és esetleges gyártás utáni módosítása egyszerűen kivitelezhető. A tervezés során így a fő szempont azon alkatrészek kiválasztása volt, amik egy a korábban ismertetett varrógépben történő elhelyezésre alkalmas tokozással is beszerezhetőek. Ez azt jelenti, hogy a szenzor és a mért analóg jelek helyben történő feldolgozásához használt analóg-

digitális átalakító (ADC) egy 5 mm széles hordozón elférjenek. A tápkör és a jelfeldolgozó-továbbító elektronika egy külön panelen kapott helyet.

Az elektronika sematikus ábrája, valamint a PCB-k beültetési rajza az 1-es számú mellékletben találhatóak. A kapcsolás előállítja az IC-k, valamint a szenzor működtetéséhez szükséges stabilizált és szűrt 3,3 és 2,5 V-os feszültségeket melyhez a tápfeszültséget az USB 5V-ja biztosítja. A soros port maximális 500 mA-es árama elégséges a teljes panel kiszolgálására. A digitalizált jelek feldolgozásához, továbbításához, valamint egyes vezérlési feladatok ellátásához egy PIC24F32KA301-es mikrokontrollert választottam. Az eszköz kellően kis méretű, ugyanakkor már képes 16 bites műveletek elvégzésére MHz-es órajeltartományban, melyet az ADC is támogat. A panelen elhelyeztem egy 20 MHz-es kvarcoszcillátort is, hogy tesztelni tudjam a kapcsolás megbízhatóságát külső és belső órajelforrás használata esetén. Ahhoz, hogy a varrógép fej modellje mozgatható legyen került a panelra egy DRV8210DSGR típusú motor meghajtó híd is.



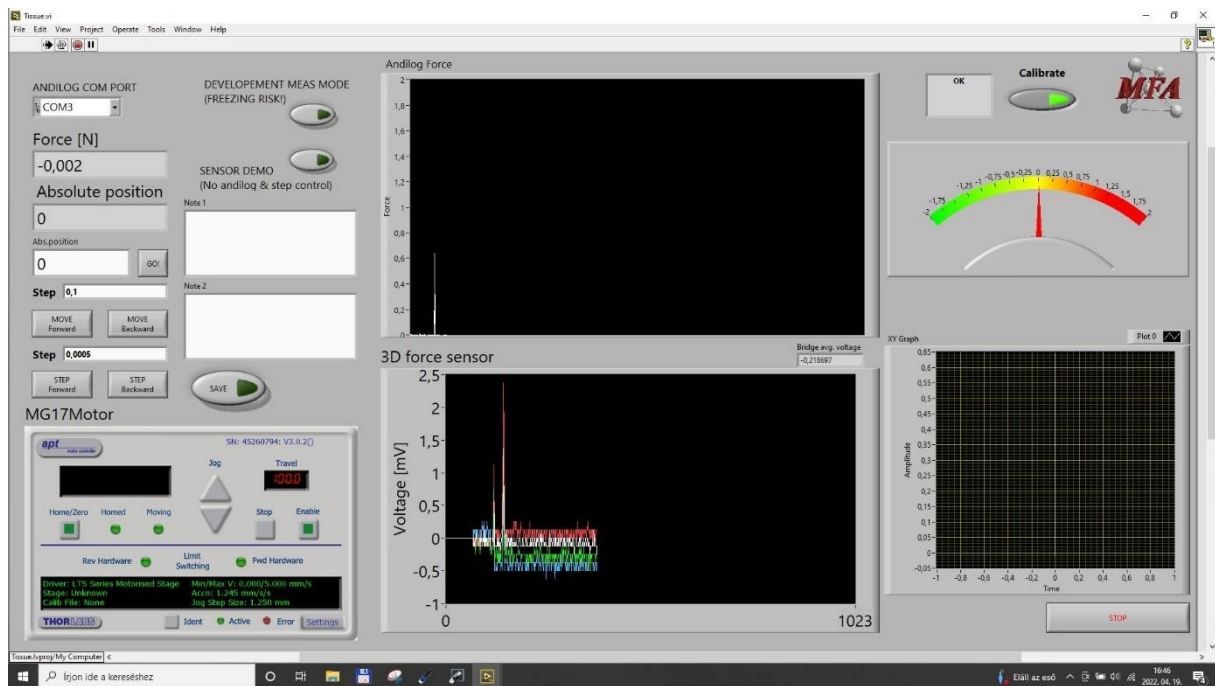
8. ábra: A PCB látványterve (felül), valamint a szenzor panel beültetési rajza (alul)

Az ADC-t és a szenzort tartalmazó PCB a fő panelhez egy FFC kábellel kapcsolódik. A fő panelen két FFC csatlakozó is van, mert a varrógépfej alsó és felső részébe is kerülnie kell szenzornak. Ez a kialakítás egy olcsóbb alternatívája a flexibilis PCB-nek a kapcsolás tesztelésére. A szenzor híd feszültségeinek mérésére a Microchip MCP3464-es ADC-jét választottam, két okból. Egyrészt az eszköz kis méretű (4x4 mm), valamint négy csatornás változata elérhető mind 16 mind 24 bites kivitelben. A két változat teljesen csereszabatos, másrészt az SPI protokollon keresztül a csatornák multiplexeres kiosztása, mintavételezése szoftverből beállítható. A PCB látványtervi megjelenítésén látható, hogy a kiolvasó elektronikán használt mikrovezérlő és az USB kommunikációhoz használt híd IC SOIC és TSSOP tokozott, pont az egyszerűbb szerelhetőség és az alkatrészek elérhetősége miatt. A későbbi prototípusokon célszerű lesz UQNF tokozású dsPIC-et, vagy ARM Cortex M4-gyel szerelt STM processzort alkalmazni, hogy a jelenleg a LabView és a mérést értékelő személy munkáját a kontroller végezze teljes egészében.

5.3 A mérésvezérlő szoftver

A mérőelrendezéshez készítettem egy vezérlő és adatgyűjtő szoftvert a korábbi erőmérő kalibrációs elrendezések már meglévő részegységeiből. Ezek a részegységek jellemzően az egyes eszközök vezérléséért felelős szoftvercsomagok voltak, mint például a léptetőmotor vagy a 3D erőmérő elektronikájának kommunikációs szoftvere. Ezeket az elemeket felhasználva egy olyan mérésvezérlőt készítettem melyben felkonfigurálható a motor léptetése, leolvashatók és elmenthetők a MEMS és a referencia erőmérők által mért jelek, valamint valós időben megjelennek a mért értékek.

A főbb kódrészletek a második számú mellékletben találhatók. A mérőszoftver ezen verziójával készültek a dolgozatban prezentált eredmények, ugyanakkor meg kell említenem, hogy ez még nem a végleges verzió, mellyel a szövettani méréseket is el kívánjuk végezni. Ennek oka, hogy a sok különböző szoftveres részegység összehangolása még nem tökéletes. A sokféle felhasznált eszköz egyszerre több különböző protokollon kommunikál, melyek valamilyen híd IC vagy céláramkör segítségével vannak az USB portokhoz illesztve. A referencia erőmérő például RS485-ön kommunikál míg az erőmérő jeleit feldolgozó mikrovezérlő egy UART-USB IC-n keresztül kommunikál a számítógéppel.



9. ábra: A mérőelrendezés LabView alapú vezérlő szoftverének grafikus interfésze

A léptetőmotorhoz a gyártó biztosít saját szoftvert, ugyanakkor ennek LabView-ból történő használatához a program dll állományait kell használni. Ezek egy időben történő lekezeléséhez olyan megoldásokat kellett alkalmazni, melyek körülményessé teszik az elrendezés kényelmes használatát nem szakavatott személy számára. Ezeket orvosolandó terveztük meg azt a változatot melyből már készült egy (csak futás idejű, nem fejlesztői környezetből) futtatható kezelőfelület. Ezen már opcionális egyes elemek, például a referencia erőmérő, használata. Ugyanakkor fontos kiemelni, hogy a program számításigényessége így is megfelelően nagy teljesítményű számítógépet/laptopot igényel, kifejezetten akkor, ha valós idejű kameraképet is szeretnénk kapni, például erőmérő kalibrálása során.

6 Mechanikai anyagjellemzők vizsgálata erőmérő szenzorokkal

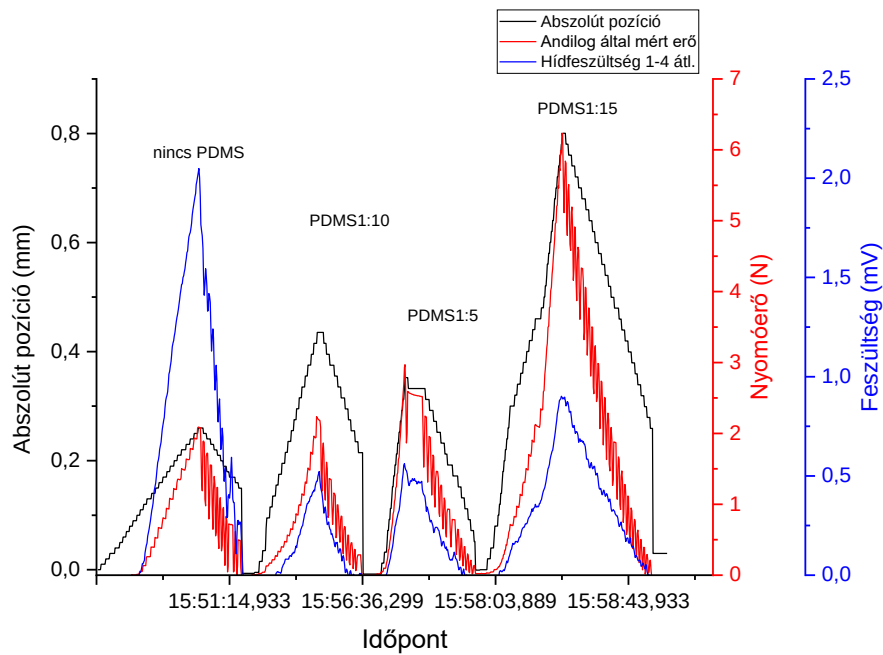
Ahogy azt a bevezetőben bemutatam, a mintadarabok mechanikai tulajdonságainak meghatározása érdekében a deformáció függvényében vizsgáltam a mintán kifejtett erőértékeket. A felvett görbékből ekkor meghatározhatók az anyagfüggő mechanikai paraméterek.

6.1 Kalibrációs mérések elasztikus borítással ellátott MEMS szenzorokkal, mesterséges és preparált mintákon

Ahhoz, hogy az erőmérők szövettani vizsgálatokra történő alkalmazhatóságát felmérjük először különböző mesterséges mintákon végeztem méréseket. Ehhez PDMS mintadarabokat használtam, amelyek vizsgálatához nincs szükség etikai tanúsítványra – ellentétben a humán mintákkal. A vizsgálatokkal egyrészt igazolni szerettem volna, hogy a más hasonló munkákról megjelent cikkek tapasztalatai alapján meghatározhatók az anyagjellemzők az általam tervezett mérőműszer segítségével is. [17] A koncepció kivitelezéséhez különböző térhálósító ágens / elasztomer arányban kikeményített PDMS korongokat készítettem, ezek keménysége az öntéskor alkalmazott arányoktól függ. A mérésekhez használt minták 20 mm átmérőjű kör alapú és 8 mm magasságú, 1:5, 1:10 és 1:15 ágens:elasztomer arányú hengeres preparátumok voltak. Továbbá a kísérlet későbbi részéhez előkészítettem különböző méretű marha gyomor (pacal) mintákat, melyeket darabonként zacskózva mélyhűtésben tároltam a mérésekig.

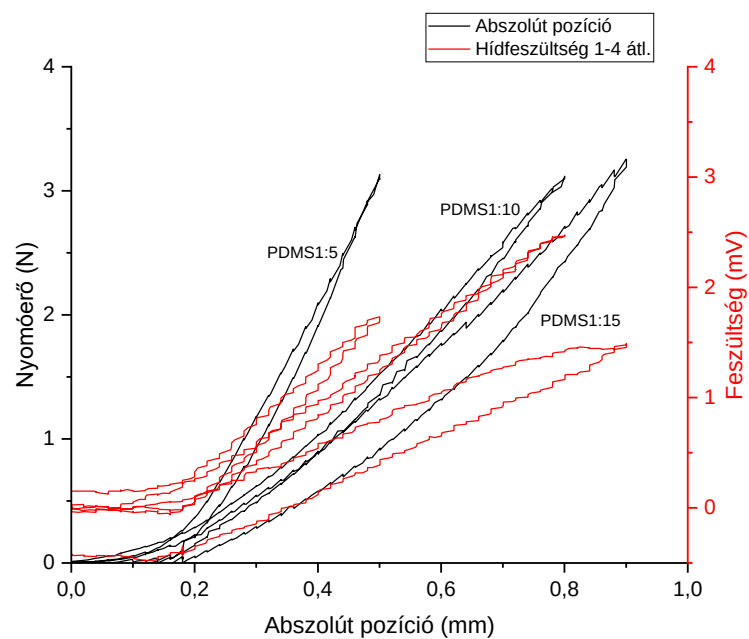
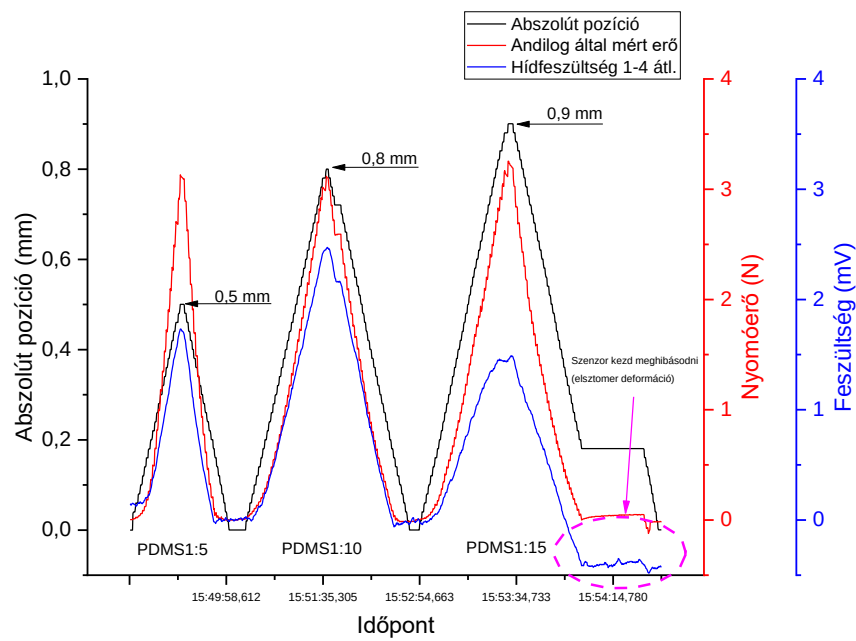
A munka első szakaszában több mint tíz mérés készült, egyenként több tíz ezer sor nyers adattal. Ezek közül öt mérés eredményeit és kiértékelését mutatom be, amelyek következetes, jól értékelhető eredményt adtak. A mérési folyamat reprezentálhatósága érdekében két összefüggést értékeltem: az egyik magát a mérés időbeni lefolytatását mutatja, míg a másik az erő és kimeneti feszültség válaszjeleket a beavatkozó fej pozíciójának függvényében.

Az első mérések során azt vizsgáltam, hogy a **teljesen beborított szenzorokkal** különbséget lehet-e tenni különböző rugalmasságú anyagok között a szenzor feszültség-válaszjele alapján. Az első mérés során a szenzort, viszonyításképpen minta nélkül is összenyomtam a referencia erőmérő manipulátorával. Ezután a három PDMS mintát vizsgáltam, a standard 1:10-es keverékkel kezdve. A mérések során a referencia erőmérő által mutatott erőérték alapján szabtam meg a maximális értéket, melyet a mintára és az erőmérőre kifejtettem. Megjegyzendő, hogy az első mérés görbéin látható durva lefutás a léptető motor profilozott hátralépéséből adódott, mely a pozíció pontosságát lenne hivatott növelni, itt azonban zavarta a minta „felengedését”.



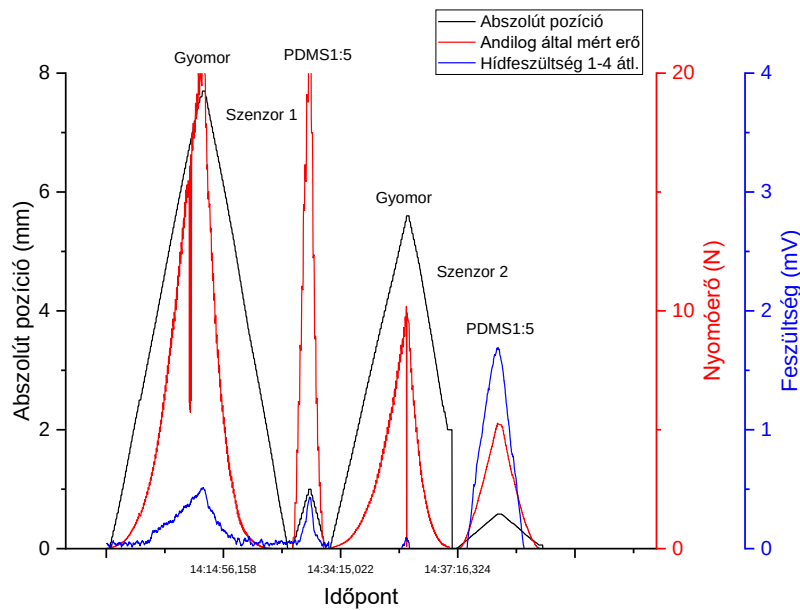
10. ábra: Mérési elrendezés tesztelése különböző mechanikai tulajdonságokkal rendelkező PDMS mintákkal: a mért pozíció, referencia erő és szenzor kimeneti feszültség időfüggő értékei.

A második mérés során a **vastag burkolat jelentős része eltávolításra került** és csak a szenzor körül maradt egy körülbelül egy mm vastag réteg. Itt a legkeményebb mintától a legpuhább felé haladva vettem fel a mérési sorokat. Ezek alapján már látható, hogy ugyanakkora erőt gyakorolva a puha anyagra az sokkal nagyobb deformációt szenved. A szenzor válaszjele ugyanakkor ellentmondásos, mely több dologra is rávilágított. Egyik, hogy ilyen magas erőértékek esetén vagy meghibásodik a szenzor vagy az erőátviteli oszlop nagyon éles szélé a sokszori terhelés során szétvágja a szilikongumi belső részét. Tehát hiába védtük meg a szenzort, ha az megbízhatatlanabb lett. (Bár a korrektség kedvéért megemlíteném, hogy maga a szenzor is eltörhetett - a Si oszlop ugyanis sok esetben a helyén marad törés után ezért működőképesnek tűnik az eszköz.) A másik fontos észrevétel, hogy bármiféle számítást jelentősen komplikálni fog, hogy több, nem lineáris rugalmasságú anyagból álló réteg nyomódik az érzékelőnek, melyek közül minket egyetlen réteg deformációja érdekel.



11. ábra: PDMS minták mérésének menete: a mért pozíció, referencia erő és szenzor kimeneti feszültség időfüggő értékei (fent) és erő / feszültség vs. elmozdulás görbéi (lent)

Ezeket a megállapításokat erősítik a következő mérés eredményei. Ezekhez is a két **vastagon borított szenzort használtam**, ugyanakkor itt már egy polimer fóliával bevont minta is mérésre került.

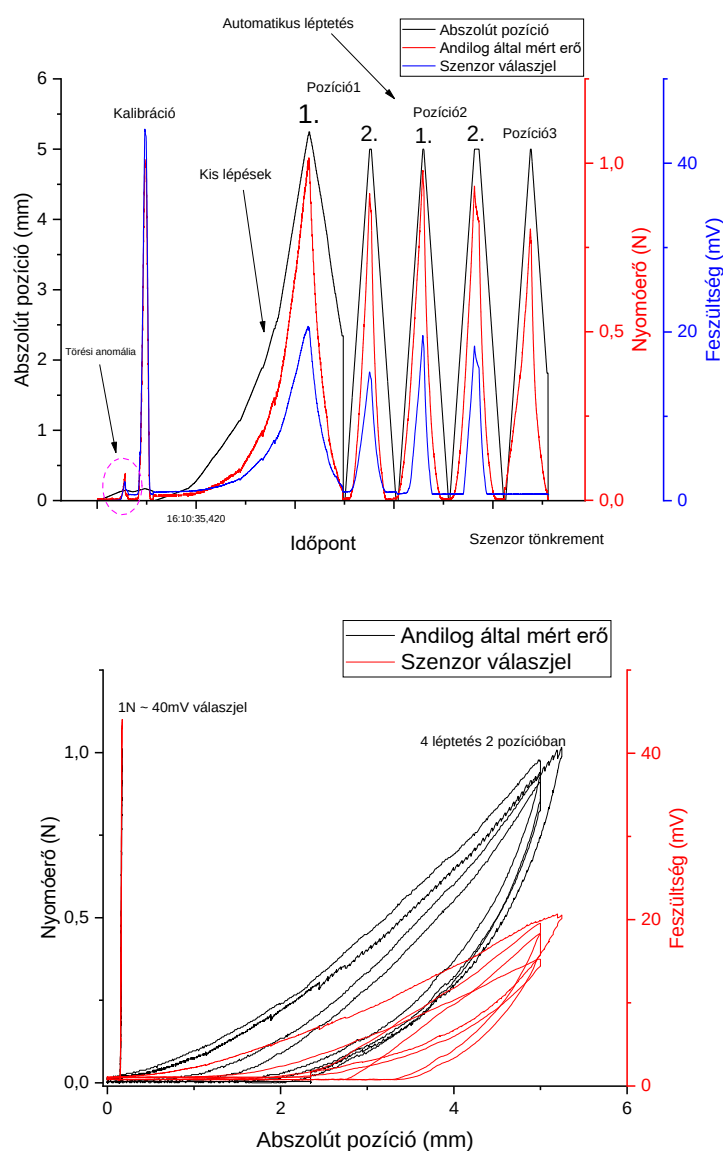


12. ábra: Marhagyomor és PDMS összehasonlító mechanikai mérése: a mért pozíció, referencia erő és szenzor kimeneti feszültség időfüggő értékei

Belátható, hogy mind a két tokozási architektúrában elhelyezett szenzor válaszjele elmarad a várakozásoktól (maximálisan 4mV), annak ellenére, hogy a közölt erő rendkívül nagy volt (20N). Ez alapján azt a következtetést is levonhatjuk, hogy ha a végső szövetmechanikai mérést tartjuk szem előtt, előnyösebb lenne a mintadarab mindkét oldalán MEMS szenzorokkal is mérni az ébredő erőt. Az is bebizonyosodott, hogy a kompakt eszköz fejlesztése során, míg a mérési módszert akarjuk validálni, célszerű lehet a MEMS szenzort csupaszon, mindenféle borítás nélkül használni, hogy növeljük annak érzékenységét, vagyis a híd kimeneti feszültség adott erőre adott válaszát – **a teljes elasztikus borítás közel felére csökkenti a szenzorunk érzékenységét a lokális borítással szemben.**

6.2 Kalibrációs mérések elasztikus borítás nélküli MEMS szenzorokkal mesterséges és preparált mintákon

A következő mérésekhez a MEMS erőmérő erőátviteli oszlopára egy fém korong került felragasztásra próbaképpen, de egyéb – elasztikus – védő bevonatot nem kapott az eszköz. A kalibráció ebben az esetben egy, a fentebb bemutatott ábrán látható üveg tüvel történt, mellyel a korong középpontján fejtettem ki erőt. Ez a mérés egyrészt a merev erőátviteli csatlakozó korong alkalmazhatóságát volt hivatott igazolni, másrészt azt, hogy a vizsgált minta többszöri megnyomása esetén nem jelenik meg különösebb változás a görbesereg lefutásában – vagyis milyen a mérés reprodukálhatósága.



13. ábra: Marhagyomor fém koronggal felszerelt erőmérővel történő mechanikai vizsgálata, különböző pontokban (fent), illetve a számított erő / feszültség vs. elmozdulás görbék (lent).

A méréseket, a kalibrációt követően két pozícióban végeztem el ugyanazon minta két jellemző pontján. A marhagyomorból származó mintát egy 4 mm átmérőjű sárgaréz indenterrel nyomtam meg. A minta és a szenzor között ezúttal már csak egy elvékonyított frissen tartó fólia volt a sterilitás biztosítása miatt. Látható az erő / feszültség vs. elmozdulás karakterisztikákon, hogy a két külön pozícióban mind az összenyomás, mind a felengedés folyamatánál megmarad a görbe futásának a jellege. Az „összenyomás” / „feleresztés” görbék közötti hiszterézis egyértelműen a szövet jellegével magyarázható. Ugyanakkor mind a két pozícióban az „oda” és a „vissza” szakasz görbéi között is van eltérés, szórás az értékek nagyságában, DE a jellegében nem. Ez fontos tanulsága ennek a mérésnek, ha figyelembe vesszük, hogy a pontos számszerű értékeket illetően ez a mérés reprodukálhatatlan. Nem csak azért, mert egy harmadik mérés során tönkre ment a szenzor, hanem azért is, mert készült egy ikertestvér panelje is, mely már az üvegtűs kalibrálás során eltörött. Ez alapján valószínűsíthető, hogy a mérés idő függvényében történő ábrázolásán látható korai, a kalibráció előtti kiugrás az valójában egy hiba volt. Mind a két esetben volt egy jellegzetes pont a támadás során, mely után megváltozott az egyes hidak által visszaadott feszültség. Ez az első esetben nem volt jelentős, mivel a korong és a Si oszlop valószínűleg a helyén maradt, és mint látható még értelmezhető mérések is készültek vele. A második esetben már a védőfólia felhelyezése előtt kiesett a korong a Si oszloppal együtt, de a kalibrálási görbe hasonló jelleget mutatott ekkor is. Az 14. ábrán látható pásztázó elektronmikroszkópos (SEM) felvétel alapján egyértelműen látszik a szenzor szerkezet mechanikai sérülése.

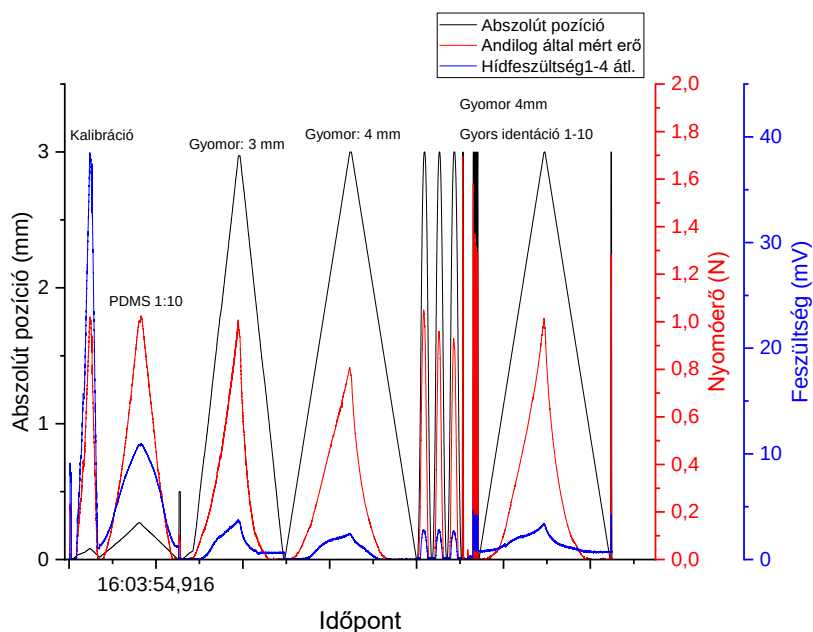


14. ábra: Korongos erőmérő a steril fóliával (balra) és a kiszakadt SI oszlop, rajta a membrán egy darabjával (jobbra)

A SEM képen a koronghoz ragasztott Si oszlop alsó, a Si membránhoz kapcsolódó, letörött része látható. Ennél a szériánál a hengeres üreg kialakítása során használt mély reaktív ionmarás (deep reactive ion etching – DRIE) pontatlan paraméter-beállítása miatt egyes szenzoroknál nagy oldalirányú alámarás alakult ki, ezzel gyengítve az oszlopot az oldalirányú erőhatásokkal szemben. A korong ezt a hibát kiemelte, ezért a következő mérésekhez ismét egy újabb borítási megoldás került alkalmazásra. Mindamellett a mérések során megállapítottam, hogy az **elasztikus borítás nélkül a szenzorunk érzékenysége, vagyis az adott támadó erőre adott kimeneti jelének nagysága egy nagyságrenddel nagyobb, mint elasztikus borítás nélkül.**

6.3 Szövetmechanikai mérések speciálisan borított MEMS szenzorokkal

A következő mérések során egy speciális tokozási és elasztikus borítási eljárást alkalmaztam, az előző tapasztalatokból kiindulva. Ennél egy olyan gyűrűt helyeztünk a Si oszlop köré, a szenzor felső felületére, amely esetén a belső furat átmérője éppen akkora, hogy a fém körbe tudja venni a Si oszlopot. A fém gyűrű alá egy nagyon vékony gumi fólia került, hogy a korong ne súrlódhasson a szenzor rideg, szilánkos törésre hajlamos szilícium felületén. A minimális oldalirányú erőt a korong felfogja és tompítja a gumi alátétnek köszönhetően, ezáltal megvédve az oszlopot a durvább behatásoktól, így a Si oszlop, mintegy megvezetve a korong belső üregében, függőleges elmozdulást végez. Üveg tús mérések során látható volt, hogy a gumi lehetővé teszi a deformációt, ugyanakkor a korong nem töri el a Si erőátviteli oszlopot.

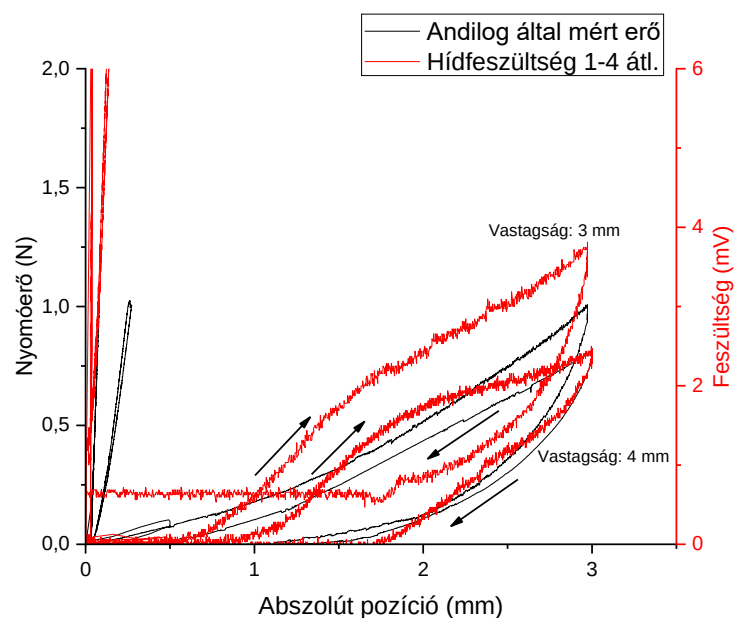


15. ábra: Marhagyomron mintákon végzett mérések: a mért pozíció, referencia erő és szenzor kimeneti feszültség időfüggő értékei

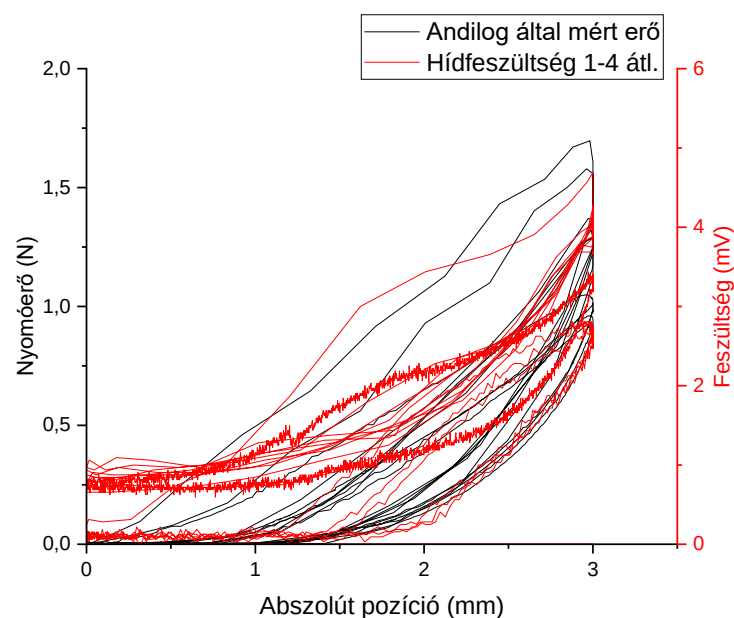
A kalibrációt követően egy vékonyabb (3 mm vastag) marha gyomor szeletet mértem több ponton. Ez az eredeti vastag gyomor szövet simább oldalán lévő első réteg, mely hozzávetőleg megegyezik az emberi emésztőcsatorna különböző részeinek falvastagságával és textúrájával. A mintán két különböző ponton többféle mérést is végeztem. A teljes mérést mutató 15. ábrán látható, hogy a kalibrációt követően referenciaképp egy standard 1:10-es PDMS minta mérése következett. Majd ezután lassan, a megfelelő összenyomhatóság kitapasztalására a minta két különböző vastagságú pontját nyomtam meg. Látható, hogy az érintési pontjától számítva majdnem 3 mm-es összenyomásnál érzük el az 1 N-os nyomóerő értékét, ami közel a minta teljes vastagsága. Megállapítható, hogy ilyen vastagságú mintánál, a szövet teljes összenyomásáig vizsgálhatjuk az anyagot, ami elsőre talán extrémnek tűnhet, de az ilyen területeken végzett műtétek során az operáló orvos is rendkívül erősen nyomja össze a szövetet a varrás, vagy kapcsolás elvégzése előtt. Az előző mérésekkel összehasonlítva egy következő, 4 mm vastagságú részen is többszöri összenyomást végeztem, hogy látható legyen a szövet megváltozásának hatása az erő-elmozdulás görbeseregek futására. A mérés első részéről készült ábrán (16.a. ábra) jól elkülöníthető a minta vékonyabb, és vastagabb része (a referencia anyagról nem is beszélve), mind az összenyomás, mind a felengedés szakaszában. A mérés második felében a nagyobb sebességgel felvett görbeseregeken jól látható (16.b. ábra), hogy a görbék jelentős része együtt fut, vagyis a reprodukálhatóság elfogadható, ugyanakkor két esetben volt eltérés. Az öt újbóli összenyomásból egy esetben gyorsabban, egy esetben pedig a másik négy esethez képest nagyon lassan lett összenyomva-felengedve a minta. Az eltérő karakterisztika annak tudható be, hogy a minta ezen részeit korábban már többször (viszonylag) nagy erővel összenyomtam, több esetben eltérő sebességgel, emiatt megváltozott a mechanikai tulajdonsága.

Az értékelte vizsgálatok alapján megállapítottam, hogy **a kidolgozott elrendezés alkalmas szövettani elemzések elvégzésére.** Ezt igazolja elsősorban, hogy **mind a mesterséges, mind az élő szövetből származó minták erő-elmozdulás görbéje jellegzetesen elkülöníthető volt.** Mind az összenyomási, mind pedig a felengedési szakasz jellegzetesen elkülönült. Mindazonáltal ugyanannak a mintának, ugyan azon a ponton történő vizsgálata rámutatott arra, hogy az élő szervezetből származó, érhálózattal átszőtt, nagyon összetett szövetminta „minőségi” mutatói sok tényezőtől függenek. Ez egybevág az irodalmi áttekintés során vizsgált cikkekben és ajánlásokban említett problémával, miszerint a gyomor és bélszövet összetétele erősen egyénfüggő (kor, nem, hidratáltság stb.). Viszont, pontosan azért, mert a görbék lefutása ilyen jellegzetes a megfelelő szakaszok kiválasztásával lokális, az adott minta adott mérési

pontjához köthető minőségi mutatót számolhatunk, amit más, jól ismert anyagok hasonló tulajdonságaihoz hasonlíthatunk. Továbbá fontos megemlíteni azt is, hogy az összevarrni kívánt terület esetében kiemelkedően fontos lesz tudnunk, hogy milyen behatást gyakoroltunk a szövetre.



a.



b.

166. ábra: Marhagyomron végzett többszörös mérések: és erő / feszültség vs. elmozdulás görbék.

6.4 Mechanikai anyagparaméterek meghatározása

A szövettani vizsgálatainknál lehetőleg olyan helyen szeretnénk mérni a Young modulust, ahol még nem fejtünk ki nagy, esetlegesen a szövetek károsodását okozó erőt a mintára. A tapasztalatok szerint, az élő szövet deformáció-erő görbéje nem lineáris, a deformáció növekedésével, a szükséges nyomóerő progresszíven növekszik. Az összenyomás utáni felengedés során ugyanígy meredeken csökken a nyomóerő, kvázi parabolyszerű a legtöbb esetben. Az összenyomás során a görbe viszonylag lineárisnak tekinthető a kis deformációk, vagyis az alacsonyabb erők esetén, így a Young modulust ezen a szakaszon célszerű számolni. Hasonló mérési elrendezést alkalmazva az Artaan Laboratories munkatársai az alábbi összefüggés alapján számoltak Young modulust. [17]

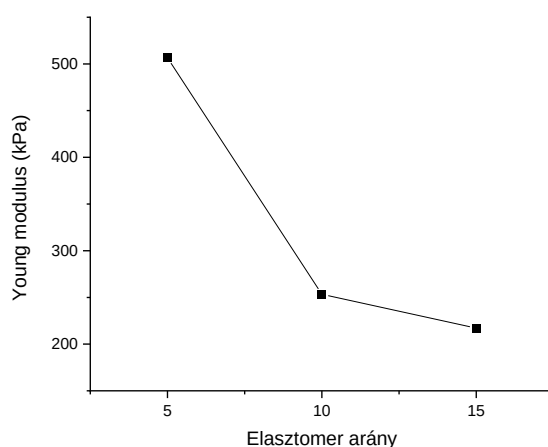
$$E = \frac{3}{\pi^2 R} * \frac{F}{W} \quad (3)$$

Ahol 'R' a nyomó indenter átmérője, 'W' a benyomás során a fej által megtett távolság. Utóbbi értelmezhető is 'l₀-l'-ként, ahol 'l₀' a minta kezdeti vastagsága, 'l' pedig a minta összenyomás utáni vastagsága. Ezt felhasználva a második mérés során kapott görbék lineáris szakaszának meredeksége megadja a PDMS minták Young modulusát.

$$E_{1:5} = \frac{3}{\pi^2 * 4[mm]} * \frac{2[N]}{0.3[mm]} = 506,6 \text{ kPa}$$

$$E_{1:10} = \frac{3}{\pi^2 * 4[mm]} * \frac{2[N]}{0.6[mm]} = 253,3 \text{ kPa}$$

$$E_{1:15} = \frac{3}{\pi^2 * 4[mm]} * \frac{2[N]}{0.7[mm]} = 217,1 \text{ kPa}$$



177. ábra: A különböző elastomer: térhálósító arányokkal készített PDMS mintadarabok mérési görbék alapján számított Young modulusai.

A három számított érték nagyságrendileg hasonló a más tanulmányokban is közölt 360-870 kPa közötti értékekhez. [11]

Ha az utolsó mérés során felvett két lassú mérést nézzük látható, hogy a 3 és a 4 mm-es szövetvastagság mellett felvett görbék fel és lefutása erősen nem-lineáris a nagyobb deformáció mellett felvett szakaszokon, a lineáris szakaszok a kisebb deformáció esetén azonosíthatóak. Éppen ezért a Young modulust mind a két esetben a görbe kezdeti lineáris szakaszán fogom meghatározni.

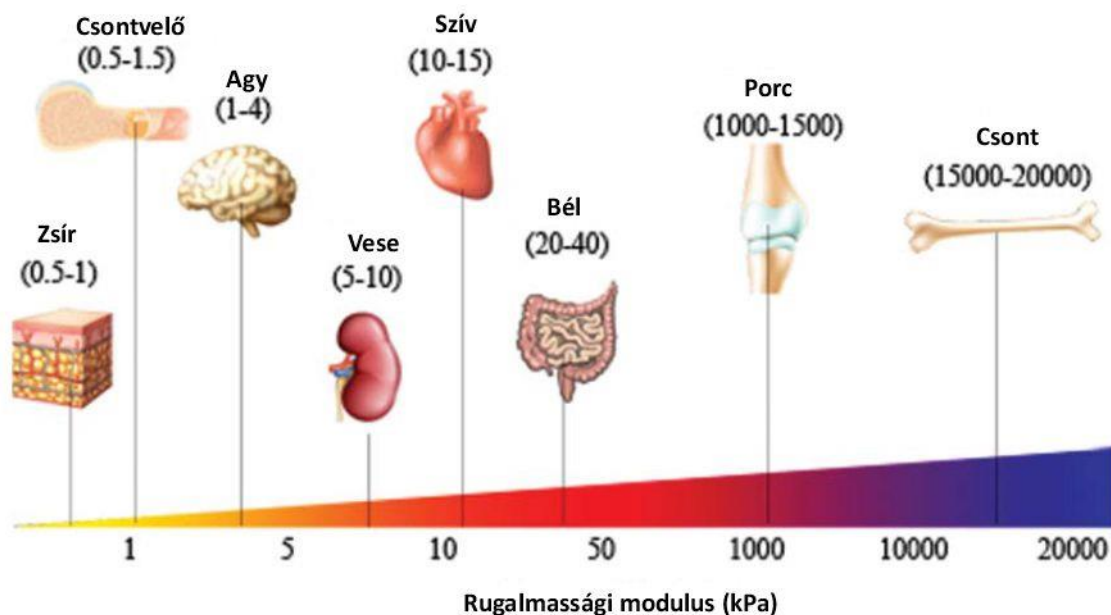
$$E_{m8_3mm} = \frac{3}{\pi^2 * 4 [mm]} * \frac{0,76 [N]}{(1,77 - 0,69) [mm]} \approx 57 kPa$$

$$E_{m8_4mm} = \frac{3}{\pi^2 * 4 [mm]} * \frac{2 [N]}{(1,76 - 1,23) [mm]} \approx 71,7 kPa$$

Fontos, hogy ez a minta a marhagyomor külső, sima oldalának egy könnyen leválasztható szelete volt, mely vastagságra és jellegre nagyon hasonló az emberi gyomor szövethez így módon. Alább a 6. mérés során készült görbéből számított érték látható, mely során egy teljes vastagságú marhagyomor szeletet használtam mintaként.

$$E_{m6_6mm} = \frac{3}{\pi^2 * 4 [mm]} * \frac{0,76 [N]}{(2,44 - 1,11) [mm]} = 17,14 kPa$$

A jóval alacsonyabb Young modulus, ahogy az a 18. ábrán is látható, az izom rugalmasságához hasonló értékű. Míg a fentebbi két érték még a csirke zúzógyomor esetén mértnél is magasabb. [17] Ennek leginkább kézenfekvő magyarázata az, hogy ilyen vékony minta ekkora erővel összenyomva gyorsan felkeményedik. Továbbá fontos figyelembe venni azt is, hogy egy jó ideje elhalt, fagyasztásból felolvasztott szövetmintáról van szó.



188. ábra: Különböző emberi szövettípusok Young modulusa

7 Kitekintés

7.1 Patológiai célú szövettani mérések

Az eddigi mérések mind vagy mesterségesen előállított mintákkal készültek, vagy olyan szövetmintával, amely bármilyen húsrut forgalmazó üzletben beszerezhető. Mivel hosszú távon szeretném bizonyítani, hogy ez a fajta mérési eljárás átültethető egy orvosi műtétknél használt eszközbe is, elengedhetetlen, hogy humán szöveteken is végezzünk tesztek. Ennek kivitelezéséhez az „okos” varrógép igényét elsőként felvető Dr. Papp Gézától kaptunk segítséget, aki már **beszerezte a szükséges etikai tanúsítványokat és engedélyeket**, illetve előkészített egy különálló helyiséget, ahol az általam összeállított eszközzel műtét után az eltávolított szövetminták megvizsgálhatók. A Főorvos Úr 2013 óta dolgozik az Uzsoki Kórház sebészeti osztályán, több mint 10 éve foglalkozik laparoszkópos műtétekkel és sok éve oktat a SOTE-n sebészetet. Érdeklődése és elhivatottsága a sebészetben alkalmazható, az eddigieknél jobb és előremutató műszaki megoldások iránt figyelemre méltó, egyúttal teljesen érthető is. A 3.2-es alfejezet végén említésre került, hogy fontos ellenőrizni az általunk esetlegesen létrehozott maradandó deformációt. A műtétek során vett szövetmintát minden esetben patológus ellenőrzi – így lehetőségünk lesz a klasszikus patológiai következtetéseket összefüggésbe hozni a mechanikai mérések eredményeivel. A következő szövettani mérések a műtétek után, a patológiás vizsgálatok előtt készülnek.

7.2 Kompakt, hordozható mérési elrendezés

Ahhoz, hogy az emberi szövetminták az operációt követően a legegyszerűbben és leggyorsabban mérhetők legyenek a meglévő mintájára egy kompakt mérési elrendezést állítottam össze. Ez funkcióját tekintve ugyanolyan, mint a komplexebb elődje, annyi különbséggel, hogy ebben az esetben már nem alkalmazzuk a referencia erőmérőt és a mikrométerorsós alátétek. A fő „építőkövek” itt a lehető legkisebbek, az egyetlen, ami kilóg a sorból a mérete miatt, az a léptetőmotor. A Thorlabs LTS150M léptetőmotorba eleve integrálva van a kontroller így ár-érték arányban ez volt a legjobb választás. A szenzor és kiolvasó elektronika, valamint a beavatkozó fej befogatását 3D nyomtatott elemekből készítettem el. Egyrészt mert ez minimális plusz költséggel jár, másrészt mert egy esetleges későbbi változtatás esetén egyszerűen cserélhetők (nem kell újra drága dolgokat rendelni, ami ráadásul még sok idő is mire megérkezik).



19. ábra: Kompakt mérési elrendezés klinikai alkalmazáshoz

A mérési összeállításról már összesen csak két darab USB vezeték jön le, melyeket egy kifejezetten erre a célra felkészített laphoz csatlakoznak. A laptop a korábban használt LabView mérő-vezérlő szoftver egy felhasználóbarát, futtatható változatát kezeli. Ez egy

telepített VI (virtuális interfész) amiben a LabView szoftvert már nem lehet módosítani, hanem az „úgy-ahogy-van” (angol terminológia szerint „as-is”) módon működik.

8 Összefoglalás

Jelen dolgozatban bemutatott munkával megalapoztam egy új orvostechikai eszköz fejlesztését, mely egy stabil kiindulási pontot ad egy patológiai, szövetmechanikai vizsgálatokra alkalmas klinikai berendezés, illetve egy következő generációs laparoszkópiás eszköz kialakításához is. Azon túl, hogy most már teljes egészében megismertem a Műszaki Fizikai és Anyagtudományi Intézet kollégái által készített, a 3 dimenziós erőméréshez kapcsolódó eszközöket (mind hardver, mind szoftver) és eljárásokat, magam is képes vagyok ezekhez hasonló eszközök és eljárások kifejlesztésére.

A hardver fejlesztés során **kidolgoztam egy megfelelő tokozási és elasztikus borítási eljárást piezorezisztív MEMS erőmérő szenzorok számára**, amely lehetővé teszi a vizsgált mintadarabok mechanikai tulajdonságainak meghatározását. **Alkalmazás specifikus kiolvasó elektronikát terveztem, illetve mérésvezérlő és adatfeldolgozó szoftvert készítettem** a mérések minél felhasználóbarátabb kivitelezése érdekében. **A mérési eljárás alkalmazhatóságát mind mesterséges PDMS mintákon, mint biológiai szöveteken teszteltem és validáltam.** Az automata mérőberendezés által felvett erő – deformáció görbesereg karakterisztikájából **meghatároztam a különböző anyagok mechanikai paramétereit, Young modulusát, ami megfelelő egyezést mutatott az irodalmi értékekkel.**

Munkám során a meglévő alapokból kiindulva **elkészítettem egy kompakt – későbbiekben akár emberi – szövetek tesztelésére is alkalmas mérő elrendezést**, mely remélhetőleg a heteken belül alkalmazásba is kerülhet az Uzsoki Kórház sebészeti osztályán. A mérési összeállítás és a mérésvezérlő szoftver kialakításán túl annak a villamos mérésekben kevésbé járatos felhasználó általi használatát is ellenőriztem, valamint elvégeztem az első számításokat melynek mentén a készülő laparoszkópiás varrógép prototípusok mérési elvei kialakíthatók lesznek. A téma bőven túlmutat jelen dolgozat keretein, így azon túl, hogy az egyben a diplomamunkám egy részét fogja képezni, a diploma megszerzését követően is folytatni fogom a projektet.

9 Köszönetnyilvánítás

A munka az Európai Unió és Magyarország közös, az ECSEL2017-2-783132 és a 2018-2.1.6-NEMZ_ECSEL-2018-0001, „POSITION-II, A pilot line for the next generation of smart catheters and implants” keretében nyújtott támogatásával jöhetett létre. Az „okos” laparoszkópiás varrógép projekt és ez a dolgozat, melynek előrehaladása és összefogása az én felelősségem, nem jöhetett volna létre az MFA technológusai és mérnökei, illetve közvetlen kollégáim, Dr. Radó János és Nagy Attila segítségével, továbbá konzulenseim Dr. Fürjes Péter és Braun Ferenc tanár úr közreműködése nélkül. Mindannyiuknak hálásan köszönöm a bizalmat és a segítséget, amit e munka és egyéb feladataim elvégzése során kapok és kaptam tőlük! Emellett szeretném megköszönni Papp Géza doktor úrnak a bizalmat és nyitottságot, amivel felénk fordult, valamint Vadai Kitti Anikónak és Csinády Virágnak a szakmai konzultációkra fordított személyes idejüket.

10 Irodalomjegyzék

- [1] E. Chekan and R. L. Whelan, “Surgical stapling device–tissue interactions: What surgeons need to know to improve patient outcomes,” *Med. Devices Evid. Res.*, vol. 7, pp. 305–318, 2014, doi: 10.2147/MDER.S67338.
- [2] J. L. Jameson, D. L. Kasper, D. L. Longo, A. S. Fauci, S. L. Hauser, and J. Loscalzo, https://t.me/MBS_MedicalBooksStore. 2018.
- [3] U. S. Patent and P. Number, “Us5533521,” 1994.
- [4] L. Rawlins, M. P. Rawlins, and D. Teel, “Human tissue thickness measurements from excised sleeve gastrectomy specimens,” *Surg. Endosc.*, vol. 28, no. 3, pp. 811–814, 2014, doi: 10.1007/s00464-013-3264-1.
- [5] R. C. Chandler, G. Srinivas, K. N. Chintapalli, W. H. Schwesinger, and S. R. Prasad, “Imaging in bariatric surgery: A guide to postsurgical anatomy and common complications,” *Am. J. Roentgenol.*, vol. 190, no. 1, pp. 122–135, 2008, doi: 10.2214/AJR.07.2134.
- [6] W. J. B. Chem, “World Journal of Pediatrics,” *World J Pediatr*, vol. 7, no. 2, pp. 1–7, 2011.

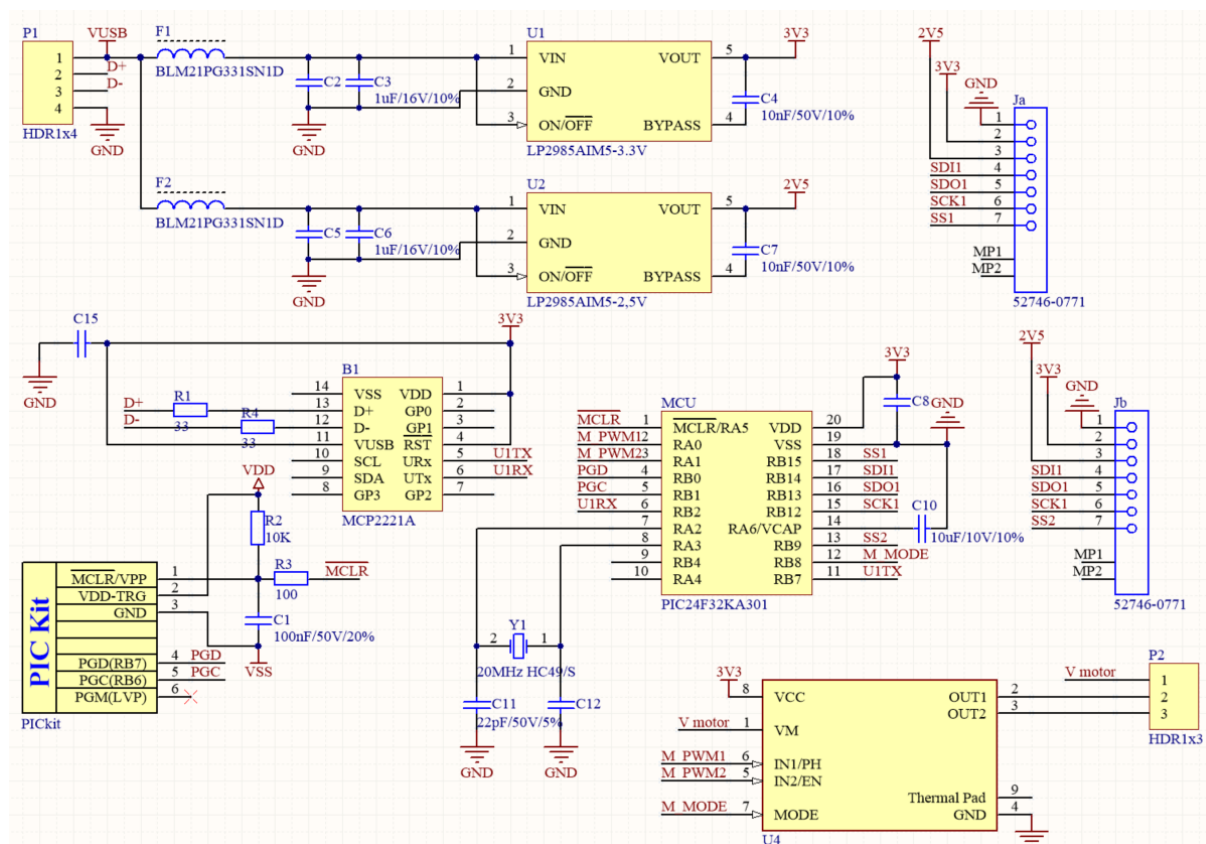
- [7] J. Kim, D. Azagury, D. Eisenberg, E. Demaria, and G. M. Campos, “ASMBS position statement on prevention, detection, and treatment of gastrointestinal leak after gastric bypass and sleeve gastrectomy, including the roles of imaging, surgical exploration, and nonoperative management,” *Surg. Obes. Relat. Dis.*, vol. 11, no. 4, pp. 739–748, 2015, doi: 10.1016/j.soard.2015.05.001.
- [8] F. Dixon *et al.*, “Initiation and feasibility of a multi-specialty minimally invasive surgical programme using a novel robotic system: A case series,” *Int. J. Surg.*, vol. 96, no. October, p. 106182, 2021, doi: 10.1016/j.ijssu.2021.106182.
- [9] J. Richards, “Mechanics of materials, vols. 1 and 2,” *Endeavour*, vol. 2, no. 4, p. 192, 1978, doi: 10.1016/0160-9327(78)90104-7.
- [10] F. Alisafaei, C. S. Han, and S. H. R. Sanei, “On the time and indentation depth dependence of hardness, dissipation and stiffness in polydimethylsiloxane,” *Polym. Test.*, vol. 32, no. 7, pp. 1220–1228, 2013, doi: 10.1016/j.polymertesting.2013.07.013.
- [11] K. Izdihar, H. R. A. Razak, N. Supion, M. K. A. Karim, N. H. Osman, and M. Norkhairunnisa, “Structural, mechanical, and dielectric properties of polydimethylsiloxane and silicone elastomer for the fabrication of clinical-grade kidney phantom,” *Appl. Sci.*, vol. 11, no. 3, pp. 1–13, 2021, doi: 10.3390/app11031172.
- [12] R. Huang and M. Gagner, “A Thickness Calibration Device Is Needed to Determine Staple Height and Avoid Leaks in Laparoscopic Sleeve Gastrectomy,” *Obes. Surg.*, vol. 25, no. 12, pp. 2360–2367, 2015, doi: 10.1007/s11695-015-1705-8.
- [13] C. L. Wu, H. C. Lin, J. S. Hsu, M. C. Yip, and W. Fang, “Static and dynamic mechanical properties of polydimethylsiloxane/carbon nanotube nanocomposites,” *Thin Solid Films*, vol. 517, no. 17, pp. 4895–4901, 2009, doi: 10.1016/j.tsf.2009.03.146.
- [14] J. Radó *et al.*, “Biomechanical Tissue Characterisation by Force Sensitive Smart Laparoscope of Robin Heart Surgical Robot,” no. Figure 1, p. 1035, 2018, doi: 10.3390/proceedings2131035.
- [15] J. Radó *et al.*, “3D force sensors for laparoscopic surgery tool,” *Microsyst. Technol.*, vol. 24, no. 1, pp. 519–525, 2018, doi: 10.1007/s00542-017-3443-4.
- [16] J. Radó, “Mikro– és nanoméretű erőmérő szerkezetek,” Óbuda University, 2020.

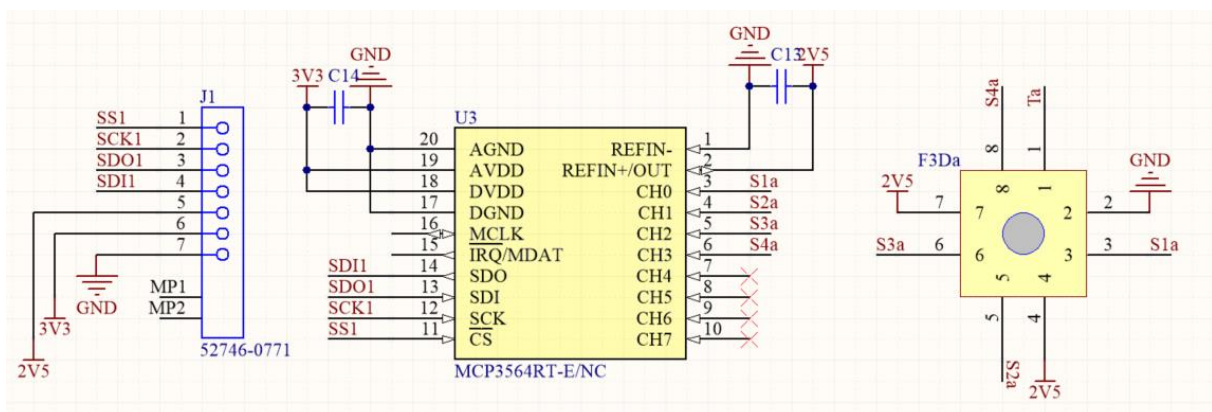
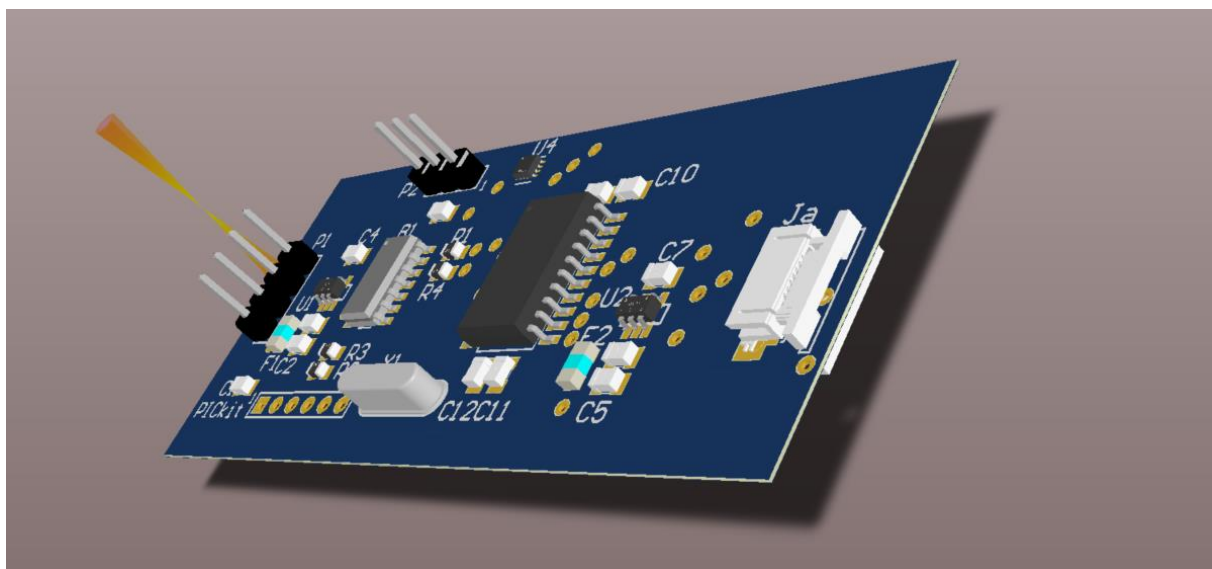
- [17] V. Egorov, S. Tsyuryupa, S. Kanilo, M. Kogit, and A. Sarvazyan, “Soft tissue elastometer,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 30, no. 2, pp. 206–212, 2008, doi: 10.1016/j.medengphy.2007.02.007.

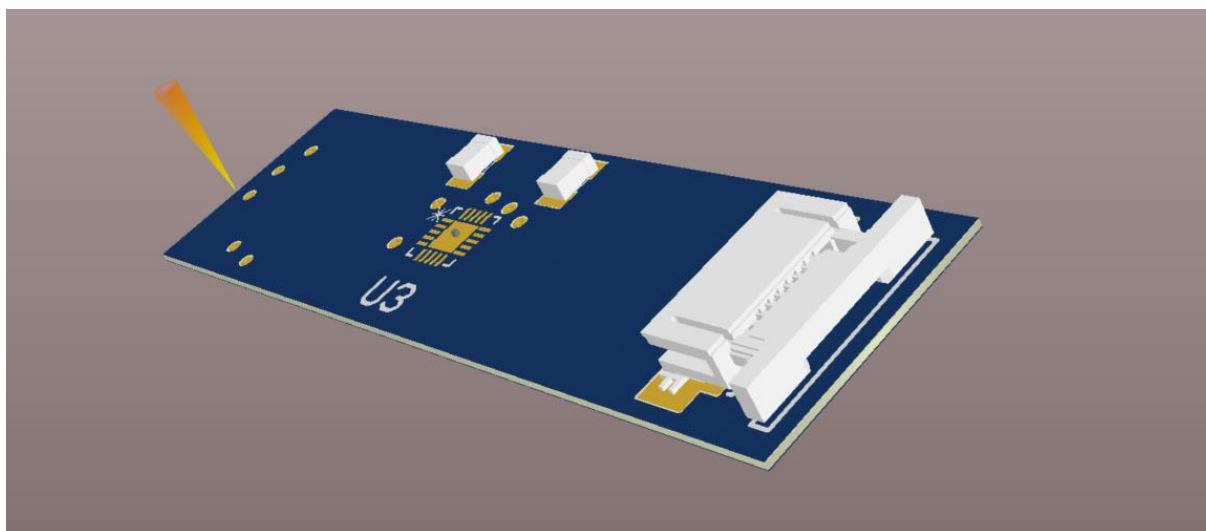
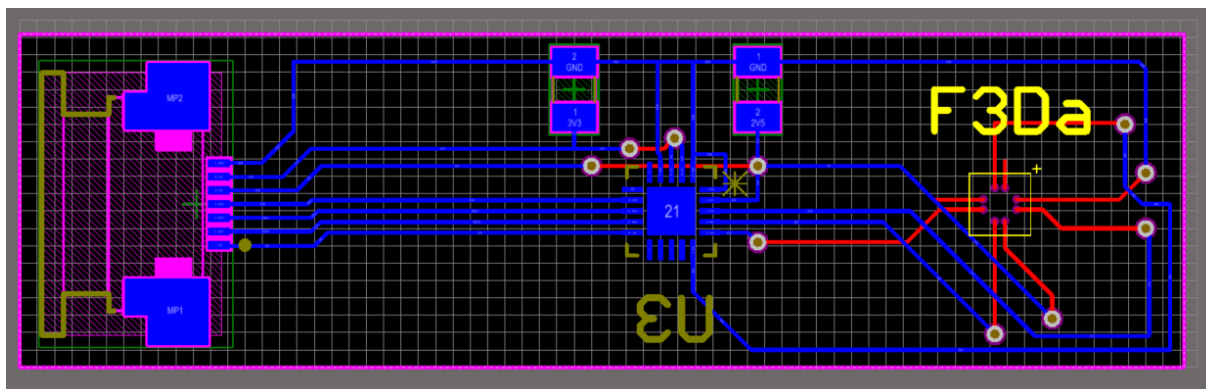
11 Mellékletek

11.1 1. melléklet: Elektronika

1. Kiolvasó elektronika kapcsolási rajza, PCB és látvány terve

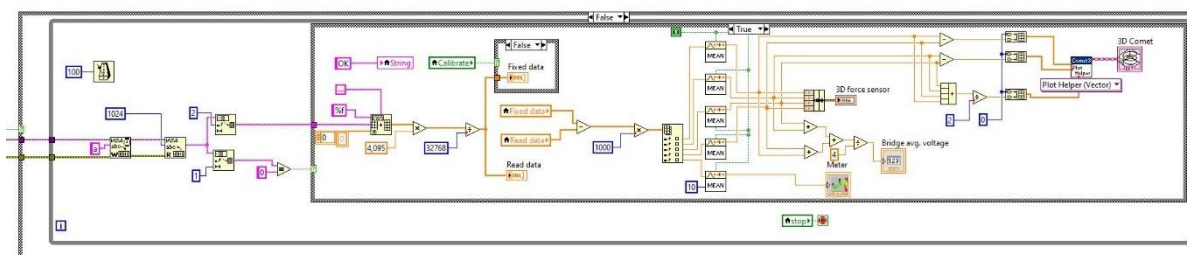




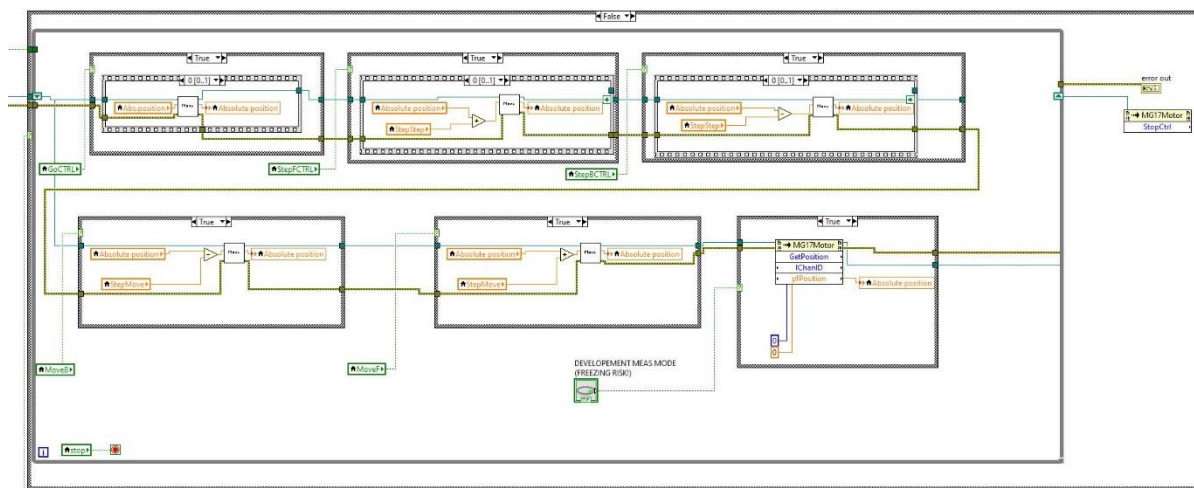


11.2 2. melléklet: A LabView kód fontos részletei

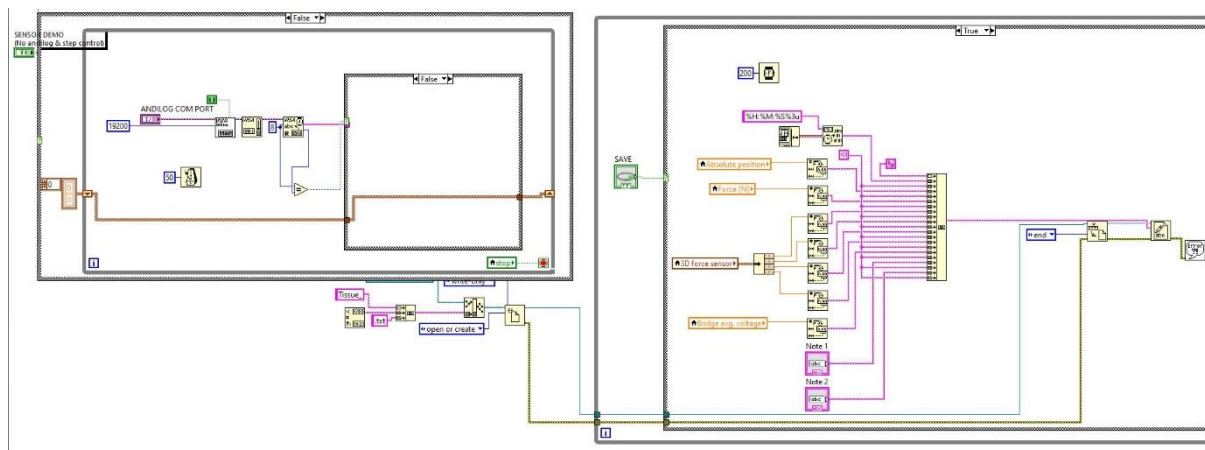
1. Erőmérő elektronika jelfeldolgozása



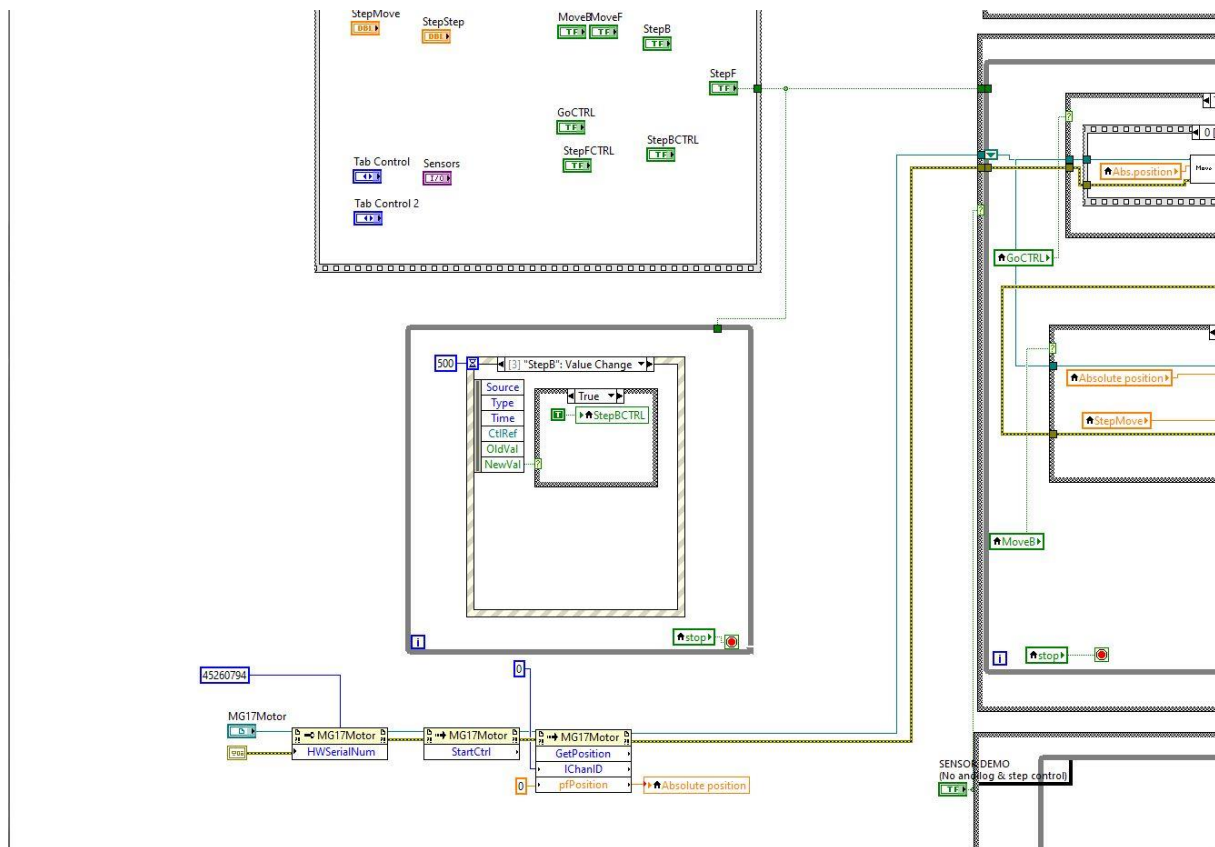
2. Thorlabs léptetőmotor vezérlése



3. Referencia erőmérő kiolvasó- és az adatmentő szubrutinok



4. Inicializálás



Kezelőfelület:

