Óbudai Egyetem Doktori (PhD) értekezés



Mikro- és nanoméretű erőmérő szerkezetek

Radó János

Témavezetők:

Fürjes Péter, Volk János

Anyagtudományok és Technológiák Doktori Iskola

Budapest, 2020. január 17.

Szigorlati bizottság:

Elnök: Nemcsics Ákos DSc, egyetemi tanár, ÓE

 Tagok: Horváth Zsolt József DSc, professor emeritus, ÓE
 Pekker Sándor DSc, tudományos tanácsadó, MTA WFK; kutatóprofesszor, ÓE

Nyilvános védés teljes bizottsága:

Opponensek:	Márton Gergely PhD, tud. munkatárs, TTK	
	Kiss Rita DSc, egyetemi tanár, BME	
Elnök:	Nemcsics Ákos DSc, egyetemi tanár, ÓE	
Titkár:	Kovács Balázs PhD, egyetemi docens, ÓE	
Tagok:	Borsa Judit CSc, professor emerita, ÓE	
	Horváth Zsolt József DSc, professor emeritus, ÓE	
	Harsányi Gábor DSc, egyetemi tanár, BME	

Nyilvános védés időpontja:

Nyilatkozat a munka önállóságáról, irodalmi források megfelelő módon történt idézéséről

Alulírott **Radó János** kijelentem, hogy a **Mikro- és nanoméretű erőmérő szerkezetek** című benyújtott doktori értekezést magam készítettem, és abban csak az irodalmi hivatkozások listáján megadott forrásokat használtam fel. Minden olyan részt, amelyet szó szerint, vagy azonos tartalomban, de átfogalmazva más forrásból átvettem, a forrás megadásával egyértelműen megjelöltem.

Budapest, 2020. január 17.

Radó János

Nyilatkozat a nyilvánosságra hozatalról

Alulírott **Radó János** kérem, hogy **Mikro- és nanoméretű erőmérő szerkezetek** című doktori értekezésem interneten történő nyilvánosságra hozatala:

- korlátozás nélkül;
- elérhetőség csak magyarországi címről;
- a fokozat odaítélését követően 2 év múlva, korlátozás nélkül;
- a fokozat odaítélését követően 2 év múlva, csak magyarországi címről történjen meg.

Budapest, 2020, január 17.

Radó János

1 TARTALOMJEGYZÉK

2	Rövidít	ések jegyzéke	7
3	Bevezet	és, témamegjelölés	9
4	Irodalm	i áttekintés	11
	4.1 Mil	roerőmérők	12
	4.1.1	Piezorezisztív erőmérők	13
	4.1.1	1 Piezorezisztív hatás	14
	4.1.1	2 Piezorezisztív szenzorok	19
	4.1.2	Piezoelektromos erőmérők	23
	4.1.2	1 Piezoelektromos hatás	
	4.1.2	2 Piezoelektromos szenzorok	27
	4.1.3	Kapacitív erőmérők	29
	4.1.3	1 Működési elv	29
	4.1.3	2 Kapacitív szenzorok	30
	4.1.4	Egyéb erőmérő szerkezetek	32
	4.2 Nar	noerőmérők	35
	4.3 Erő	visszacsatolás a sebészrobotikában	36
	4.3.1	Orvostársadalom és tapintásérzékelés	37
	4.3.2	Az erőmérés lehetőségei	
	4.3.3	Erő–visszacsatolás	40
	4.4 Aut	ógumi deformációjának mérése	40
5	Szilíciu	m alapú piezorezisztív szenzorok karakterizálása (1–2 tézis)	43
	5.1 Az	erőmérő szenzorok felépítése	43
	5.1.1	Az erőmérő szenzorok működése	45
	5.2 3D	irányfüggőség mérése	46
	5.3 A n	nérőberendezés	46
	5.3.1	Mérési eredmények	48
	5.4 Kal	ibrációs eljárások	54
	5.4.1	Többszörös regresszió	54
	5.4.2	Neurális háló	58
	5.5 Szi	nulációk	62
	5.5.1	Paraméterek hangolása mérési eredmények alapján	62
	5.5.2	Piezoellenállások elhelyezkedésének hatása	64

5	.6	Hőmérséklettesztek	66		
	5.6	6.1 Tokozás hatásának vizsgálata	66		
	5.6	6.2 Hőmérő ellenállás kalibrálása	67		
	5.6	6.3 ESS (environmental stress screening) hőmérsékletteszt	72		
6	Mi	liniatürizált erőmérő	74		
6	.1	Szimulációk és számítások	74		
6	.2	Tervezés	75		
	6.2	2.1 Maszktervek	76		
	6.2	2.2 Technológia tervezése	76		
6	.3	Terheléses tesztek	79		
6	.4	Bevonat hatásának vizsgálata			
7	Zn	nO nanoszálak karakterizálása (3. tézis)			
7	.1	Mérési elrendezés, módszer			
7	.2	Mérési eredmények			
8	Inte	telligens laparoszkóp (4–5 tézis)	91		
8	.1	Szenzorok beültetése	91		
8	.2	Mechanikai tesztek			
8	.3	ESS tesztek	94		
8	.4	Biomechanikai tesztek			
9	Au	utógumi deformáció szenzor (6. tézis)			
9	.1	Szenzor beültetése			
9	.2	Statikus mérések			
9	.3	Dinamikus mérések			
10	Öss	sszefoglalás			
11	Kit	itekintés			
12	2 Új tudományos eredmények107				
13	3 Köszönetnyilvánítás109				
14	4 Irodalomjegyzék				
15	5 Saját publikációk				
16	Füg	iggelék			

2 RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE

APCVD Atmospheric Pressure Chemical Vapor Deposition – atmoszférikus				
	gőzfázisú leválasztás			
AZO	Aluminium Zinc Oxide – alumínium–cink–oxid			
CMOS	Complementerary-Metal-Oxide-Semiconductor - komplementer fém-oxid-			
	félvezető			
CNT	Carbon NanoTube – szén nanocső			
DMLS	Direkt Metal Laser Sintering – direkt lézer fémszinterezés			
DOF	Degrees of Freedom – szabadsági fok			
DRIE	Deep-Reactive-Ion-Etching – mély-reaktív ionmarás			
ESS	Environmental Stress Screening – környezeti igénybevétel hatásának			
	tesztelése			
FBG	Fibre Bragg Grating – száloptikai Bragg–rács			
FIB	Focused Ion Beam – fókuszált ionnyaláb			
IC	Integrated Circuit – integrált áramkör			
ICP-RIE	$Inductively-Coupled-Plasma-Reactive-Ion-Etching-induktivan\ csatolt$			
	plazmával segített reaktív ion-marás			
LED	Light Emitting Diode – fénykibocsátó dióda			
LSI	Large–Scale Integrated Circuit – nagymértékben integrált áramkör			
LTCC	Low Temperature Co-fired Ceramic – üveg-kerámia			
MEMS	Microelectromechanical systems – Mikro–Elektro–Mechanikai–Rendszer			
MRI	Magnetic Resonance Imaging – mágneses rezonanciás képalkotás			
MWCNT	Multi–Walled CNT – többfalú szén nanocső			
РСВ	Printed–Circuit–Board – nyomtatott áramköri lap			
PDMS	Poli–DiMetil–Sziloxán			
PEDOT:PSS	Poly(3,4–EthyleneDiOxyThiophene) PolyStyrene Sulfonate –			
	poli(etiléndioxitiofén) poli(sztirolszulfonát)			
PVDF	PolyVinylidene– DiFluoride			
PZT	$PbZr_{x}Ti_{(1-x)}O_{2}-\acute{O}lom-Cirk\acute{o}nium-Titan\acute{a}t$			
SEM	Scanning Elecrton Microscope– pásztázó elektron–mikroszkóp			
SOI	Silicon–On–Insulator – szilícium szigetelőn			
TSMC 2P4M	Taiwan Semiconductor Manufacturing Company 2-Poly-silicon-4-Metal			
TRL	Technology Readiness Level – techológiai érettségi szint			
USB	Universal–Serial–Bus – univerzális soros busz			
VCSEL	Vertical–Cavity Surface–Emitting Laser – felületsugárzó lézer			
VOC Open Circu	it Voltage – üresjárási feszültség			

Abstract

I have done my research at the Centre for Energy Research Institute of Technical Physics and Material Science MEMS Laboratory. 1µm resolution 4 inches technology-equipped clean room is being operated in the Laboratory for developing MEMS (micro-electro mechanical system) devices. Sensors under investigation include pressure sensors, gas sensors, energy harvesters, brain electrodes and 3D force sensors. 3D force sensors had already been studied for several years when I joined in the work in 2013. At that time the very first SOI (silicon-on-insulator) based force sensors were designed. SOI wafers ensured homogeneity within the wafer and the tuneable sensitivity through the membrane thickness. Additionally, also at that time the alkaline wet etching process was replaced with deep reactive ion etching (DRIE) method. DRIE allowed us to design vertical sidewalls for the joystick and the hollow around the joystick.

Among my first tasks were to take part in the fabrication process of the 3D force sensors as well as to design and assemble a purpose-built test station for the characterization of the accomplished sensors. My main goal was to demonstrate the 3D functionality of the force sensors by means of the achieved 3D measurement system. Besides, I also examined the effect of the elastic polymer coating.

As a participant of ENIAC INCITE international project, my next task was to miniaturize the silicon sensors. The project focused on a smart laparoscope for measuring the gripping force and the flexibility of the touched tissue using our force sensors. My work aimed the realisation of the tiniest silicon based MEMS force sensor for integrating into the surgical gripper. Moving further with downscaling my interest turned towards submicron-size piezoelectric nanorods. With that work I joined another international project (PiezoMat) as well.

After the design, fabrication as well as characterization of the miniaturized force sensor I also took part in the integration process into the tweezers. I played a large part in the design of the gripper which was critical for the force measurement.

Another topic of my PhD work was to integrate the accomplished force sensor into the inner sidewall of a vehicle tyre for the real-time monitoring the acting forces between the road surface and the tyre-tread. I developed the patent protected sensor in the frame of the national program, KOFAH.

3 BEVEZETÉS, TÉMAMEGJELÖLÉS

PhD munkámat az Energiatudományi Kutatóközpont Műszaki Fizikai és Anyagtudományi Intézeténél, a korábbi Mikrotechnológiai osztály MEMS laboratóriumában végeztem. Első feladatomként bekapcsolódtam a kollégák által tervezett piezorezisztív elven működő szilícium 3D erőmérő gyártási folyamatába. Hasonló kialakítású erőmérő–szenzor már készült korábban az intézetben [1]. Ez volt viszont az első alkalom, hogy a tervezhető membránvastagság miatt az erőmérők úgynevezett SOI (Silicon–On–Insulator – szilícium szigetelőn) szeleten készültek. A chipgyártás ideje alatt megterveztem és megépítettem a 3 dimenziós terheléshez szükséges mérőberendezést, segítségével pedig az elkészült szenzorokon elsőként végeztem olyan méréseket, melyekkel igazoltam a szenzor 3D irányfüggését. A SOI szelettechnológia ugyanakkor lehetővé tette, hogy egy szeleten akár 100 db – pontosan azonos vastagságú membránnal rendelkező – szenzor is készüljön egy időben, ami nélkülözhetetlen volt a szenzorok válaszjelei és geometriájuk közötti összefüggések feltérképezésében. A nagy mennyiségű mérési adat pedig hozzájárult egy pontos szimulációs modell elkészítéséhez is, melynek nagy hasznát vettem a következő évek során.

A soron lévő feladatom a nemzetközi ENIAC INCITE projekthez kapcsolódott. Ennek keretében a technológiai korlátokat figyelembe véve kellett megterveznem a meglévő szenzorhoz hasonló elven működő és kialakítású lehető legkisebb méretű erőmérő szenzort, ami egy sebészrobot laparoszkópjának fejébe beültethető és eleget tesz a projekt által támasztott követelményeknek. Az elért szenzorméret 1 x 1 x 0,5 mm³ tokozás nélkül és 1 x 2,5 x 1 mm³ tokozással, ami ma a hasonló szenzorok körében a legkisebbnek számít.

A méretcsökkentést tovább ösztönözte egyrészt az az orvosi eszköz kutatás és fejlesztés, melybe az ENIAC INCITE projektnek köszönhetően bepillantást nyerhettünk, másrészt pedig egy másik nemzetközi – PiezoMat – projektben való részvétel. Utóbbi egy nagyfelbontású tapintásérzékelő eszköz fejlesztését tűzte ki célul. Mivel további méretcsökkentésre az általunk alkalmazott MEMS (Mikro–Elektro–Mechanikus–Szerkezet) technológia már nem adott lehetőséget, kutatásaimat – az eddigiekkel párhuzamosan – a nanoszálak alkalmazása területén folytattam. Feladatom a kollégáim által már optimalizált növesztési eljárással készített piezoelektromos ZnO nanoszálak elektromos karakterizálása. Az általam kidolgozott mérési eljárással elsőként sikerült válaszjelet mérni tűszondás mikroszkóppal végzett oldalirányú terhelésre. Kutatásaim során fény derült rá, hogy a nanoszál technológia még nem kellően

kiforrott ahhoz, hogy az elkészült szenzorokkal a napjainkban elvárt magas technológiai érettségi szintű (TRL – Technology Readiness Level) alkalmazás kivitelezhető legyen.

Visszakanyarodva a kiforrott mikrotechnológiához végül a miniatürizált szilícium alapú piezorezisztív erőmérőt ültettük be tapintásérzékelő szenzorként egy sebészrobot csipeszébe. Beültetésre került egy szintén általam tervezett nagyobb méretű szenzor is, mely a csipesz harapóerő mérésére szolgált. A beültetési eljárást úgy dolgoztam ki, hogy a csipesz megfeleljen a robotfejlesztő FRK (Foundation for Cardiology Development) által előírt feltételeknek a szenzorok tönkremenetele nélkül, érzékenysége pedig kielégítse az ablációs katéterekkel szemben támasztott követelményeket is.

Disszertációmban végül bemutatom az erőmérő egy másik gyakorlati alkalmazását is, melyben a szenzort egy gépjármű gumiabroncsának belső falára szereltük. A motivációt az adta, hogy a gumi oldalfalának deformációja arányos az útfelület és a gumi futófelülete között fellépő erővel. Ha a deformációt meg tudjuk határozni, következtetni tudunk az abroncs és az útfelület közötti pillanatnyi súrlódási erőkre, azaz a tapadásra. Intézetünkben már korábban is voltak próbálkozások a beültetésre, amiből egy szabadalom is született [2]. A javasolt megoldás azonban nem működött megfelelően. Ezért a témában első lépésként kidolgoztam azt a beültetési eljárást, mellyel már a villamos jelek és súrlódási erők között fennálló arányosság statikus mérésekkel igazolható volt. A sikeres mérések birtokában a megfelelő partnerekkel a dinamikus minősítéseket is megkezdhettük. A megvalósított gumi–deformáció szenzor beültetési eljárástanak iparjog–védelmét "használati mintaoltalommal" kezdeményeztük a Szellemi Tulajdon Nemzeti Hivatalánál.

4 IRODALMI ÁTTEKINTÉS

Kutatásaim középpontjában álló 3D erőmérők az érzékelők – vagy a nemzetközi szóhasználatból átvett szenzorok – csoportjába tartoznak. Az elfogadott definíció szerint az érzékelők olyan szerkezetek, melyek egy mérendő mennyiséget elektromos információhordozó-jellé alakítanak [3]. A megfelelő effektus felhasználásával gyakorlatilag minden fizikai mennyiség átalakítható elektromos jellé. A legelterjedtebb csoportosítás is a mérendő érzékelőket. Е mennyiség, stimulus alapján osztályozza az szerint megkülönböztetünk:

akusztikus

optikai

- biológiai
- kémiai
- elektrosztatikus

sugárzás

mechanikai

• termikus

• mágneses

érzékelőket [4]. Lévén, hogy az általam kutatott szenzorok erőt mérnek, a mechanikai szenzorok csoportjába tartoznak.

Az erőmérők tovább csoportosíthatók célszerűen a jelátalakítás módja/elve szerint. Működhetnek tehát a piezorezisztív, a piezoelektromos, a kapacitív, a magnetoelasztikus vagy a galvanomágneses effektusok kihasználásával, de lehetnek induktív, elektromágneses, optikai vagy éppen akusztikus szenzorok [5]. Az erőmérésre számos területen szükség van, az elérhető eszközök mind méretüket, mind mérési tartományukat tekintve pedig igen széles skálán mozognak. Léteznek nagy méretű mérlegcellák többtonnás terhekhez [6], valamint kisebb, robotkarokba építhető erő- és nyomatékmérő rendszerek [7]. Léteznek ugyanakkor egészen kicsiny, nN vagy µN tartományban működő eszközök is [8]. Megjegyzendő, hogy a kereskedelemben kapható erőmérők, mérlegcellák többsége igazából súlyerőt, azaz végső soron tömeget mér, így egydimenziós erőmérőknek, ha úgy tetszik, nyomásmérőknek tekinthetők. A háromdimenziós erőmérők még jellemzően kutatási fázisban vannak, a kommerciális változatok ritkák. Az erőmérők irodalma is meglehetősen gazdag, így - tekintettel munkásságomra – disszertációmban kizárólag a mikro– és nanoméretű szenzorokra fókuszálok. Ebben a mérettartományban jellemzően a piezorezisztív, piezoelektromos és kapacitív szenzorok jelennek meg. Ennek oka, hogy ezekkel a tulajdonságokkal rendelkező anyagok illeszthetők be legegyszerűbben a mikroszenzorok fejlesztése terén napjainkban legnépszerűbb MEMS technológiába. Ennek a trendnek megfelelően osztottam fejezetekre én is irodalomkutatásomat, kiegészítve egy további fejezettel azon szenzorok számára, melyeknél a kutatók a fentiektől eltérő tulajdonságokkal rendelkező anyagok felhasználásával vagy egyedi kialakítással próbálkoztak.

Megjegyzem továbbá, hogy az egyes fejezetekben az elméleti hátteret csak olyan mélységig taglalom, ami feltétlenül szükséges az egyes erőmérő szenzorok működésének megértéséhez. A jelenségeknek részletesebben utána járhat az Olvasó a fejezetekben megadott hivatkozásokban, illetve egyéb irodalmakban.

4.1 Mikroerőmérők

Egyezményes megállapodás alapján mikroszenzoroknak nevezzük azokat az eszközöket, melyeknek legalább egy mérete a szubmilliméteres tartományba esik. A valóság ugyanis az, hogy a mikro-erőmérők többségének laterális mérete is milliméter feletti, ritkák azok az eszközök, melyeknek mindhárom mérete mikrométer tartományba esik. Ebben a tartományban az eszközök többsége MEMS technológiával készül, mely a CMOS (complementerary-metaloxide-semiconductor - komplementer fém-oxid-félvezető) technológiából nőtte ki magát és terjedt el az 1990-es évek végétől [9]. A MEMS technológia a szilícium kiemelkedő elektromos tulajdonságai mellett - melyek a tranzisztorgyártás elsődleges alapanyagává emelték kihasználja annak előnyös mechanikai és termikus tulajdonságait is. Óriási előnye, hogy egy szenzoron belül, egy gyártási folyamatban megvalósítható maga az érzékelő elem, illetve a jelkiolvasáshoz, feldolgozáshoz és jeltovábbításhoz szükséges elektronika is. Ezen felül a CMOS technológiai lépésekkel megvalósíthatóvá vált a szenzorok méretének jelentős csökkentése, a miniatürizálás, mely számos előnyt hordoz magában. Amellett, hogy megnyílt a lehetőség olyan exkluzív felhasználások előtt is, mint az emberi testbe ültethető szenzorok, beavatkozók, egyszerű gazdasági előnyt is jelent. Az IC (integrated circuit – integrált áramkör) technológiából átvett szelettechnológiának köszönhetően ugyanis egy-egy gyártási folyamat során akár több száz vagy ezer szenzor is készülhet párhuzamosan, mely jelentősen csökkenti a szenzorok fajlagos előállítási költségét [10].

Az első MEMS eszközökben a szilícium elektromos tulajdonságait nem csak a kiegészítő áramkörben használták ki, hanem az érzékelőelem működésének, a jelátalakításnak is alapját képezték. Ilyen tulajdonsága a szilíciumnak a piezorezisztív tulajdonság, melyet tipikusan nyomás és erőmérő szenzorok esetén aknáznak ki [11]. A mai szenzorok többségénél ugyanakkor a mechanikai és termikus tulajdonságok érdekesebbek (rugalmasság, kis sűrűség,

12

jó hővezetőképesség), a jelátalakításhoz valamely egyéb – a jelátalakítás szempontjából fontos – tulajdonsággal rendelkező – például piezoelektromos – funkcionális réteget alkalmaznak.

4.1.1 Piezorezisztív erőmérők

A piezorezisztív erőmérők működésének alapja az az anyagtulajdonság, mely szerint külső erő által okozott mechanikai feszültség, illetve deformáció hatására az ellenálláselemek értéke az alábbi összefüggés szerint megváltozik [12]:

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + \frac{\Delta l}{l} - \frac{\Delta d}{d} - \frac{\Delta w}{w}$$
(1)

ahol ρ a fajlagos ellenállás, *l* az ellenálláselem hossza, *d* az ellenálláselem szélessége, *w* pedig az ellenálláselem vastagsága. Jól látszik az egyenletből, hogy alapvetően két jelenség okozhat ellenállásváltozást. Az egyik az ellenállás geometriai méretének megváltozása, másrészt a fajlagos ellenállás változás. Ez természetesen a jól ismert összefüggésből is belátható:

$$R = \rho \frac{l}{A} \tag{2}$$

ahol A=wd, a vezető keresztmetszete. Azt, hogy ez az ellenállás változás milyen mértékű, az úgynevezett G bélyegállandóval (szakmai szlengben az angol eredetű gauge–faktor kifejezés terjedt el, mely általános definíció szerint a relatív kimeneti változás és a relatív bemenő változás aránya, de én a továbbiakban is maradok a nyúlásmérő bélyegek esetén alkalmazott bélyegállandó elnevezésnél és a bélyegekre használt egyszerűsített értelmezésnél), szokás jellemezni, mely a relatív ellenállásváltozás és relatív hosszváltozás közötti arányossági tényező:

$$\frac{\Delta R}{R} = G \frac{\Delta l}{l} \tag{3}$$

A méretváltozásból eredő ellenállásváltozás elsősorban a fémeknél jelentős. Ott ez a hatás dominál a fajlagos ellenállásváltozáshoz képest. A jelenség a nyúlásmérő bélyegek működésének alapját képezi. Nagy általánosságban azt mondhatjuk, hogy a fémes ellenállások bélyegállandója alig nagyobb egynél, 1,5–2 érték közé esik [13]. A viszonylag alacsony állandó ellenére széles körben alkalmazzák a "makró világban", hiszen ebben a tartományban jelenleg nincs jobb és olcsóbb megoldás erőmérésre. Mindemellett természetesen alkalmazásuk megjelenik a mikroszenzorokkal kapcsolatos kutatások területén is [14], [15], [16], [17]. A nyúlásmérő bélyegekkel működő mikroszenzorokról további részleteket talál az Olvasó az *Egyéb erőmérő szerkezetek* fejezetben.

A másik mechanikai feszültség hatására ellenállásváltozást kiváltó effektus a fajlagos ellenállásváltozás. Ez az a jelenség, ami félvezető egykristályokra jellemző, mint a szilícium, vagy a germánium, és a szakirodalomban piezorezisztív effektusként szerepel [18]. A valódi piezorezisztivitásnál a geometriai változásból eredő ellenállásváltozás elhanyagolható a fajlagos ellenállásváltozásból eredőhöz képest. Ennek eredményeként pedig a félvezető piezoelemek bélyegállandója a fémekénél lényegesen nagyobb, 40–50 érték közé esik, mellyel akár nN tartományban is mérhetünk. A piezorezisztív hatást kihasználva tehát számszerűsíthetjük akár egy hangya egy–egy lába által a talajra kifejtett erőt is [19]. A teljesség kedvéért megjegyzendő, hogy más elven működő, jellemzően a nanométeres tartományba eső szenzorok bélyegállandója akár a százas vagy ezres nagyságrendbe is eshet [20]. Disszertációm szempontjából a mechanikai terhelés hatására bekövetkező ellenállás változást eredményező hatások közül a valódi piezorezisztív effektus lényeges. Ezért a továbbiakban ennek tárgyalására szorítkozok.

4.1.1.1 Piezorezisztív hatás

A piezorezisztív hatást a szilícium sávszerkezetén keresztül, a sávelmélettel lehet magyarázni [21]. Mechanikai feszültség hatására a félvezető sávszerkezete megváltozik. Leegyszerűsítve az n–típusú szilícium esetén érdekes vezetési sáv minimumok, illetve a p–típusú szilícium esetén fontos vegyértéksáv maximumok eltolódnak. Ennek hatására az elektronok – n–típus –, illetve a lyukak – p–típus – effektív tömege és így mozgékonyságuk megváltozik. Ez természetesen fajlagos ellenállás–változással és így a piezoelem abszolút ellenállásának megváltozásával jár [22].

A piezorezisztív effektus leírása pedig E elektromos térerősség vektor és az i áramerősség vektor között fennálló kapcsolatból indul ki [23]:

$$\boldsymbol{E} = \rho \boldsymbol{i} \tag{4}$$

A szilícium, mint a leggyakrabban alkalmazott piezorezisztív tulajdonsággal rendelkező egykristály, köbös szerkezetű. Ha a Descartes–koordinátarendszer tengelyeit a köbös kristály [100] kristálytani irányához illesztjük, akkor az ellenállás tenzor kilenc eleme hatra redukálódik a szimmetria miatt:

$$\begin{bmatrix} E_1 \\ E_2 \\ E_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \rho_1 & \rho_6 & \rho_5 \\ \rho_6 & \rho_2 & \rho_4 \\ \rho_5 & \rho_4 & \rho_3 \end{bmatrix} x \begin{bmatrix} i_1 \\ i_2 \\ i_3 \end{bmatrix}$$
(5)

ahol ρ_1 , ρ_2 , ρ_3 az egyirányú, ρ_4 , ρ_5 , ρ_6 pedig a keresztirányú ellenállásokként értelmezhetők. Most vezessük be a piezorezisztivitás jellemzésére az úgynevezett Π piezorezisztív együtthatót, mint negyedrendű tenzort:

$$\frac{\Delta\rho}{\rho} = \Pi T \tag{6}$$

ahol *T* a mechanikai feszültség másodrendű tenzora. A szilárdságtanból jól ismert elemi kockával szokás jellemezni egy anyag feszültségi állapotát (*1.ábra*), ahol σ a normál irányú feszültségeket, τ pedig a nyírófeszültségeket szemlélteti. Mutasson $\sigma_x=\sigma_1$, $\sigma_y=\sigma_2$, $\sigma_z=\sigma_3$ főfeszültség a köbös cella tengelyeivel egy irányba és legyen t₁=t_{zy}=t_{yz}, t₂=t_{xz}=t_{zx}, t₃=t_{xy}=t_{yx}, ekkor a mechanikai feszültség is leírható hat mennyiséggel. A köbös kristályszerkezet további egyszerűsítést tesz lehetővé, így végül az (*6*) egyenlet a következő alakban írható:

$$\frac{1}{\rho} x \begin{bmatrix} \Delta \rho 1 \\ \Delta \rho 2 \\ \Delta \rho 3 \\ \Delta \rho 4 \\ \Delta \rho 5 \\ \Delta \rho 6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \pi 11 & \pi 12 & \pi 12 & 0 & 0 & 0 \\ \pi 12 & \pi 11 & \pi 12 & 0 & 0 & 0 \\ \pi 12 & \pi 12 & \pi 11 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \pi 44 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \pi 44 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \pi 44 \end{bmatrix} x \begin{bmatrix} \sigma 1 \\ \sigma 2 \\ \sigma 3 \\ \tau 1 \\ \tau 2 \\ \tau 3 \end{bmatrix}$$
(7)

1. ábra: feszültségkomponensek [24]

A korábbi egyenletek felhasználásával pedig már meghatározhatók az elektromos térerő komponensei:

$$E_{1} = \rho i_{1} + \rho \pi_{11} \sigma_{1} i_{1} + \rho \pi_{12} (\sigma_{2} + \sigma_{3}) i_{1} + \rho \pi_{44} (i_{2} \tau_{3} + i_{3} \tau_{2})$$

$$E_{2} = \rho i_{2} + \rho \pi_{11} \sigma_{2} i_{2} + \rho \pi_{12} (\sigma_{1} + \sigma_{3}) i_{2} + \rho \pi_{44} (i_{1} \tau_{3} + i_{3} \tau_{1})$$

$$E_{3} = \rho i_{3} + \rho \pi_{11} \sigma_{3} i_{3} + \rho \pi_{12} (\sigma_{1} + \sigma_{2}) i_{3} + \rho \pi_{44} (i_{1} \tau_{2} + i_{2} \tau_{1})$$
(8)

Az első tagok a feszültségmentes állapotra vonatkoznak, a második tagok a kristálytani irányokkal egybeeső hatásokat, míg a harmadik és negyedik tagok a keresztirányú hatásokat veszik figyelembe.



2. *ábra: a longitudinális (a) és transzverzális (b) eset* [18]

A piezorezisztív effektusnál alapvetően két fontos esettel kell számolnunk: a longitudinális és transzverzális esetekkel. Első esetben mind az erő, mind ez elektromos térerősség, mind pedig az áramerősség vektorok párhuzamos hatásvonalúak (*2.a ábra*). Transzverzális esetben azonban az erővektorok merőlegesek a másik két vektorra (*2.b ábra*). Fontos megjegyezni, hogy ezek az irányok nem feltétlenül esnek egybe a piezorezisztív kristályok fő kristálytani irányaival. Koordináta transzformáció segítségével a korábbi egyenletekből meghatározható a piezorezisztív együttható a két terhelési esetre.

$$\pi_{l} = \pi_{11} + 2(\pi_{44} + \pi_{12} - \pi_{11})(l_{1}^{2}m_{1}^{2} + l_{1}^{2}n_{1}^{2} + m_{1}^{2}n_{1}^{2})$$

$$\pi_{t} = \pi_{12} - (\pi_{44} + \pi_{12} - \pi_{11})(l_{1}^{2}l_{2}^{2} + m_{1}^{2}m_{2}^{2} + n_{1}^{2}n_{2}^{2})$$
(9)

ahol π_l a longitudinális, π_t a transzverzális együttható, l, m és n pedig bázisvektorok, a koordinátarendszer x–, y–, z–tengelyei irányába mutató egységvektorok. Az általános egyenletekből az egyes kristálytani irányokra számított longitudinális és transzverzális együtthatókat az *l. táblázatban* foglaltam össze.

Longitudinális irány	π ι	Transzverzális irány	$\pi_{ m t}$
100	π_{11}	010	π_{12}
001	π_{11}	110	π_{112}
111	$1/3(\pi_{11}+2\pi_{12}+2\pi_{44})$	110	$1/3(\pi_{11}+\pi_{12}-\pi_{44})$
110	$1/2(\pi_{11}+\pi_{12}+\pi_{44})$	111	$1/3(\pi_{11}+\pi_{12}-\pi_{44})$
110	$1/2(\pi_{11}+\pi_{12}+\pi_{44})$	001	π_{12}
110	$1/2(\pi_{11}+\pi_{12}+\pi_{44})$	110	$1/2(\pi_{11}+\pi_{12}-\pi_{44})$

1. táblázat: longitudinális és transzverzális együtthatók az egyes kristálytani irányokban

Az általam vizsgált és fejlesztett szilícium alapú piezorezisztív eszközök esetében az utolsó sor szerint számított együtthatóknak van szerepe. Az ellenálláselemek ugyanis kivétel nélkül az

[110] és az arra merőleges kristálytani irányokba mutatnak [25]. Ennek magyarázata Charles S. Smith kutatásaira vezethető vissza [18]. Ő volt az első, aki vizsgálta p és n típusú szilíciumban a piezorezisztív együtthatókat. Vizsgálataihoz három eltérő mérési elrendezést használt *(3. ábra)*. Az első két elrendezésből meghatározott π_{11} és π_{12} együtthatók ismeretében a harmadik elrendezés mérési eredményiből már számítható π_{44} együttható is.



3. ábra: Smith által alkalmazott mérési elrendezések [18]

A kapott eredmények (2. *táblázat*) alapján a legnagyobb piezorezisztív együttható úgy érhető el tehát, ha (100) orientációjú szilíciumszeleten helyezzük el a p–típusú ellenállásokat úgy, hogy azok hossztengelye az [110] és arra merőleges kristálytani irányba mutatnak.

Material	ρ	π_{11}	π_{12}	π_{44}
Material	(Ωcm)	(10^{-12})	cm ² dyne ⁻¹ or 10	-11 Pa ⁻¹)
Silicon				
p-type	7.8	+6,6	-1.1	+ 138.1
n-type	11.7	-102.2	+53.4	-13.6
Germanium				
p-type	1.1	-3.7	+3.2	+ 96.7
	15.0	-10.6	+ 5.0	+ 46.5
n-type	1.5	-2.3	-3.2	-138.1
	5.7	-2.7	-3.9	-136.8
	9.9	-4.7	-5.0	-137.9
	16.6	-5.2	-5.5	-138.7

2. táblázat: a piezorezisztív együtthatók értéke Smith szerint

A piezorezisztív együttható irányfüggőségét a p– és n–típusú szilíciumban Smith óta már többen is vizsgálták, melyek eredményét a *4. ábrán* látható grafikonok foglalják össze [26].



4. ábra: a piezorezisztív együtthatók értéke p– (a ábra) és n–típusú (b ábra) (100) szilíciumszelet esetén [26]

Feltételezve, hogy az ellenálláselem egészén a mechanikai feszültség állandó és elhanyagolva az ellenálláselemek vastagságát a mechanikai feszültség hatására bekövetkezett ellenállásváltozás az alábbi egyenlettel számítható:

$$\frac{\Delta R}{R} = \sigma_l \pi_l + \sigma_t \pi_t \tag{10}$$

ahol σ_l és σ_t a longitudinális és transzverzális irányokban ébredő mechanikai feszültségek. Fontos, hogy a longitudinális irány mindig a piezoelem hossztengelyével, a transzverzális irány az arra merőleges iránnyal esik egybe függetlenül attól, hogy az ellenállások hossztengelye [110] irányú vagy arra merőleges.

Az eddigiek ismeretében – p–típusú, [110] kristálytani irányba mutató vagy arra merőleges piezorezisztív szilícium ellenállások esetére – újabb egyszerűsítést tehetünk az ellenállásváltozás meghatározására, lévén, hogy a π_{11} és π_{12} együtthatók elhanyagolhatóan kicsik π_{44} együtthatóhoz képest:

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\pi_{44}}{2} \left(\sigma_l - \sigma_t \right) \tag{11}$$

Ezzel az összefüggéssel és a mechanikából ismert közelítő képlettekkel [24], [27] akár analitikusan is meghatározhatjuk a mechanikai feszültség hatására az egyes piezorezisztív ellenállások megváltozását.

4.1.1.2 Piezorezisztív szenzorok

A legegyszerűbb erőmérő szerkezeteket rezgőnyelven alakították ki [28], [29], [30]. Ezek természetesen még nem tekinthetők 3D erőmérőnek – sőt, lévén az erő vektormennyiség, igazából erőmérőnek sem –, hiszen csak az erő nagyságát képesek detektálni, irányára érzéketlenek. A jellemző dizájn, hogy az ellenállás elemeket a rezgőnyelv felületén alakítják ki, ami csak a rezgőnyelv – vagy szilíciumszelet – síkjára merőleges erőkomponenst érzékeli. A gyakorlatban több rezgőnyelvet mátrixba rendeznek. Így már működhetnek tapintásérzékelő tömbként, vagy akár alkalmasak sejtek rezgésének, mozgásának vizsgálatára [31]. Persze vannak egyéb, igen érdekes megoldások is. Ha a felhasználás megkívánja, a piezoelemeket a rezgőnyelv oldalfalán is el lehet helyezni [32], [33], [34]. Egy ilyen kialakításra mutat példát az *5.a ábra.* Egy rezgőnyelv alapú szenzor is alkalmas lehet 2 dimenziós mérésre az ellenállások megfelelő elhelyezésével, és elektromos kapcsolókkal kiegészített áramkörrel [35]. A célszerűen kialakított, kapcsolható Wheatstone–híddal válthatunk a laterális – a szilíciumszelet síkjába eső – és a vertikális – arra merőleges – módok között (*5.b ábra*).



 ábra: Oldalfalon kialakított ellenállások (a) [33] és a 2 dimenziós változat a kapcsolható Wheatstone–híddal (b) [35]

Az előző fejezetek alapján az nyilvánvaló, hogy a piezorezisztív szenzorok többsége szilícium alapú, mégis található néhány ettől eltérő kialakítás is. *Kuter Erdil és társai* eldobható,

papíralapú rezgőnyelven alakítottak ki piezorezisztív grafitréteget [36]. Motivációjuk a szilícium–alapú szenzorokénál olcsóbb és gyorsabb gyártástechnológia kidolgozása volt. Szintén szén alapú piezorezisztív ellenállásokat poliimid Kapton szalag lézeres pirolízisével/karbonizációjával is meg lehet valósítani [37]. A motiváció itt is a gyorsaság és a viszonylag alacsony előállítási költség.



6. *ábra: 3D erőmérő általános felépítése* [38]

A ténylegesen erőmérésre használható félvezető alapú 3D piezorezisztív erőmérők általános felépítése a 6. ábrán látható. Jellemzően egy deformálódó membránból, egy erőközvetítő elemből és a deformálódó membránban implantálással készített piezorezisztív elemekből áll. Az első piezorezisztív erőmérőknél még nem alkalmaztak erőközvetítő elemet. Ilyen szenzorok készültek a mi laboratóriumunkban is [39]. Mint kiderült azonban, ezek a szenzorok nem érzékenyek a nyíróerő komponensekre. A megoldás a joystick jellegű elem kialakítása jellemzően a membrán középpontjában. Az elem kialakítható nedves kémiai marással vagy DRIE (deep-reactive-ion-etching - mély-reaktív-ionmarás) eljárással. Első esetben alkálifémek hidroxidjait használják (NaOH vagy gyakrabban KOH), mint a szilíciumra nézve anizotrop marószert [40]. Az eljárás nehézsége, hogy a kristálytani irányoktól függő, eltérő marási sebességekből kiindulva kell megtervezni a maszkokat úgy, hogy a kívánt rúdszerű elemet kapjuk, miközben a membrán is az elvárt vastagságú lesz. A tervezési nehézségek miatt a nedveskémiai marást teljesen kiszorította a DRIE [41]. Ráadásul, míg anizotrop nedves marással kizárólag négyszög keresztmetszetű rudak alakíthatók ki, addig a mély-reaktívionmarás kör szelvényt is lehetővé tesz. Ez utóbbi a háromdimenziós működés szempontjából elengedhetetlen, hiszen így a membrán deformációját nem befolyásolja a joystick alakja. Voltak próbálkozások egyetlen membránon belül több erőközvetítő elem kialakítására is [42], de a mérések alapján az egy elemmel tervezett szenzor bizonyult jobbnak.

Erőmérő szenzor – és általában bármely szenzor – tervezésénél az egyik fontos szenzortulajdonság az érzékenység. Általánosan igaz az a szabály, hogy az érzékenység csak a maximális teherbírás csökkenésével növelhető. A két paraméter közötti kompromisszum mindig az elérendő cél függvénye. A legegyszerűbb megoldás az érzékenység hangolására a laterális méretek – mint a membrán vagy az erőközvetítő elem átmérőjének – változtatása. Ugyanakkor a kutatási irányok a méretcsökkentés felé mutatnak. Állandó laterális méretek mellett a membrán geometriájának változtatása ad lehetőséget az érzékenység növelésére. Az egyik kézenfekvő megoldás – különösen a SOI szeletek elterjedése óta – a membránvastagság változtatása [43].

Egy másik lehetőség az érzékenység javítására a membrán perforálása. Minél nagyobb felületen marjuk át a membránt, annál nagyobb lesz a deformáció – és értelemszerűen a válaszjel – azonos nagyságú és irányú erő hatására [44], [45]. Kutatásaim során kiderült azonban, hogy a perforált membrán számos olyan hátrányos tulajdonsággal rendelkezik, mely nehézkessé – bizonyos esetekben lehetetlenné – teszi végső felhasználásukat. Törékenységükre, illetve a tokozási nehézségekre a kísérleti részben még kitérek.

A piezorezisztív elemek tervezésénél fontos kérdés az ellenállás számszerű értéke. Általánosságban elmondható, hogy az ellenállások értékét kΩ nagyságrendbe szokás tervezni, mert ebben az esetben mérhetünk - méréstechnika szempontjából kényelmes - mA nagyságrendbe eső áramokat, ha feltételezzük, hogy 1V körüli meghajtó feszültséget alkalmazunk. Márpedig ebbe a nagyságrendbe esik – 3 V–5 V – a végső eszközök meghajtását általában biztosító USB port-ról nyerhető tápfeszültség. Az ellenállások értéke pedig egyrészt a geometriai méretekkel (hossz, szélesség és az adalékolás behajtás utáni mélysége), másrészt a négyzetes ellenállással, azaz végső soron az adalékkoncentrációval hangolható. Az adalékkoncentráció az ellenállás értékén kívül számos egyéb tulajdonságot is befolyásol: kezdve az érzékenységtől, a stabil működésen és felbontáson keresztül a jel-zaj viszonyig [46]. Fontos kérdés az ellenállások elhelyezése is. Az jól ismert az előző fejezetekből, hogy az ellenállás változás - és így a hídon mérhető elektromos feszültségváltozás - arányos a mechanikai feszültséggel. Szimulációs eredmények alapján tehát a két legígéretesebb terület, ahova érdemes az implantált elemeket elhelyezni, egyrészt a membrán széle az alátámasztásoknál, másrészt az erőközvetítő elem körüli terület (7. ábra). Mérésekkel és szimulációkkal azonban arra jutottam, hogy a joystick körüli terület nem alkalmas a piezoellenállások kialakítására. Az úgynevezett egyenértékű mechanikai feszültség (Mohr vagy Von-Misses [47]) ugyanis valóban magas a joystick körül, de nem az határozza meg az ellenállásváltozást. A (11) egyenletből jól látszik, hogy a longitudinális és transzverzális

irányban ébredő mechanikai feszültségek különbségét kell figyelembe venni. Az irányfüggő feszültségek különbsége pedig ezen a területen közel zérus. Az ezt alátámasztó méréseket és szimulációkat részletesen bemutatom egy későbbi fejezetben.



7. *ábra: Piezorezisztív elemek szokásos elhelyezése* [48]

A 3D erőmérők mellett megjelentek a 6DOF (degrees of freedom – szabadságfok) szenzorok is, melyek a három erőkomponensen kívül három irányú nyomaték mérésére is képesek [49][50]. Az irodalomban fellelhető – a saját kutatásom tárgyát képező szenzorokhoz hasonló – piezorezisztív elven működő erőmérőket és tulajdonságaikat a *3. táblázatban* foglaltam össze.

Hiv at– kozá s	Az eszköz mérete	Membrán– vastagság	Érzékenység	Jellemzők
[39]	3 mm x 3 mm x 0,5 mm	12 µm	4–6 V/N/V	MEMS, pórusos Si megmunkálás
[40]	2 mm x 2 mm x 0,5 mm	100 µm	3,68 mV/N/V	MEMS, anizotrop marás
[41]	1,94 mm x 1,94 mm x 0,5 mm	162 µm	5,98 mV/N/V	MEMS, DRIE
[42]	6,5 mm x 6,5 mm x 0,25 mm	25 µm	740 mV/N/V	MEMS, anizotrop marás
[48]	1 mm x 1 mm x 0,4 mm (kivezetések nélkül!)	12 µm	1,6 V/N/V	MEMS, DRIE
[45]	2.3 mm x 2.3 mm x 1.3 mm	100 µm	8,7m V/N/V	MEMS, DRIE
[49]	3 mm x 1,5 mm x 0,03 mm	30 µm	nem meghatározható	MEMS, DRIE, 6DOF
[51]	11 mm x 11 mm x 8,5 mm	410 µm	550 mV/N/V	MEMS, DRIE, fém joystick
[52]	6,5 mm x 6,5 mm x 5 mm	250 µm	11,29 V/N/V	MEMS, anizotrop marás, utólag ragasztott joystick

[53]	2,3 mm x 2,55 mm x 0,675 mm	5 µm	485 V/N/V (10 kPa előfeszítés)	MEMS, RIE, SU8 gyűrű
[54]	1 db bélyeg: 1,8 mm x 1,6 mm x 0,2 mm A teljes eszköz: 63 mm x 63 mm x 168 mm	200 µm	0,31 mV/N/V	Si vastagítás LPCVD–vel, Ionimplantálás, RIE, KOH
[55]	1 db érzékelőelem: 150 μm x 100 μm x 60 μm A teljes eszköz: 10 mm x 6 mm x ~0,5 mm	0,3 µm	250 kV/N/V	MEMS, ICP– RIE, fotoreziszt joystick
[37]	35 mm x 35 mm x 3 mm (fotók alapján becsült)	100 µm	500 mV/N/V	Poliimid hordozó + lézerpirolízis
[56]	8,65 mm x 4,065 mm x~0,5 mm	50 µm	39 mV/N/V	MEMS, DRIE
[57]	1 mm x 0,5 mm x 0,5 mm becsült, kivezetések nélkül	3,79 μm és 9,624 μm	0,013 ΔR/R/μm	MEMS, DRIE aszimmetrikus hídvastagság
[50]	2,5 mm x 2,5 mm x 0,5 mm	40 µm	43,2 nA/N	MEMS, DRIE, 6DOF
[58]	11 mm x 11 mm x 2 mm	40 µm	500 mV/N/V	MEMS, ICP– RIE, PDMS
[59]	2,6 mm x 2,6 mm x 5mm	40 µm	9,15/N	MEMS, anizotrop marás
[60]	egy érzékelőelem: 30 μm x 30 μm x 300 μm a teljes eszköz: Ø3 cm x 1 cm	20 µm	75 ΔR/R/mN	Szilícium alsó rész, fotoreziszt felső rész
[61]	7 mm x 7 mm x ~6 mm	50 µm	127 mV/N/V	MEMS, ICP marás

3. táblázat: Szilícium alapú, piezorezisztív erőmérő szerkezetek

4.1.2 Piezoelektromos erőmérők

A piezoelektromos effektus egy olyan jelenség, mely során az anyagban ébredő mechanikai feszültség hatására az anyagban polarizációváltozás következik be, azaz külső terhelőerő esetén az erővel arányos töltéslöket jelenik meg a kristály meghatározott felületein. A jelenség inverze az inverz piezoelektromos hatás, mikor az anyagot elektromos térbe helyezve abban az elektromos tér hatására deformáció jön létre [62].

A piezoelektromos anyagok lehetnek mesterséges és természetes anyagok. A legismertebb természetes piezoelektromos kristályos anyag a kvarc. De ilyen a Rochelle–só [63] vagy a turmalin, mely ceyloni mágnes néven is ismert. Már az Ókorban megfigyelték, hogy utóbbi forró hamuba téve furcsán viselkedik [64]. Fentieken kívül természetes, szerves

piezoelektromos anyagok a csont, a fa, a selyem, a dentin vagy épp a gumi. Mesterséges anyagok jellemzően kerámiák – mint az AlN vagy a PZT (ólom–cirkónium–titanát) –, illetve egyre gyakoribbak a polimerek és kompozit anyagok. Kristályos anyagok tekintetében az is elmondható, hogy a 32 kristályosztályból [65] 20 osztály rendelkezik piezoelektromos tulajdonsággal. 10 osztály poláris, 10 pedig apoláris kristály.

A poláris kristályok közé soroljuk a piroelektormos kristályokat, melyek - a kedvezőbb energetikai állapot miatt - spontán polarizációval rendelkeznek, azaz a negatív és pozitív töltésközéppontok külső elektromos tér nélkül sem esnek egybe [66]. A piroelektromos kristályokon belül elkülönítjük a ferroelektromos kristályokat, melyek spontán polarizációja külső elektromos térrel megváltoztatható. Egyes szakirodalmak ezeket a kristályokat önálló csoportba sorolják [67]. A ferroelektromos anyagok a Curie-pont felett köbös, alatta tetragonális szerkezetűek, és csak a Curie-hőmérséklet alatt rendelkeznek spontán polarizációval, felette elveszítik azt, paraelektromos állapotba kerülnek. Ez utóbbi folyamatot nevezzük termikus depolarizációnak. A spontán polarizáció kialakulásának oka tetragonális kristályokban a polarizációs katasztrófa, azaz hűlés során a Curie-ponton történő áthaladáskor az ionokra ható rugalmas visszahúzó erő kevésbé nő, mint a helyi elektromos tér [67]. A nem ferroelektromos, de piroelektromos kristályok spontán polarizációja még a kristály átütési szilárdságának közelébe eső elektromos térrel sem változtatható meg. Vannak olyan – az elmúlt időszakban egyre népszerűbbé váló – anyagok is, mint az elektrétek, melyeket mesterségesen felruházhatunk ferroelektromos tulajdonsággal [68]. A mikroérzékelők kutatása-fejlesztése területén a leggyakrabban alkalmazott ferroelektromos kristályok perovszkit-szerkezetűek (8. *ábra*). Ilyen szerkezettel rendelkezik a PZT – melyen a legnagyobb VOC (open-circuit-voltage – üresjárási feszültség) mérhető, vagy a BaTiO₃ (bárium–titanát) [69]



8. *ábra: Perovszkit–szerkezet átalakulása a Curie–pont környezetében* [70]

A másik nagy csoport az apoláris kristályok, melyek nem rendelkeznek spontán polarizációval. A polarizáció akkor alakul ki, mikor külső terhelés hatására az ionok elmozdulnak és így a töltésközéppontok már nem esnek egybe (9. *ábra*).



9. ábra: Apoláris kristály külső terhelés nélkül (bal oldal) és külső terheléssel (jobb oldal) [64]

Az ábráról jól látszik, hogy a piezoelektromos hatás csak akkor jelentkezik intenzíven, ha a kristályt a megfelelő irányból terheljük. Ezért nem mindegy, hogy a felhasználni kívánt kristálydarabot hogyan vágjuk ki a tömbi egykristályból. Ennek a csoportnak a szenzorikában leggyakrabban alkalmazott képviselője a kvarc.

Bár egy – a kristályszerkezeten belüli – elektrosztatikus hatás miatt spontán polarizációval rendelkezik, mégis ehhez a csoporthoz áll közelebb a piezoelektromos vékonyréteg kutatások két manapság legnépszerűbb tagja, az AlN és a ZnO, de ilyen kristályszerkezetű lehet a GaN vagy az InGaN is. Ez a kristályszerkezet a wurtzit–szerkezet (*10. ábra*).



10. ábra: Wurtzit–szerkezet [71]

Ezek az anyagok kristályosodhatnak cinkblende–szerkezettel is, de ebben az esetben a piezoelektromos tulajdonság nem jelenik meg [71].

4.1.2.1 Piezoelektromos hatás

A piezoelektromos jelenséget tehát a P polarizáció vektor jellemzi, mely az alábbi alakban írható:

$$\boldsymbol{P} = \boldsymbol{\chi}\boldsymbol{E} + d\boldsymbol{T} + \boldsymbol{\gamma}\boldsymbol{\Delta}\boldsymbol{\Theta} \tag{12}$$

ahol χ a szuszceptibilitás, *d* a piezoelektromos együttható, γ a piroelektromos együttható, Θ pedig a hőmérséklet. Az egyenlet első tagja az *E* elektromos tér változása miatt, második tagja a *T* mechanikai feszültség változása miatt, harmadik tagja pedig a Θ hőmérsékletváltozás miatt bekövetkező polarizáció változás. Mivel az erőmérőket jellemzően állandó hőmérsékleten és külső elektromos tér rákapcsolása nélkül vizsgálják, ezért az egyenlet első és harmadik tagja elhagyható. Ezzel az egyszerűsítéssel kapjuk a piezoelektromosság jól ismert alapegyenletét:

$$d = \left(\frac{\partial P}{\partial T}\right)_{E,\theta} \tag{13}$$

Az inverz piezoelektromos jelenség alapegyenlete pedig a deformációból származtatható. Deformáció létrejöhet külső mechanikai terhelés hatására, külső elektromos tér által vagy a hőmérsékletváltozás hatására:

$$\boldsymbol{S} = \boldsymbol{s}\boldsymbol{T} + \boldsymbol{d}^*\boldsymbol{E} + \boldsymbol{\alpha}\boldsymbol{\Delta}\boldsymbol{\Theta} \tag{14}$$

ahol *s* a merevségi tenzor, d^* a piezoelektromos együttható, α pedig a hőtágulási együttható. Az elektrostrikció esetén a gyakorlatban a kristály alakváltozását a rákapcsolt külső elektromos tér idézi elő. Egyrészt szintén állandó hőmérséklettel, másrészt terheletlen állapottal számolhatunk. Az egyszerűsített, átalakított alapegyenlet tehát:

$$d^* = \left(\frac{\partial S}{\partial E}\right)_{T,\theta} \tag{15}$$

Gyakorlati szempontból fontos, hogy $d \approx d^*$, mely egyenlőség a termodinamika törvényeinek segítségével belátható. A gyakorlatban leggyakrabban használt hexagonális és tetragonális kristályokban a piezoelektromos együttható–tenzor több eleme is nulla értékét vesz fel, illetve megegyezik egymással a kristályszimmetriák miatt. A szakirodalom szerint összesen három, egymástól független piezoelektromos együtthatót különíthetünk el: d₁₅, d₃₁ és d₃₃. Így a tenzor végső alakja [72]:

$$d = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & d_{15} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & d_{15} & 0 & 0 \\ d_{31} & d_{31} & d_{33} & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$
(16)

Az, hogy a piezoelektromos együtthatók közül melyiknek van kiemelt szerepe egy eszköz működésében, elsősorban a szenzorok, beavatkozók kialakítása határozza meg. A szakirodalomban fellelhető eszközök kialakítása alapján alapvetően két működési módot különíthetünk el, a d₃₁– és a d₃₃–módot (*11. ábra*).



11. ábra: a d₃₁ (bal oldal) és d₃₃ (jobb oldal) működési mód [73]

4.1.2.2 Piezoelektromos szenzorok

A piezoelektromos hatás alapján működő szenzorok területén lényegesen kevesebb próbálkozás történt, mint ahogy azt az előző fejezetben bemutatott piezorezisztív erőmérők területén láttuk. Ugyan nagy előnye ennek a hatásnak, hogy nem kell a szenzor működéséhez áram vagy feszültség meghajtás, de sajnos ez az előny hamar elveszik, ha a jel kiolvasására vagy a statikus erők mérésére gondolunk. A piezoelektromos effektus ugyanis meglehetősen dinamikus hatás. A töltéslöketet a környezet vagy maga a mérés hamar neutralizálja, így a statikus terheléseket – példának okáért egy robotkar által hosszan fenntartott szorítóerőt – nehézkes megmérni.

Ezen a területen is a legegyszerűbb kialakítások a rezgőnyelvek, de előfordulnak háromdimenziós erőmérők is [74], [75].

Mint az előző fejezetekből kiderül a piezoelektromosság szempontjából kulcsfontosságú a kristályszerkezet. Az, hogy milyen szerkezetben kristályosodik ki a leválasztani kívánt anyag, függ a leválasztás módszerétől, azok paramétereitől, illetve a hordozótól. Az erőmérőknél funkcionális rétegként alkalmazott AlN vékonyréteget például kivétel nélkül porlasztással – jellemzően alumínium targetből reaktív porlasztással – alakítanak ki. A wurtzit szerkezet szempontjából előnyös szubsztrátum lehet az alumínium–oxid (Al₂O₃) [76], vagy a Kapton fóliára leválasztott molibdén alsó elektróda [77]. Ez utóbbi természetesen kialakítható szilícium hordozón is. A szakirodalom és saját tapasztalataim szerint szintén jó hordozó lehet az erősen adalékolt (p+) szilícium vagy a platina is, de az erőmérők területén ilyen irányú próbálkozást

nem találtam. Szintén porlasztással alakítottak ki bizmut–ferrit (BiFeO₃) réteget, mely perovszkit–szerkezetű piezoelektromos anyag [78]. A hordozó itt a szintén perovszkit– szerkezetű, közel azonos rácsállandóval rendelkező stroncium–rutanát (SrRuO₃), melyen megfelelő kristályszerkezettel nőt a 300nm vastagságú bizmut–ferrit. A PZT tekintetében a leválasztási technika inkább a szol–gél technológia, melynek során a réteget több lépésben alakítják ki. A kereskedelemben könnyen elérhető a kész – a komponenseket a piezoelektromosság szempontjából megfelelő arányban tartalmazó – gél, így a különösen toxikus lépéseket nem az eszközfejlesztő laboratóriumokban kell elvégezni. Egy–egy lépés a gél felpörgetéséből, majd hőkezeléséből áll [75], [79].

További fontos kérdés a hatás mértékének – vagy ha úgy tetszik, a mérhető VOC – szempontjából a réteg vastagsága. Az alkalmazott rétegek kivétel nélkül elérték, de inkább meghaladták az 1µm vastagságot. Fontos azonban tudni – és erről a publikációk többsége nem közöl adatot –, hogy ezek a kerámiák meglehetősen ridegek, így használat során – különösen a vastag rétegek – degradálódhatnak, ami pedig a VOC csökkenésével jár. Talán ez is oka lehet – a fejezet elején említetteken túlmenően –, hogy a piezoelektromos kerámiák kevéssé népszerűek az erőmérés területén.

A piezokerámiák felhasználása a szenzorikában erősen függött attól, mennyire sikerült leválasztásukat beilleszteni a MEMS technológiába. Elsősorban nem is a leválasztás, mint sokkal inkább az ábrakialakítás okozott nehézségeket. Mára azonban már több módszer is létezik a rétegmegmunkálásra. AlN esetén a legalkalmasabb módszer – bár megfelelő berendezést igényel – a klóralapú plazmamarás [77]. Megfelelően megválasztott elektródák esetén az AlN marható nedveskémiai eljárással, mint például forró foszforsavval is.

Mindezek ellenére a legfrissebb publikációk alapján az elmondható, hogy a kutatók többsége a piezokerámiák helyett – talán pont ridegségük miatt – egyre nagyobb érdeklődéssel fordul a polimerek felé. Az elmúlt időszakban megjelenő eszközök többségénél már a PVDF (polyvinylidene–difluoride), mint piezoelektromos polimer került felhasználásra funkcionális rétegként. Történt mindez annak ellenére, hogy d₃₁ piezoelektromos állandója 4 pC/N [80], azaz viszonylag kicsiny – PZT esetén ez akár 100 pC/N feletti is lehet [81] –. Ugyanakkor nagy előnye a lényegesen nagyobb állandóval rendelkező kerámiákhoz képest, hogy flexibilis és a kereskedelemben is elérhető fóliákból tetszőleges méretre vágható. Ebből az is következik, hogy PVDF fóliából alkalmas geometriával és megfelelően kialakított elektróda hálózattal háromdimenziós erőmérő is fejleszthető [82]. A polimer népszerűsége a piezoelektromos erőmérőket összefoglaló *4. táblázatból* is látszik.

Hivatkozás	Méret	Érzékenység	Piezoelektromos réteg
[82]	150 mm x 150 mm x 0,13 mm	0,4 V/N	PVDF
[83]	6 mm x 2 mm x 0,5 mm	25 V/N	PVDF
[84]	Ø10 mm x 5 mm	10,53 V/N	PVDF
[77]	4 db 300 μm átmérőjű érzékelőelem Teljes méret: 1,8 mm x 1,8 mm ~1 mm kivezetések nélkül	0,2 V/N	AIN
[75]	5 mm x 5 mm x 1,1 mm	7,8 pC/N	PZT
		1 1 // /	7 1

4. táblázat: piezoelektromos erőmérők

4.1.3 Kapacitív erőmérők

4.1.3.1 Működési elv

A kapacitív erőmérők működési elve talán a legkönnyebben elképzelhető: külső terhelés hatására egymáshoz képest elmozduló elektródák miatt az elektromos kapacitás megváltozik [85]. Ezt könnyen beláthatjuk, ha a legegyszerűbb kondenzátor típus – a síkkondenzátor – C kapacitására vonatkozó összefüggést megvizsgáljuk:

$$C = \varepsilon \frac{A}{d} \tag{17}$$

ahol *ɛ* a fegyverzetek közötti dielektrikum dielektromos állandója, *A* a fegyverzetek felülete és *d* a fegyverzetek távolsága. A legegyszerűbb – síkkondenzátoros kialakítású – esetben ez utóbbi érték csökken külső erő hatására, amely értelemszerűen kapacitásnövekedést eredményez. Általános hátránya ezeknek az eszközöknek, hogy igen kicsiny, sokszor fF nagyságrendbe eső kapacitásváltozást kell megmérni. A kapacitások méréstechnikája amúgy is rengeteg kihívást jelent a mérőjel frekvenciájával változó kapacitásértéktől kezdve a mérőkábelek kapacitásának kompenzálásáig. Ez kis kapacitások esetén hatványozottan jelentkezik, és erősen romló jel/zaj viszonnyal jár együtt. Egy másik nagy kihívás kapacitív erőmérők esetén a dielektrikum. Csak olyan anyagok jöhetnek számításba, melyek kellően rugalmasak, lehetővé téve a fegyverzetek egymáshoz viszonyított elmozdulását. Ebből a szempontból célszerű lehet a levegő – esetleg vákuum – használata, azonban ennek technológiai megvalósítása speciális eljárást igényel [86]. Másik szempont, hogy célszerű a lehető legnagyobb dielektromos állandóval rendelkező rugalmas anyagot választani, mert így a nyugalmi kapacitás – azon keresztül pedig az abszolút kapacitásváltozás – növelhető, ami csökkenti a mérési nehézségeket. A síkkondenzátoros megoldáson kívül egy másik kialakítás a fésűs elrendezés [87], melyet tömbi

mikromegmunkálással, DRIE marással alakítanak ki (12. ábra). Ezeknél az eszközöknél a dielektrikum szinte kivétel nélkül levegő.



12. ábra: fésűs kapacitás

Nagy előnye ugyanakkor a kapacitív szenzoroknak, hogy nagyfokú CMOS kompatibilitással rendelkeznek, így nehézség nélkül kialakíthatók a hagyományos MEMS technológiai lépésekkel. Ez természetesen már nem teljesen igaz, ha 3D erőmérőkről és az azok kialakításához szükséges rugalmas – például polimer – dielektrikumokról beszélünk. A PDMS (poli–dimetil–sziloxán) – mint rugalmas dielektrikum – beillesztése a technológiába, még kihívást jelent annak ellenére, hogy a tokozás részeként – mint rugalmas bevonat – a legnépszerűbb a polimerek között.

4.1.3.2 Kapacitív szenzorok

A kapacitív erőmérő szenzorok körében a leggyakrabban a síkkondenzátoros megoldással találkozhatunk. Ennek oka feltehetően az egyszerűbb tokozás, a szélesebb palettáról választható dielektrikum és az egyszerűbben megvalósítható háromdimenziós működés. A fésűs megoldás a gyorsulásérzékelők területén terjedt el elsősorban – melyek azért végső soron erőmérőként is felfoghatók –, de azért célzottan erőmérők is készültek ezzel a kialakítással. A legegyszerűbben talán MEMS technológiával szilíciumból DRIE marással állíthatók elő. Felbontásuk elérheti akár a nN nagyságrendet is [88], [89]. Mindemellett a kapacitív szenzorok körében is egyre nagyobb népszerűségnek örvendenek a flexibilis megoldások. Ezért nem csoda, hogy fésűs erőmérő is készült PDMS, azaz flexibilis polimer hordozón, grafit elektródákkal [90].

A síkkondenzátoros kivitelek esetén nagy számban találunk flexibilis szenzorokat. A rugalmasságot biztosító hordozó lehet PDMS [91], [92], Kapton fólia [93] vagy poliimid [94]. Ahhoz azonban, hogy egy szenzor rugalmas legyen, a dielektrikumnak is flexibilisnek kell lennie. Ez megvalósítható egyszerűen PDMS dielektrikumnal [93], de nagyobb érzékenységet

érhetünk el, ha az úgynevezett SomaFoama PDMS habot megtöltjük magas dielektromos állandóval rendelkező PMN–PT (Ólom–magnézium–niobát–ólom–titanát) vagy SrTiO₃ (stroncium–titanát) kerámia porral [91]. Szintén rugalmas dielektrikumként alkalmazható a poliimid is [94]. Abszolút rugalmas rendszert érünk el, ha az elektródákat is rugalmas polimerből készítjük. Erre az úgynevezett elektromosan vezető C–PDMS (szén–PDMS) ad lehetőséget [95]. Rugalmas kialakítás elképzelhető fluidikai csatornák kialakításával is [92]. A fegyverzeteket Galistan (gallium–indium–ón ötvözet) folyékony fémötvözetekkel töltött fluidikai csatornák 5x5–ös mátrixa képezi, melyeket négy réteg PDMS bevonatba ágyaztak. A dielektrikum – a PDMS és az abban kialakított csatornáknak köszönhetően – levegő. A flexibilis erőmérők jellemzően nem háromdimenziósak, hanem az egydimenziós elemekből kialakított mátrixok, melyek akár tapintásérzékelőként, akár mesterséges bőrként működhetnek.

A nem flexibilis változatok között igen elterjedt a kompozit kialakítás. Ebben az esetben a membránt is tartalmazó rész szilíciumból, MEMS technológiával készül, míg a másik fegyverzetet tartalmazó – esetleg jelelvezetést, mechanikai merevítést biztosító – rész LTCC (low temperature co–fired ceramic – üveg–kerámia) [96] vagy LSI (large–scale integrated circuit – nagymértékben integrált áramkör) [97] technológiával valósul meg. Az alsó és felső részt általában arany felületek termokompressziós vagy ultrahangos kötésével rögzítik egymáshoz.

A nagy membrándeformációt, ezáltal nagy érzékenységet biztosító dielektrikum a merev változatoknál is általában légrés [98], [97] vagy egy nagy dielektromos állandóval rendelkező kerámia és légrés kombinációja. A légrés kialakítása a MEMS technológiában nem egyszerű feladat, általában segédréteg beiktatásával történik. A segédréteg elmarása azonban hagyományos nedves kémiai eljárásokkal nem megoldható, mert a membrán vagy rezgőnyelv a felületi feszültségek miatt letapad. A megoldást szublimáló anyagok alkalmazása jelenti, melyek megfelelő berendezésben a membrán letapadása nélkül eltávolíthatók.

Érdemes megemlíteni a kapacitív szenzorok harmadik típusát is, a koplanáris kialakításúakat [99]. Ennek az elrendezésnek a nehézsége, hogy a kapacitások számítása, így tervezése bonyolult feladat. Létezik ugyan közelítő képlet a terheletlen kapacitás meghatározására [100], mellyel a szerzők is számoltak, de az nem megbízható. A közelítő képlet alapját képező számításokat a szerzők által megadott paraméterekkel újra elvégeztem, melynek során egy nagyságrenddel kisebb kapacitásértékekre jutottam.

A kapacitív érzékelők legfontosabb képviselőit az 5. táblázatban foglaltam össze.

Hivatkozás Méret		Érzékenység	Jellemzők
[92]	30 mm x 30 mm	~3 mV/N	Mikrofluidikai csatornákkal
[94]	20 mm x 20 mm	0,5–1 fF/N	Poliimid dielektrikum
[99]	10 mm x 10 mm x 12 mm	~3,6 fF/N	Koplanáris kapacitás
[93]	2,3 mm x 2,3 mm	12 %/N	PDMS dielektrikum, flexibilis
[95]	5 mm x 5 mm x 1,06 mm (érzékelő terület)	8,5 fF/N	c–PDMS, PDMS
[97]	2,8 mm x 2,8 mm	0,74 counts/mN ¹	Síkkondenzátoros, légréses kialakítás
[101]	1 mm x 1 mm x 0,06 mm	2,5 pF/N	Síkkondenzátoros, légréses kialakítás
[102]	9 mm x 9 mm x 1 mm	16 pF/N	Síkkondenzátoros, légréses kialakítás

5. táblázat: kapacitív erőmérők

4.1.4 Egyéb erőmérő szerkezetek

Ebbe a fejezetbe két olyan csoportot is besoroltam, melyekben kellően nagyszámú eszközt lehet az irodalomban fellelni ahhoz, hogy akár külön fejezetet is érdemeljenek. Arra, hogy mindkét csoport végül ebbe a kategóriába került, két indokom is volt. Egyrészt ezek integrálhatók a legnehezebben a MEMS technológiába, másrészt – talán pont az előbbi miatt – ezek állnak legmesszebb kutatási területemtől.

Az egyik ilyen csoport a mágneses erőmérők csoportja. A mágneses szenzorok kialakítására jellemző, hogy tartalmaznak – jellemzően valamely elasztomerbe ágyazott – állandó mágnest és Hall–szenzort. Kiviteltől és az érzékelhető erőkomponensek számától (a szenzor dimenziószámától) függően megkülönböztetünk: elasztomerben külső erő hatására elmozduló egy mágneses, egy Hall–szenzoros változatot [103], egy mágneses és egy háromdimenziós Hall–szenzorból álló kialakítást [104] és 4db mágnes – Hall–szenzor párt tartalmazó háromdimenziós erőmérőt [105]. Természetesen ebben a kategóriában is találunk a szokásostól eltérő felépítést, melyben a Hall–szenzor helyett induktív tekercselést alkalmaztak. Az közismert, hogy induktivitás kialakítása a CMOS technológiában nehézkes, de vannak rá próbálkozások [106]. Sőt, egy taiwani félvezető gyár több – tekercselés kialakítására vonatkozó – eljárást le is szabadalmaztatott. Egy ilyen eljárás, a TSMC 0,35 µm 2P4M (Taiwan

¹ A kapacitást átkódolták $N = \frac{1}{2(lnV_{TH} - lnV_{Tl})CR}t$ képlet szerint, ahol [N]=count. További részletek a hivatkozásban.

Semiconductor Manufacturing Company 2–poly–silicon–4–metal) standard technológia alkalmazásával erőmérőt is állítottak elő [107]. Az elnevezés arra utal, hogy 350 nm csíkszélességű vertikális tekercselést állítottak elő két poliszilícium és négy fém réteg egymás utáni leválasztásával és megmunkálásával.

A másik nagyszámú csoport az optikai szenzorok csoportja. Ez a szenzorcsoport azért is vált népszerűvé az elmúlt időszakban, mert kevésbé érzékeny a működési környezetre, mint az eddigi elven működő erőmérő szenzorok. Ebből a szempontból az egyik legfontosabb tulajdonságuk, hogy a mágneses térre érzéketlenek, így például remekül használhatóak az orvostudományban egy MRI (magnetic resonance imaging – mágneses rezonancia képalkotás) vizsgálattal párhuzamosan is. Az optikai erőmérők egyik alaptípusát alkotják az intenzitásmérésen alapuló eszközök. Ezek legegyszerűbb kialakítása egy LED (light emitting diode - fényt kibocsátó dióda) vagy félvezető lézer fényforrás, egy reflektáló réteg és 4 db fotodióda a három dimenziós működéshez [108]. Három ilyen szenzort egymásra merőlegesen elhelyezve pedig hat dimenziós erő- és nyomatékszenzort kapunk [109]. Másik egyszerű kivitel LED és fotodióda párok elrendezése az adott alkalmazásnak – például tapintásérzékelő szenzornak – megfelelő méretű tömbben [110]. De találunk példát 4 db emitter–detektor párból álló háromdimenziós erőmérő szenzorra is, mely PCMEMS (printed-circuit MEMS) technológiával készült [111]. A technológia lényege, hogy a tervezés során a szenzor végső geometriáját rétegekre szedik. Az egyes rétegek struktúráját hagyományos MEMS technológiával szilíciumon hordozón alakítják ki. Az elkészült rétegeket rugalmas polimerrel jellemzően poliimiddel – laminálják. Ezt követően a megfelelően elhelyezett flexibilis anyagok, mint csuklók mentén a struktúra egyszerűen összehajtogatható [112].

Egy másik optikai erőmérő típus az FBG (fibre Bragg grating – száloptikai Bragg–rács), mely az optikai szálban elhelyezett periodikusan váltakozó törésmutatójú szeletek sorozata [113]. A működés lényege, hogy a szál elhajlása vagy hosszváltozása a rácsállandók, törésmutatók változását okozza, mely hullámhossz eltolódást eredményez. Az eltolódás pedig arányos a mechanikai deformációval.

Az optikai és mágneses szenzorokon kívül olyan egyéb érdekes megoldások is születtek, mint a polimer kompozit erőmérő. Két fém elektróda közé Linqstat kompozit anyagot helyeztek, mely nemvezető polietilénből és az abba ágyazott vezető szén részecskékből áll. Terhelés növekedésével egyre több részecske kerül vezetőkontaktusba egymással és a vezető elektródákkal, így a rendszer kontaktusellenállása az erővel arányosan csökken [114]. Erőmérő kialakítható továbbá elektrokémiai MEMS eszközből is. Parilén C alapú mikrofluidikai csatornát osztottak 7 szegmensre 8 platina elektródával. Az egyes szegmensekben található elektrolit elektrokémiai impedanciája a külső terhelő erő deformáló hatásának következtében megváltozik. Az impedancia változás természetesen arányos a terhelőerővel [115]. Érdekes elgondolás, hogy a jelátalakítás nem közvetlenül abban az eszközben történik, amelyet az erőhatás ér. A működés elve, hogy egy szilícium–PDMS hibrid szerkezet az erő hatására deformálódik, melyet egy kamerarendszeren keresztül monitoroznak, majd az elmozdulásból/deformációból képelemzéssel határozzák meg a terhelő erőt [116]. Ennek a rendszernek is előnye az optikai szenzorokhoz hasonlóan, hogy MRI vizsgálattal párhuzamosan is használható.

Ebbe a fejezetbe – és az egyéb erőmérőket összefoglaló *6. táblázatba* – soroltam azokat az erőmérő szenzorokat is, melyek ellenállása ugyan külső erő hatására változik, de annak alapja a geometria megváltozása és nem a piezorezisztív effektus, ahogy azt egy korábbi fejezetben leírtam. A mikroméretű eszközök esetén alkalmazható nyúlásmérő bélyegek tipikus anyaga a nikkel–króm ötvözet [14], [117]. A vezető polimerek megjelenésével a nyúlásmérő bélyegek területén is megvalósítható vált a rugalmas szenzorok fejlesztése [118]. PEDOT:PSS (poly(3,4– ethylenedioxythiophene) polystyrene sulfonate) vezető polimer felhasználásával például katéterfejbe ágyazható háromdimenziós erőmérő szenzort is fejlesztettek egészen kis méretben [119].

Az eddigi fejezetekben megtalálható szenzorokétól eltérő működési elveken alapuló erőmérőket a 6. *táblázatban* foglaltam össze.

Hivatkozás Méret		Érzékenység	Jellemzők
[15]	Ø2,6 mm x 6 mm	5,96 mV/N/V	Ti ötvözet hordozó, nyúlásmérő bélyeg
[14]	0,09 mm x 0,09 mm kivezetések nélkül	3,973 mV/mN/V	NiCr piezoelemek, hidas kialakítás
[117]	1,2 mm x 0,5 mm x 0,3 mm kivez. nélkül (becsült)	0,53 V/N/V	NiCr piezoelemek, Si hordozó, MEMS technológia
[119]	~5 mm x 5 mm x 5 mm	0,12 V/N/V	PDMS+PEDOT:PSS
[107]	1,7 mm x 1,7 mm	1,1 mV/N/V; 19,5 nH/N	Induktív szenzor állandó mágnessel, TSMC technológia
[105]	Ø15 mm x 3,5 mm	~5 Gauss/N	Mágneses erőmérő, Hall- szenzorok és mágnesek
[104]	30 mm x 30 mm x ~10 mm	83 Gauss/N	Mágneses erőmérő, Hall– szenzor és állandómágnes
[111]	Ø10 mm x 3,5 mm	~1 µA/N	Optikai erőmérő, emitter– detektor párok

[108]	6 mm x 6 mm x 8 mm	0,204/N	Optikai szenzor, VCSEL és fotodiódák
[120]	6 mm x 6 mm x ~2 mm	-14 nm/N	Optikai szenzor, FBG
[121]	180 μm membrán átmérő	1,8 fF/mN 4,5 mV/N/V	Kapacitív a kis erőkhöz, piezorezisztív a nagyokhoz, TSMC technológia

6. táblázat: Egyéb erőmérő szerkezetek

4.2 Nanoerőmérők

Nanoméretes tartományban az erőmérők még korántsem alkalmazás közeliek. Az irodalomban megjelent szenzorok többsége tejes méretét tekintve inkább a milliméteres tartományba esik. Besorolásom alapja is a jelátalakításhoz alkalmazott struktúrák mérete és nem a végső eszköz kiterjedése volt.

Az egyik gyakran alkalmazott nanostruktúra a nanoszál. Ez lehet piezorezisztív elven működő szilícium nanoszál [122] vagy piezoelektromos ZnO nanoszál [123]. Előbbi értelemszerűen szerves része lehet a MEMS technológiának, és a hivatkozásban található eszköz is nagyban hasonlít egy perforált membrános mikroerőmérőhöz azzal, hogy az ellenálláselemek p–típusú szilícium helyett plazmamarással kialakított nanoszál mátrixok. Utóbbi esetben pedig egy flexibilis erőmérőt valósítottak meg PDMS bevonatba ágyazott AZO (aluminium–zink–oxide – alumínium–cink–oxid) magrétegre növesztett ZnO nanoszálakkal, mely hajlításra, csavarásra és nyomásra is generál válaszjelet.

Egy másik lehetséges struktúra a nanomembrán [124]. A 200 nm–es szilícium membránt SOI szeleten alakították ki, bór implantálással létrehozott piezoelemekkel. Ezt követően transzfernyomtatással a membrán struktúrát PDMS köztes hordozó segítségével átemelték poliimid hordozóra, majd a teljes szenzort bevonták poliimiddel. Az így készített szenzorokból 7x7–es struktúrát hoztak létre, mely tapintásérzékelőként funkcionálhat.

További fontos nanostruktúra a szén nanocső (CNT – carbon nanotube). Felhasználása erőmérő szenzorokban oly módon képzelhető el, hogy 3D nyomtatással elektromosan szigetelő termoplasztikus poliuretánból elkészítik a szenzor végső geometriáját, majd a megfelelő helyeken diszpergálással bejutatott CNT–vel vezetővé és piezorezisztívvé teszik [125]. CNT alapú rugalmas nyúlásmérő bélyegek MWCNT (multi–walled CNT – többfalú szén nanocső) alapú nyomdafestékből is készíthetők a már említett transzfernyomtatással polietilén–tereftalát filmre nyomtatva, majd PDMS–re áthelyezve [126].

Végül mindenképpen említésre méltó egy 50 nm vastagságú AZO vékonyfilmből készített tranzisztor, SU8 (epoxi alapú negatív fotoreziszt) dielektrikummal. Az eszköz működésének alapja, hogy piezorezisztív hatás miatt, amit az AZO piezoelektromos tulajdonsága jelentősen felerősít, a kimeneti– és transzferkarakterisztikák megváltoznak, a csatornaáram a terhelőerővel arányosan megnő [127].

4.3 Erővisszacsatolás a sebészrobotikában

A sebészet fejlődésében 21. századi léptékkel is hatalmas ugrásnak mondható a laparoszkópos beavatkozások elterjedése. Természetesen hasonlóan fontos lépés volt az altatás, vagy épp a fertőtlenítés alkalmazása is, hiszen igazi sebészetről csak ezek elterjedését követően beszélhetünk. Az 1910-ben elvégzett első laparoszkópos beavatkozás azonban a sebészet forradalmának is tekinthető [128]. Ettől az időponttól kezdve a műtétek egy része elvégezhetővé vált az úgynevezett minimál-invazív eljárással, melynek számos előnye van a korábbi hagyományos, nyitott műtétekkel szemben [129]. Ezek az előnyök a beteg vonatkozásában több szempontból is jelentősek [130]. A minimálisan invazív sebészet (MIS minimally invasive surgery) kisebb műtéti sebet eredményez, mely egyrészt kisebb műtét utáni fájdalommal jár, másrészt csökkenti a fertőzésveszélyt, a felépülési időt, ennek megfelelően a körházban töltött napok számát is. A laparoszkópos beavatkozás után fennmaradó kis felületi hegek esztétikai szempontból lényegesen előnyösebbek, mint egy nyitott műtét utáni vágás nyoma. Természetesen az előnyök nem csak a beteg oldaláról jelentősek. A rövidebb kórházi ápolás, a rövidebb felépülési idő jelentősen csökkenti egy-egy beavatkozás költségeit, mely társadalmi szintű előnynek tekinthető, hiszen kevésbé terheli az egészségbiztosítási alapot. Ugyanakkor a laparoszkópos műtétek – főleg a sebész számára triviális – hátrányairól sem szabad megfeledkezni. A beavatkozást végző orvos elveszti egyik legfontosabb érzékét, a tapintását. A tapintás pedig rendkívül fontos egy szerv vagy egy szövet állapotának felmérésében, a rendellenességek feltárásában. További problémát jelent, hogy az eszközök mozgása ellentétes a műtéti üregen belül, mint ahogy azokat az orvos a testen kívül mozgatja. Ezt pedig a tanulási folyamatot jelentősen megnyújtja, és még a gyakorlott orvosoknak is kihívást jelent. Fentiekhez társul az eszközök - ergonómiai szempontból - előnytelen kialakítása, a csukló hiánya, ami rendellenes testtartás mellett várja el az orvostól, hogy megfelelően végezze el – az akár hosszabb ideig is elhúzódó – műtétet. A harmadik nagy hátrány, a térlátás elvesztése viszont - ami miatt a laparoszkópos beavatkozásokat kezdetben
csak diagnosztikai célokra lehetett alkalmazni – az endoszkópok és 3 dimenziós képalkotás fejlődésével mára talán már megoldódott.

Újabb jelentős mérföldkő volt a MIS területén a sebészeti robotok megjelenése. Az első sebészrobot által asszisztált műtétet ugyan már 1985-ben elvégezték [131][132], mégsem jelentette a laparoszkópiás műtétek hátrányainak teljes leküzdését. A mai értelemben vett robot-asszisztált műtétek (RAMIS - robotic assisted minimally invasive surgery) - melyek az 1990-es évek közepén jelentek meg és a 2000-es évektől terjedtek el világszerte – egyik nagy előnye ugyanis, hogy visszaadta a sebésznek a csuklót. A laparoszkópon elhelyezett csuklók az eszközök – csipeszek, szikék, tűk – finomabb mozgatását tették lehetővé. A robot továbbá virtuálisan visszaállította a műtéti üregen belüli és kívüli mozgások irányának párhuzamosítását is, lerövidítve az orvosok tanulási idejét. Az orvos egy távoli – leggyakrabban a műtőben a robottal egy légtérben elhelyezett - konzolról irányítja a beavatkozást végző robotkarokat, melyeket egy valós idejű 3D kamerakép segítségével joystick jellegű karokkal mozgat a valós mozgatási irányoknak megfelelően. Mindemellett a már ismert – a kisebb beavatkozással járó – előnyöket tovább fokozta a műtétek robot általi támogatása a nagyobb precizitásnak köszönhetően [133][134]. A rendszer képes kiszűrni az orvos kézremegéseit, és az eszközök pontosabb pozicionálását is lehetővé teszi a kontroller és a laparoszkóp valós mozgásai közötti arányok beállításának lehetősége.

Amit azonban a mai napig nem sikerült kielégítő módon megoldani, az a sebész tapintásának visszaadása. A feladat – melyeken több kutatócsoport is párhuzamosan dolgozik – kettős: egyrészt szükséges egy szenzor vagy szenzor csoport, mely összegyűjti az információkat a szervek, szövetek felületéről, állagáról, másrészt pedig egy jeltovábbító–jelátalakító rendszer, mely az összegyűjtött információkat továbbítja az irányító felé és valamely módon azt a sebész számára is értelmezhető formába transzformálja.

4.3.1 Orvostársadalom és tapintásérzékelés

Felmerül a kérdés, hogy az orvostársadalom részéről tapintásérzékelésre van–e egyáltalán igény. A sebészrobot asszisztált – erő–visszacsatolás nélküli – műtétek az elmúlt 20–25 évben széles körben alkalmazott eljárások, így szinte rutin eljárásnak számítanak. És valóban, egy felmérés szerint a sebész robot által asszisztált műtétekben már számottevő tapasztalattal rendelkező orvosok nem igénylik az erő–visszacsatolást [135]. Aki számos hasonló műtétet levezényelt már, megtanul érezni a szemével. A 3D képfeldolgozó és megjelenítő eszközök segítségével felismeri a korlátokat, határokat külső segítség nélkül is. Természetesen az ezen a

téren "kezdő" sebészek hasznosnak és fontosnak érzik a visszacsatolást. A visszacsatolás létjogosultsága azonban egyértelmű. Egy tanulmányban megvizsgálták, mekkora pontossággal képesek az orvosok az eltérő keménységű szöveteket megkülönböztetni, ha kizárólag a látásukra – 3D kamera képre – hagyatkoznak [136]. Az eredmények alapján átlagosan 15%– ban határozták meg jól az adott szövet keménységét. Ha a vizuális visszacsatolást kiegészítették erő-visszacsatolással is ez eredmény 96%-ra javult. Egy másik tanulmány is alátámasztja, hogy a legnagyobb kihívás az orvosok számára a szövetek állagának, tömörségének a meghatározása [137]. Ezért is gondolja a legtöbb szakember fontosnak az erővisszacsatolást. Természetesen fontosnak tartják azt is, hogy érezzék, mekkora erőt fejtenek ki az adott szervre. Harmadik helyen pedig az ergonómiai szempontok végeztek. Nevezetesen az orvos kezére ható erők csökkentését nevezték meg, mint kiaknázható előnyét az erő-visszacsatolásnak. Vizsgálták azt is, ki milyen típusú visszacsatolást részesít előnyben [138][139]. A diszkrét – egy beállított erőlimit elérésekor jelentkező – hangjelzéshez képest a vizuális és haptikus visszacsatolás lényegesen hasznosabb lehet, mivel folyamatos, valós idejű információt szolgáltat a műtét során. Nyilvánvaló, hogy ezek a rendszerek számtalan kihívás elé állítják a kutatókat [140]. A kis hibák és jelkésleltetések az ilyen szabályozó rendszerekben kontrollálhatatlan oszcillációt, instabilitást eredményezhetnek, melyek a sebészetben megengedhetetlenek. A műtéti környezet pedig számos igényt támaszt az amúgy már kereskedelmi forgalomban is beszerezhető, hatékonyan működő erőmérőkkel szemben. Kihívást jelentenek az igen kicsiny – a szenzorok beültetésére rendelkezésre álló - terek, a méretbeli, geometriai korlátok, nem beszélve a szigorú előírásokról, az elektromos- és biokompatibilitás, vagy a sterilizálhatóság tekintetében.

4.3.2 Az erőmérés lehetőségei

A kihívások és nehézségek ellenére számos megoldás látott napvilágot az elmúlt években mind az erőmérés, mind pedig a visszacsatolás tekintetében. Az egyik legkézenfekvőbb megoldásnak az tűnik, ha a robotkarokat mozgató DC motorok által felvett áramban rejlő erőinformációkat használjuk fel a karokat terhelő erő, illetve nyomaték meghatározására [141]. Ennek a módszernek meg van az az előnye is, hogy nem szükséges külön érzékelő, elkerülve ezzel a fent említett beépítési korlátokat. Ugyanakkor a figyelembe kell venni, hogy az áramból becsült erőjelekben is megjelennek a motorokra jellemző dinamikus hatások által okozott jelenségek (pl. túllövések), másrészt a becsült és mért értékek között az eltérés átlagosan 250 mN körülinek adódott, ami meglehetősen sok, figyelembe véve, hogy például egy katéter ablációs beavatkozásnál alkalmazott nyomóerő 300 mN körüli.

Találhatunk olyan példát is az irodalomban, mikor egyszerűen a kereskedelmi forgalomban kapható erőmérő eszközöket helyeznek el a sebészrobot csipeszére [142]. Ezek a próbálkozások persze sokkal inkább egy műtét során fellépő erőhatások feltérképezését szolgálják, mintsem a valós idejű erő–visszacsatolás alapját képezik, hiszen ezekben az esetekben a fertőtlenítés, sterilizálás egészen biztosan nem oldható meg.

A kutatók próbálkoztak erőmérő cella vagy nyúlásmérő bélyeg laparoszkóp fejébe történő beépítésével [143][144], illetve laparoszkóp vezetőhüvelyére ragasztott, félhidakba rendezett nyúlásmérő bélyegek elhelyezésével is [145]. A nyúlásmérő bélyegeknél lényegesen nagyobb érzékenységűek a szilícium alapú erőmérő szenzorok, ahogy ezt egy korábbi fejezetben bemutattam. Ezért mi is ezek kutatásával, sebészrobot csipeszbe történő beültetésével foglalkozunk [146]. Az ezzel kapcsolatos eredményeinkről az *Intelligens laparoszkóp* fejezetben részletes is beszámolok.

Egy másik – a sebészrobotikában erőmérésre gyakran alkalmazott – megoldás a piezoelektromos hatás kiaknázása [147]. A módszer – korábban már ismertetett – nagy előnye, hogy az érzékeléshez nem szükséges külső tápforrás, és az eszközök válaszideje rendkívül gyors, ugyanakkor a jelfeldolgozás – különösen statikus erők mérése esetén – nehézkes.

Az optikai elven működő rendszerek nagy előnye, mint tudjuk az MRI kompatibilitás. A szenzorok kialakíthatók a csipesz belsejében [148] vagy beépíthetők a laparoszkóp/katéter szárába [149], ahol a terhelőerővel arányos fény intenzitás változás detektálható. Egy másik megoldás a laparoszkóp tövében elhelyezett rendszer. Ebben az esetben a fényt egy optikai résen átvezetve és egy osztott fotodiódával detektálva a dióda egyes szegmenseinek fotoarám változása lesz arányos az elhajlás mértékével, tehát közvetve a laparoszkóp végén ható erővel [150].

Szintén a sebészrobotikában felhasználható eredményeket értek el magnetoreológiai folyadékok alkalmazásával [151]. A vas–karbonil részecskéket tartalmazó szilikon olaj rendszer viszkozitása mágneses térrel változtatható, így a laparoszkópra ható taszító erő hangolható. A módszerrel olyan tesztminták állíthatók elő, melyek keménysége és dinamikája hasonló a természetes szövetekéhez.

Monitorozni természetesen nem csak erőt lehet. Számos példát találunk a sebész robotikában, mikor a vizsgált mennyiség a gyorsulás [152]. A gyorsulásszenzorok jelei alapján is elkülöníthetők egymástól olyan események, mint a szövet elérése, varrótű megfogása, elengedése, eszközök ütközése.

39

4.3.3 Erő–visszacsatolás

Az előző fejezetben ismertetett módszerek akármelyikével is térképezzük fel a szövetek, szervek morfológiáját, keménységét, végső soron az információkat egyszerű villamos jelek formájában továbbítjuk. A következő nagy feladat tehát, hogy a villamos jelekből így vagy úgy próbáljuk meg legalább részben pótolni az orvos elvesztett tapintásérzetét. Párhuzamosan a mérési módszerek kutatásával erre is számtalan megoldás született az elmúlt években.

Gyakran alkalmazott megoldás a pneumatikus beavatkozó [153][142]. Egy felfújható léggömb nyomását változtatják szolenoid szelepen keresztül a mért erő függvényében. A félgömb alakú szilikon léggömböket a kontrolleren helyezik el úgy, hogy az az irányító orvos újbegyeit stimulálja. Jellemzően diszkrét nyomásértékeket állítanak be úgy, hogy az első nyomásszint megfeleljen annak a minimális erőnek, amivel a szövetet annak megfogásához szorítani kell.

Egy másik módszer az úgynevezett VCM (voice–coil–motor) motorok használata [139][152]. Az igen egyszerű kivitelű – egy tekercsből és egy mozgó állandó mágnesből álló – lineáris motorokkal a laparoszkóp rezgései csatolhatók vissza az orvos kezére. A rezgések tulajdonságaiból pedig a sebész következtetni tud a műtét során bekövetkező – vizuálisan nem azonosítható – eseményekre.

Végül – a lengyel kollégákkal közös projektünkben is alkalmazott módszer – a kefe nélküli egyenáramú nyomatékmotorok (BLDC motor – brushless direct current motor) használata [154]. A 3D erőmérő jeleit az orvos oldali haptikus vezérlő interfészen elhelyezett 3db BLDC motorra csatolják vissza, reprodukálva ezzel az erőmérőre ható erőt, mint vektormennyiséget. A rendszerről részletesebben információt talál az Olvasó az *Intelligens laparoszkóp* fejezetben.

4.4 Autógumi deformációjának mérése

Az autógumiban rejlő információk egy jármű pillanatnyi állapotáról sok hazai és nemzetközi kutatót és ipari szereplőt foglalkoztat, így számtalan próbálkozás – sőt szabadalom (ez utóbbiban egy gumigyár, a Pirelli a vezető) – született már az információk kinyerésére.

Az egyik legalapvetőbb információ a guminyomás, melynek mérése az újonnan forgalomba kerülő gépjárműveknél már kötelező. A guminyomás mérésére alapvetően két módszer terjedt el. Az egyik a guminyomás direkt mérése nyomásmérő szenzorral, melyet a szelepben helyeznek el. A másik módszer a kerékfordulatszámból – mely információ amúgy is rendelkezésre áll, hiszen ez képezi a blokkolásgátló működésének alapját – kalkulálja a guminyomást. Természetesen guminyomás mérésre is születtek a fentiektől eltérő megoldások.

Egy ilyen megoldásra példa a futófelületre szerelt gyorsulásérzékelő vagy pozíció szenzor [155], [156].

Gumiterhelésre vonatkozó információt nyerhetünk ki polimer alapú vagy polimer–fém, esetleg polimer–szén kompozit nyúlásmérő bélyegek gumiabroncs oldalfalába történő beágyazásával [157]. Persze ezekkel a megoldásokkal a gumi deformációjáról, útburkolat–gumi között fellépő súrlódási erőről nem tájékozódhatunk.

Nyilvánvalóan háromdimenziós megoldások is születtek, például három gyorsulásérzékelő felhasználásával, melyek vagy a szelepházba vagy a felni peremére kerülnek elhelyezésre [158]. A cél a rezgések megváltozásából következtetni a gumi futófelületének állapotára.

A futófelület és útburkolat között fellépő erők mérésére is találhatunk példát. A futófelületre szerelt piezoelektromos gyorsulásérzékelő, akusztikus szenzor vagy optikai szenzor segítségével lehet végső soron a gumideformációra következtetni [159]. Szintén gumideformációról ad információt, ha az abroncs oldalfalában elhelyezünk 3db, egymással 45°–os szöget bezáró fém nyúlásmérő bélyeget [160]. Piezoelektromos rezgőnyelvvel és csúszkás mechanizmussal kialakított szenzorral is mérhető egy abroncs oldalfalának laterális deformációja, bár ezt a megoldást egyelőre csak laborkörülmények között vizsgáltak [161].

Összességében talán elmondható, hogy – bár kísérletek vannak – átütő megoldás még nem született a gumi futófelülete és az útburkolat között fellépő erők meghatározására vagy akár becslésére. Egy általunk fejlesztett megoldásról talál részleteket az Olvasó az *Autógumi deformáció szenzor fejezetben*.

SAJÁT EREDMÉNYEK

5 SZILÍCIUM ALAPÚ PIEZOREZISZTÍV SZENZOROK KARAKTERIZÁLÁSA (1–2 TÉZIS)

Kutatásaim során egyik legfontosabb motivációm az Intézet munkatársai által tervezett 3D erőmérő szenzorok karakterizálása, azaz, hogy elsőként igazoljam kísérletileg egy piezorezisztív erőmérő irányfüggő működését, illetve megvizsgáljam a geometria hatását a szenzorok érzékenységére.

5.1 Az erőmérő szenzorok felépítése

Az erőmérő szenzorok hagyományos MEMS technológiával készültek (100) n–típusú SOI kiinduló szeletre. Az első generációs szenzoroknál alkalmazott 50 μ m–es (50 μ m \pm 0,5 μ m) eszközréteg vastagságú SOI szelet célja, hogy az erőmérők membránvastagsága a teljes szeleten homogénen 50 μ m legyen. A SOI szeletek ugyanis Si–SiO₂–Si szendvicsszerkezetek, melyek egy vastagabb (az általunk használt szeletek esetén 475 μ m \pm 15 μ m) hordozórétegből, egy vékony (a mi esetünkben 1 μ m) eltemetett oxidból (BOX, buried oxide) és a – vastagságra nézve – nagypontosságú eszközrétegből állnak. Az eltemetett oxidréteg pedig a MEMS technológiában felhasználható, mint marásmegállító réteg. A DRIE marás tudniillik – mellyel a függőleges marásprofilokat alakítottuk ki – SiO₂:Si marásra 1:100 szelektivitást mutat (1 μ m megfelelő minőségű szilícium–dioxid, mint maszkoló réteg átlagosan 100 μ m szilícium elmarásához elegendő), így a teljes szeleten biztosítható az eszközréteg vastagságával azonos membránvastagság.

A kiinduló szelet (100) kristálytani orientáltságú, n–típusú, hiszen ebben lehet a környezetétől p–n átmenetekkel elektromosan elszigetelt, hossztengelyükben [110] és az arra merőleges $[\bar{1}10]$ irányú, p–típusú piezoellenállásokat kialakítani, melyek piezorezisztív tulajdonságai a legjobbak, ahogy ezt a korábbi fejezetekben részletesen kifejtettem. Az ellenállásokat bór adalékkal, ion–implantációval, majd behajtó és aktiváló hőkezeléssel hoztuk létre. Az aktív és referencia ellenállásokon kívül egy – az előzőekével azonos geometriájú – hőmérő ellenállás is kialakításra került, melynek segítségével szükség esetén megvalósítható akár egy aktív hőmérsékletkompenzáció is.

Az elektromos elvezetések porlasztással leválasztott AlSi vezetékek. A membrán és az erőközvetítő elem – a fent leírtak szerint – DRIE marással, úgynevezett Bosch–módszerrel készült, mely maró és passziváló lépések váltogatásával biztosítja a függőleges marási profilt.

Szintén DRIE marással vékonyítottuk el a szilícium hordozó réteget úgy, hogy az erőközvetítő elem – a jobb működés érdekében – "kilógjon" a szenzor síkjából.

Az elkészült szilícium szelet a tokozás első lépéseként még szeletszinten úgynevezett anódos kötéssel rögzítésre kerül egy – szintén többlépésben megmunkált – üveghordozóra. Az üveghordozó egyrészt merevebbé teszi az elvékonyított szenzort, másrészt a kialakított üreg által biztosítja a membrán szabad lehajlását. Harmadrészt a szeletkötés az eszközrétegen kialakított alumínium vezetékeket az erőközvetítő elem oldaláról elérhetővé teszi, biztosítva ezáltal a szenzor PCB–re (printed–circuit–board – nyomatott áramköri lap) vagy tesztállványra történő kikötését. Az elkészült szenzor a *13. ábrán* látható.



13. ábra: a 3D erőmérő szenzor előoldali (a) és hátoldali (b) felépítése,

Az első SOI szeletre tervezett szenzorok laterális befoglaló mérete 4mm x 4mm, a kialakított membrán átmérője 940 μ m, az erőközvetítő elem átmérője pedig 250 μ m. A szenzor üveg nélküli magassága a kiinduló szelet vastagságához igazodóan ~520 μ m, üveggel együtt megközelítőleg 1mm. Két kialakítás készült, a *14.a ábrán* látható perforáció nélküli (a továbbiakban telemembrános kivitel) és a *14.b ábrán* látható perforált membrános kialakítás.



44



14. *ábra telemembrános (a) és perforált membrános kivitel (b)*

A perforált membrános kialakítás célja az azonos befoglaló méretek mellett elérhető nagyobb érzékenység, mely az azonos terhelőerő hatására bekövetkező nagyobb deformáció és így nagyobb mechanikai feszültség eredménye (lásd (11) egyenlet).

5.1.1 Az erőmérő szenzorok működése

Az erőmérő szenzor működése a 15. *ábra* segítségével mutatható be. Az erőközvetítő elem külső erő hatására elhajlik, mely a membrán deformációját idézi elő. A membránnal együtt a membrán körül kialakított aktív piezorezisztív ellenállások is deformálódnak, így fent leírtak miatt ellenállásuk megváltozik. Az aktív piezoelemeket a nem deformálódó részben kialakított referencia ellenállásokkal feszültségosztóba kötve és V₀ feszültséggel meghajtva pedig az egyes piezoellenállások ellenállásváltozása egyszerű feszültségváltozásokként mérhetők. Az ábra alapján az könnyen elképzelhető – később mérésekkel is alátámasztom –, hogy a négy feszültségosztón mért feszültségváltozás nem csak a terhelőerő nagyságának, de irányának is függvénye lesz, azaz a négy hídfeszültség az erő irányának függvényében eltérő lesz.



15. ábra: a szenzor működése és az eszközoldalon kialakított áramkör sematikus rajza

A négy hídfeszültségből – α_{ln} normál és α_{ls} nyíró irányú lineáris együtthatók ismeretében – pedig az alábbi egyenletrendszerrel meghatározható az erővektor három komponense:

$$F_{x} = \frac{4}{\alpha_{ls}\pi_{44}} \left(\Delta V_{jobb} - \Delta V_{bal} \right) \tag{18}$$

$$F_{y} = \frac{4}{\alpha_{ls}\pi_{44}} \left(\Delta V_{fels\delta} - \Delta V_{als\delta} \right) \tag{19}$$

$$F_{z} = \frac{4}{\alpha_{ln}\pi_{44}} \left(\frac{\Delta V_{jobb} + \Delta V_{bal} + \Delta V_{fels\delta} + \Delta V_{als\delta}}{2} \right)$$
(20)

A lineáris együtthatók meghatározása, – melyek alapvetően a geometriától, kialakítástól függnek – valamely kalibrációs eljárással történhet.

5.2 3D irányfüggőség mérése

A szenzorok 3D irányfüggőségének vizsgálatához elengedhetetlen, hogy a terhelő erőt kontrolláltan – annak nagyságának és irányának ismeretében – alkalmazzam a tesztek során. Mindemellett fontos követelmény, hogy az erő támadáspontja is mindig a lehető legpontosabban ugyan arra a helyre essen, hiszen négy villamos jel áll rendelkezésünkre, melyekkel értelemszerűen csak az erővektor három komponensét tudjuk reprodukálni. A támadáspont koordinátájának meghatározásához még legalább kettő független villamos jelre lenne szükségünk. Ezzel a kérdéssel a későbbiekben – különösen a bevonatos szenzor karakterizálása során – még foglalkozok. Fenti követelmények kielégítése végett első lépésként megterveztem, majd megépítettem azt a mérőberendezést, mellyel a tesztméréseket elvégeztem.

5.3 A mérőberendezés

A mérőberendezés első verzióját egy kéttengelyes goniométer állványra építettem, ahogy az a *16.a ábrán* látható. Az állvány segítségével be tudtam állítani a vízszintes és függőleges szögeket, a 2 db mikroszkópkamera pedig lehetővé tette a szenzor megfelelő pozicionálását. Az erő nagyságát egy Andilog Centor Easy típusú erőmérő eszközzel kontrolláltam, mely erőt az Andilog végére erősített üvegtűvel terheltem a szenzor erőközvetítő elemére. Az üvegtű vége legömbölyített, átmérője 150 μm, mely megfelelő kialakítású és méretű volt ahhoz, hogy mindig közel azonos támadáspontot állíthassak be a mérések során.



16. ábra: mérőberendezés goniométerrel (a, b) és Thorlabs motorokkal (c)

A mérőberendezés ugyan megfelelően funkcionált, mégis a mérések során nehézségekbe ütköztem. A berendezés egyik legnagyobb hátránya, hogy a kézzel beállítható szögek (θ -val jelöltem a torony vízszintes szögelfordulását és β -val az Andilog függőleges szögelfordulását) és a karakterisztikus irányok jellemzésére használt szögek nem esnek egy koordinátarendszerbe, így az alábbi képletekkel kellett átszámolni azokat:

$$\alpha = \arctan(\sin\theta * \tan(90^\circ - \beta)) \tag{21}$$

$$\gamma = \arctan(\cos\theta * \tan(90^\circ - \beta)) \tag{22}$$

ahol γ az erővektor és a membrán síkja által bezárt szög, α pedig az erővektor membrán síkjára vett vetületének szögelfordulása. Ez különösen a szemléletes, ezért gyakran használt α =45° és $\gamma \neq 0$ karakterisztikus irányok esetén okozott gondot, hiszen ezekben az esetekben az állvány egész osztású szögmérőjén nem egész szögértéket kellett beállítani. A másik nagy hátránya, hogy bármely kalibrációs eljáráshoz nagyszámú, lehetőleg széles szögtartományban elvégzett mérésre volt szükség, mely a kézi – nem automatizálható – mérésekkel igen sok időt vett igénybe. A megoldást egy teljesen motorizált, így automatizálható mérőberendezés jelentette, melyet a Thorlabs (Newton, NJ, US) vállalattól rendelt alkatrészekből építettem. A mérőállomás a *16.c ábrán* látható. A berendezést úgy terveztem, hogy a γ szöget az Andilog elforgatásával, az α szöget pedig magának a mintának az elforgatásával állítottam, így egyrészt elkerülhető volt az átszámítás, másrészt a rotációs motor a pontos szögbeállítást is lehetővé tett. A berendezéssel természetesen a kalibrációs eljárásokhoz szükséges kellő számú mérés is gyorsan elvégezhető volt.

A tesztszenzorokat a mérésekhez egyszerhasználatos mintatartó állványokra kötöttük ki, melyek segítségével a minta a mérőberendezésbe rögzíthető volt. Egy mérésre előkészített tesztszenzort láthatunk a *17. ábrán.*



17. ábra: tesztszenzor a mintatartó állványon (a), az állvány lábkiosztása (b) és a szenzor tesztmérés közben (c)

A szenzor meghajtásához és a jelkiolvasáshoz a National Instruments adatgyűjtő kártyáit használtam (USB–6211, USB–6212 és USB X–series), melyeket az általam – LabView (National Instruments, Austin, TX, USA) fejlesztői környezetben – írt szoftverekkel vezéreltem.

5.3.1 Mérési eredmények

Méréseim során igyekeztem kiemelt figyelmet fordítani azokra az úgynevezett karakterisztikus irányokra – a támadó erővektor irányára –, melyek jelleggörbéiből szabad szemmel is jól látszik a háromdimenziós működés. A kiemelt fontosságú irányokat a *18. ábra* szemlélteti.



18. ábra: karakterisztikus irányok

A zöld nyíl a legegyszerűbb eset, mikor az erővektornak csak z–irányú – a membrán síkjára merőleges – komponense van. Könnyű belátni, hogy ebben az esetben a négy aktív piezorezisztív ellenállás deformációja azonos mértékű, azaz azonos nagyságú feszültségváltozás mérhető a feszültségosztókon, ahogy ezt a *19. ábrán* láthatjuk.



 ábra: 50μm membránvastagságú, telemembrános szenzor válaszjelei z–irányú terhelésre

A 18. ábrán piros nyíllal ábrázoltam azt a terhelési esetet, mikor az erővektor 90°–nál kisebb szöget zár be a membrán síkjával, és a vektor membrán síkjára vett vetülete két egymással szemben elhelyezkedő ellenálláspár hossztengelyére merőleges, míg a másik kettővel párhuzamos. Ekkor azokon a hidakon, melyekre a vetület merőleges, azonos feszültségváltozás mérhető. Fontos tudni, hogy a feszültségváltozás ezeken a hidakon kizárólag az erő z–irányú komponensének tudható be, az ellenállások kialakításuk miatt ugyanis a hossztengelyükre merőleges irányra gyakorlatilag érzéketlenek. A vetülettel párhuzamos ellenállásokon pedig a mért feszültségváltozás eltérő, azon a hídon nagyobb, melynek irányába a vektort szimbolizáló nyíl mutat, ahogy az jól látható a 20.a és b ábrákon. A szenzor 90°–os elforgatásával – a támadó erő irányának megváltoztatásával – a legnagyobb feszültségváltozás már nem a bal, hanem az alsó hídon mérhető.



20. *ábra:* γ=60°, α=90° eset (a), γ=60°, α=0° eset (b) és γ=45°, α=0° eset (c) 50µm membránvastagságú, telemembrános szenzor esetén

A 20.c ábrán pedig a 20.b ábrával azonos irányból, de laposabb szög alatt támadó erőre adott válaszjelek láthatók. Érdekes megfigyelni, hogy a nyíl hegye "mögött" elhelyezkedő ellenálláson a feszültségváltozás már pozitív előjelű, ami azt jelenti, hogy a membrán egy aszimmetrikus s–alakot vesz fel, azaz eltérő irányban hajlik ki a síkból, mint a többi ellenállás, ahogy azt a 21.a ábrán megfigyelhetjük.



21. ábra: a membrán aszimmetrikus s–alakú deformációja (a) és az erő z–komponensének "forgató" hatása (b)

Mérési tapasztalatokból – amit persze az elmélet is alátámaszt – kijelenthetem, ha egy ideális $\gamma=0$ és $\alpha = 0$ (vagy a teljesség kedvéért $\alpha = k90^{\circ}$, $k \in N^{0}$) szögből meg tudnám terhelni a szenzort, akkor az erőre merőleges hidakon a feszültségváltozás zérus lenne, míg a párhuzamos hidakon mért jelek azonos meredekségűek, de ellentétes előjelűek lennének. Tulajdonképpen nincs másról szó, mint a jelek – mint nyitott "olló" – a z–erőkomponens hatására és azzal arányosan az origó körül elforognak (*21.b ábra*).

Végül a harmadik látványos irányt kék nyíl jelzi a *18. ábrán.* Ekkor az erő membránra vett vetülete 45°–os szöget (vagy $\alpha = 45^{\circ}+k90^{\circ}$, $k\epsilon N^{0}$) zár be a függőleges tengellyel, azaz a hatásvonala egybeesik a szenzor valamely átlójával. Könnyen végig gondolható, hogy ekkor az ellenállás pár, amelyik irányba a nyíl mutat, nagyobb – de azonos mértékű (!) – deformációt szenved, mint a nyíl "mögötti" ellenálláspár. Ellenálláspáronként a görbék tehát átlapolnak. Itt is igaz az az elméleti megfontolás, hogy ha nem lenne z–komponens, akkor páronként azonos meredekségű, ellentétes előjelű jeleket mérnék. Az esetet a *22. ábra* szemlélteti (megjegyzendő, hogy a zöld és fekete jel feltehetően gyártási hiba, inhomogenitás miatt nem lapol át).



22. ábra: 50 μ m membránvastagságú, telemembrános szenzor válaszjelei a γ =45° és α =45° terhelési esetre

A 4 mm x 4 mm laterális méretű 50 μ m membránvastagságú telemembrános szenzor érzékenységének meghatározásához 10 különböző, de egy szeletről származó szenzor z–irányú terheléses méréseit végeztem el, melyekből átlagot és szórást számoltam. Az eredmény a 23. *ábrán* látható, mely alapján az érzékenység **8,3 mV/N/V**.



23. ábra: 50µm membránvastagságú, telemembrános szenzor átlagos válaszjele

A szórás mértékére magyarázatot adhat egyrészt a gyártástechnológia inhomogenitása (az ellenállásértékek is szórnak, 100 minta alapján a piezoelemek átlagos értéke 4,67 k $\Omega \pm 65 \Omega$), másrészt a mérés pontatlansága. Ez utóbbi – sok bizonytalansági tényező mellett – magában

foglalja egyrészt a korábban már tárgyalt támadáspont kérdését, másrészt a hőmérsék letkompenzáció hiányát, melyet a karakterizálás során nem tartottam feltétlen szükségesnek. Mint a későbbi fejezetekben látni fogjuk, az ellenállások feszültségosztóba szervezése már önmagában jelentős hőmérsékletkompenzációt jelent.

A teljesség kedvéért a szenzor hiszterézisét is megvizsgáltam, melynek eredménye a 24. ábrán látható. Mint várható volt, bevonat nélkül a hiszterézis minimális, elhanyagolható.



24. ábra: az 50µm membránvastagságú, telemembrános szenzor hiszterézis görbéje

Természetesen fenti karakterisztikus méréseket elvégeztem a perforált kialakítású szenzor esetében is. A fontosabb eredményeket, irányokat a 25. *ábrán* foglaltam össze. A szenzor irányfüggősége ebben az esetben is könnyen belátható. Az érzékenység azonban – ahogy azt vártuk is – lényegesen, majdnem egy nagyságrenddel nagyobb, mint telemembrános szenzor esetén, közelítőleg **57,5 mV/N/V**.



25. ábra: az 50μm membránvastagságú, perforált membrános szenzor válaszjelei a különböző terhelési esetekre (magyarázat a sematikus ábrákon)

A kimagaslóan – az érzékenység szempontjából – jó eredmények ellenére mégsem a perforált változattal dolgoztam tovább. A mérések során ugyanis kiderült, hogy a perforált változat igen törékeny. Ez megmutatkozott egyrészt abban, hogy 500 mN–nál nagyobb terhelőerőt nem viselt el a szenzor, de nem ez volt a fő probléma, hiszen túlterhelés ellen léteznek tokozási eljárások. A nagyobbik probléma, hogy kis terhelések esetén is hamar bekövetkezett a fáradásos törés (26. *ábra*). Ez a gyakorlatban 4–5 újra terhelést jelentett, ami lehetetlenné tette a szenzor alkalmazásokban való felhasználását.



26. *ábra: kereszthidak kagylós törése*

Az igen magas érzékenység miatt próbálkoztam egyéb kialakításokkal is (27. *ábra*), melyek célja, csökkenteni a hidak felfüggesztésénél kialakuló feszültséggyűjtő helyek számát. A lekerekített formák ellenére a szenzorok élettartama nem sokat nőtt. Véleményem szerint végső soron a DRIE marás során szenvednek a szenzorok olyan sérüléseket, melyek következtében feszültséggyűjtő helyek keletkeznek a hidak élein és felfüggesztésein. Mindemellett pedig a párhuzamosan fejlesztett alkalmazások a perforált változat újabb hibájára is rávilágítottak.



27. ábra: eltérő geometriájú perforált membránszerkezetek

A szenzorokat ugyanis alkalmazástól függetlenül rugalmas bevonattal kell ellátni, melynek legegyszerűbb módja, hogy a rugalmas bevonatot még térhálósodás előtt folyékony halmazállapotban visszük fel az erőmérő felületére. A folyékony oldat pedig beszivárog a lyukakon keresztül a membrán alá, majd térhálósodás után – bezárva az üvegben kialakított üregbe – összenyomhatatlan anyagként viselkedik, ami megakadályozza a membrán

deformációt és így végső soron a szenzor működését. A perforált változat hátrányai miatt tehát további kutatásaim – és így az alkalmazások által elvárt miniatürizálás – során kizárólag a telemembrános kivitelre fókuszáltam.

5.4 Kalibrációs eljárások

Az eddigi mérésekből kiderült, hogy a szenzor karakterisztikus irányokban valóban háromdimenziós jellegű viselkedést mutat. A valós 3D működés igazolásához azonban ez még nem elegendő. Kielégítő az lenne, ha pusztán a villamos jelekből meghatározható – ha úgy tetszik reprodukálható - lenne bármely véletlen irányból támadó és véletlen nagyságú erővektor. Ennek igazolásához két matematikai modellt is segítségül hívtam. Az első egy klasszikus matematikai modell, a többszörös regresszió számítás [162]. Ez az átlagot, szórást és korrelációt veszi alapul, végeredményként pedig három - az erővektor komponenseiként egy-egy – egyenletet ad eredményül, ami egy átlagos elsőfokú lineáris egyenletrendszer. A másik módszer egy - a lágyszámítási módszerek csoportjába tartozó - eljárás, melynek során egy 11 neuronból álló hálózatot építettem, mely négy bemenettel - bemenetek a mérhető villamos jelek -, és három kimenettel - kimenetek a reprodukált erővektor erőkomponensei rendelkezik. Annak érdekében, hogy a két modell összehasonlítható legyen, ugyanazt a mérési adatsort használtam fel mindkét modell esetén. A méréseket ugyanazon a szenzoron, közvetlen egymás után, azonos körülmények között végeztem, úgy, hogy a felhasznált adatsor végül 7800 független mérési adatából állt. Minden adat tartalmazza a négy hídon mért feszültségváltozás értékét, illetve a terhelő erő három komponensének nagyságát. Az adatok 80%-át a számításokhoz, illetve a neurális háló betanításához használtam fel, míg a megmaradó 20% adaton az eredményeket teszteltem. Megjegyzendő, hogy a gyártási pontatlanságok miatt minden szenzoron felhasználása előtt szükséges a kalibrációs eljárás lefolytatása, melyhez mint látni fogjuk - mindkét eljárás végső soron felhasználható.

5.4.1 Többszörös regresszió

A többszörös regresszió számítás esetén a cél az alábbi lineáris egyenletrendszer regressziós együtthatóinak és állandóinak meghatározása.

$$F_x = a_{0x} + a_{1x}V_B + a_{2x}V_F + a_{3x}V_J + a_{4x}V_A$$
(23)

$$F_{y} = a_{0y} + a_{1y}V_{B} + a_{2y}V_{F} + a_{3y}V_{J} + a_{4y}V_{A}$$
(24)

$$F_z = a_{0z} + a_{1z}V_B + a_{2z}V_F + a_{3z}V_J + a_{4z}V_A$$
(25)

ahol F_j (F_x , F_y , F_z) az erőkomponensek, a_{0j} az állandó, a_{ij} a *j* indexnek megfelelő erőkomponenshez tartozó regressziós koefficiensek, V_B a bal oldali hídon, V_F a felső hídon, V_J a jobb oldali hídon, V_A pedig az alsó hídon mért feszültségváltozás. Az egyenletrendszer állandói – a vizsgált rendszerből adódóan – igen közel kell essenek nullához. A regressziós együtthatók pedig megmutatják, ha az adott független változón kívül a többi független változó állandó lenne, akkor a kérdéses változó egységnyi megváltozása milyen változást eredményezne a függő változók esetében.

Első lépés a mérési adatok átlagának és szórásának számítása, mely eredményeket a 7. táblázatban foglaltam össze.

	BAL	FELSŐ	JOBB	ALSÓ	F_z	F_x	F_y
ÁTLAG	-26,1097	-26,1623	-12,6437	-12,8562	0,436978	0,156206	0,148614
SZÓRÁS	19,15787	18,74717	12,90575	13,51179	0,302994	0,192913	0,188013

7. táblázat: A mérési eredmények átlaga és szórása

Következő lépésként meg kell határozni a korrelációs mátrixot (8. táblázat), mely az egyes változók lineáris kapcsolatának erősség mutatja meg. A korreláció -1 és +1 közötti értéket vehet fel. Ha értéke 1, azt jelenti, hogy tökéletesen egyenes arányosság van a két változó között. Mint a táblázatban láthatjuk, ez akkor áll fenn, ha a változó korrelációját önmagával nézzük. Ha 0, azt jelenti, hogy nincs kapcsolat a két változó között. Az erőmérő szenzorok esetén ez utóbbi nem áll fenn, hiszen mind a három erőkomponens függ mind a négy villamos jeltől, és ebből adódóan természetesen az egyes villamos jelek között is van kapcsolat. Ha a korreláció értéke -1, akkor a tökéletes arányosság fordított arányosság. Pontosan ilyen – persze nem tökéletes – fordított arányosság van az erőkomponensek és a mért feszültségváltozások között. Minél kisebb a feszültségváltozás, annál nagyobb az erő. Ez most azért hangzik furcsán, mert a mérési összeállításból az adódik, hogy a villamos jelek negatív irányban változnak. Nem mindegy, melyik ellenállásról – a változó vagy a referencia ellenállásról – olvassuk le a jelet. Abszolút értékét nézve a villamos jeleknek, már megállapítható az – ami a fülünknek is jobban hangzik -, hogy minél nagyobb a jel abszolút értéke, annál nagyobb az erő, de ez nem változtat azon, hogy ebben a mérési összeállításban az erőkomponensek és a jelek között fordított az arányosság, ahogy ez a táblázatban látszik.

			R _{ii}				R_{ij}	
		BAL	FELSŐ	JOBB	ALSÓ	F_z	F_x	F_y
	BAL	1	0,783115	0,357415	0,711205	-0,89201	-0,81692	-0,29328
	FELSŐ	0,783115	1	0,682418	0,359977	-0,8912	-0,33775	-0,78552
	JOBB	0,357415	0,682418	1	0,471307	-0,74047	0,191019	-0,48819
	ALSÓ	0,711205	0,359977	0,471307	1	-0,74242	-0,57681	0,256218
	Fz	-0,89201	-0,8912	-0,74047	-0,74242	1	0,495418	0,443509
$oldsymbol{R}_{ji}$	Fx	-0,81692	-0,33775	0,191019	-0,57681	0,495418	1	-0,13018
	Fy	-0,29328	-0,78552	-0,48819	0,256218	0,443509	-0,13018	1
		0	1111		11			

8. táblázat: A korrelációs mátrix

Ezt követően a standardizált regressziós együtthatókat kell meghatározni, melyek az egyes független változók relatív fontosságát mutatják a függő változók megváltozásában:

$$\boldsymbol{B}_{ij} = \boldsymbol{R}_{ii}^{-1} \boldsymbol{R}_{ij} \tag{26}$$

$$\beta_{ij} = \frac{\sigma_i}{\sigma_j} a_{ij} \tag{27}$$

ahol σ_i , a független változó szórása, σ_j a függő változó szórása, a_{ij} pedig a regressziós együttható. A (26) egyenlethez szükséges a keresztkorrelációs mátrix inverze. A keresztkorreláció megmutatja, az egyes független változók egymás közötti korrelációját, azaz lineáris kapcsolatuk erősségét. A keresztkorrelációs mátrixot – kiemelve 8. táblázatból – a 9 táblázatban tüntettem fel, míg inverzét a 10. táblázatban láthatjuk.

	B	AL	FELSŐ		JOBB	ALSÓ
BAL		1	0,783115		0,357415	0,711205
FELSŐ	0,78	3115	1		0,682418	0,359977
JOBB	0,35	7415	0,682418		1	0,471307
ALSÓ	0,71	1205	0,359977		0,471307	1
	9.	táblázat: I	Keresztkorr	elációs m	átrix (R _{ii})	
	3148,801	-3030,73	3	1907,861		-2047,64
	-3030,73	2918,96	6	-1837,56		1970,764
	1907,861	-1837,5	6	1158,076		-1241,21
	-2047,64	1970,76	4	-1241,21		1332,85
	10 /1					- 1

10. táblázat: A keresztkorrelációs mátrix inverze (R_{ii}^{-1})

-0,26042	-3,15587	1,169004
-0,43771	2,220068	-2,01985
-0,20612	-0,77823	0,515214
-0,3025	1,235269	-0,09091

Elvégezve a mátrixszorzást a standardizált regressziós együtthatók mátrixa a *11. táblázatban* látható.

11.	táblázat: Standardizált	regressziós	együtthatók mátrixa	(B_{ij})
-----	-------------------------	-------------	---------------------	------------

Ahhoz, hogy megmutassuk, hogy a független változók teljes varianciájának hány százaléka magyarázható a regresszióval, ki kell számítani a determinációs együtthatók mátrixát is:

$$\boldsymbol{R}^2 = \boldsymbol{R}_{ji} \boldsymbol{B}_{ij} \tag{28}$$

A számítás eredménye a *12. táblázatban* látható, melynek főátlója adja az egyes függő változókra vonatkozó determinációs együtthatókat. Mindhárom esetben az érték igen közel áll egyhez – különösen z–irány esetén. Érdekes továbbá, hogy az x és y irányok esetén a determinációs együtthatók ugyan kisebbek, mint z–iránynál, de lényegében azonosak.

0,999591	0,495691	0,443323
0,495691	0,967093	-0,12193
0,443323	-0,12193	0,968971

12. táblázat: Determinációs együtthatók mátrixa (R^2)

A regressziós együtthatók meghatározását a (27) egyenlet átrendezésével tehetjük meg, melynek eredményeit a 13. táblázatban foglaltam össze:

	$a_{ij} = \frac{\sigma_j}{\sigma_i} \beta_{ij}$		(29
-0,004118692	-0,03178	0,011472	
-0,00707429	0,022845	-0,02026	
-0,004839182	-0,01163	0,007506	
-0,006783472	0,017636	-0,00126	

13. táblázat: A regressziós együtthatók mátrixa (A_{ij})

Utolsó lépésként az állandók számítását kell elvégezni az alábbi egyenlet felhasználásával, melynek eredményeit a *14. táblázat* tartalmazza:

$$a_{0j} = \bar{F}_{j} - \sum_{i=1}^{4} (a_{ij}\bar{X}_{i})$$
(30)

-0,004034	.744	0,003812	-0,00317
14.	tábláz	zat: Az állandók n	nátrixa (A0j)

A számítások eredményeit behelyettesítve a kiinduló lineáris egyenletrendszerbe, megkapjuk a vizsgált szenzor "átviteli függvényét", mellyel az erővektor három komponense a mért villamos jelekből előállítható. Az eredményeket a *28. ábrán* foglaltam össze.



28. *ábra:* $F_x(a)$, $F_y(b)$ és $F_z(c)$ komponensek mért és számított értékei

Az eredmények alapján elmondható, hogy míg F_z komponensre a számított és mért értékek lényegében azonosak, addig F_x és F_y komponenseknél találhatók olyan tartományok, ahol a becslés meglehetősen pontatlan. Ezek a tartományok jellemzően azok, melyeknél az adott komponens értéke F \neq 0 mellett zérus. Fontos megjegyezni, hogy ezekben az esetekben nem csak annak a komponensek pontatlan a becslése, melynek értéke zérus, hanem a másik komponens becsült értéke sem pontos. A z–komponens esetén pedig ez a helyzet elő sem állhat, hiszen az erőmérő geometriai kialakítása miatt a z–komponens soha nem lesz zérus, ha az erő nem nulla.

5.4.2 Neurális háló

Disszertációmnak nem része a neurális hálózatok részletes ismertetése, azokról bővebben a hivatkozásban tájékozódhat az Olvasó [163]. Egy neurális hálózat legkisebb egysége a neuron, melynek felépítését a 29. ábrán szemléltettem.



29. ábra: egy neuron általános felépítése [163]

Az ábráról látható, hogy a bemenetek súlyozással kerülnek összegzésre, illetve minden neuron egy úgynevezett eltolási súllyal is rendelkezik. Az így kapott összeg egy nemlineáris elem bemenetére kerül, mely elem kimenete végső soron a neuron kimenete is egyben. A folyamatot az alábbi egyenlettel írhatjuk le:

$$y = f(s) = f\left(\sum_{i} w_{i} x_{i} + \theta\right)$$
(31)

ahol x_i a neutron bemenete, w_i a bemenethez tartozó súly, θ pedig a neuron eltolási súlya. Az elemi neuronokat rétegekbe szervezzük, melyeknek három típusát különböztetjük meg. A bemeneti réteg bemenő neuronjai fogadják a külvilágból érkező bementi jeleket, csak információközvetítő szerepük van. Bemenetük a külvilághoz, kimenetük más neuronok bemenetéhez csatlakozik. A rejtett réteg neuronjainak mind bemenete, mind kimenete más neuronokhoz kapcsolódik. A kimeneti réteg neuronjainak bemenete pedig más neuronokhoz, kimenete a külvilághoz csatlakozik. A tényleges adatfeldolgozás ez utóbbi két rétegben történik.

Az általam felhasznált neurális hálózat egy eltemetett réteget tartalmaz, követve azt az megállapítást, amely szerint a legtöbb probléma egyetlen eltemetett réteggel megoldható [164]. A bemeneti réteg négy bemeneti neutront tartalmazott, melyekre a négy hídról származó villamos jeleket kötöttem. A kimeneti réteg értelemszerűen három neuronból állt, melyek az erő három komponensének értékét szolgáltatták. A rejtett réteg neuronjainak számát az irodalomból jól ismert összefüggéssel határoztam meg [165]:

$$l = \sqrt{mn} \tag{32}$$

ahol *l* a rejtett, *m* a bemeneti és *n* a kimeneti neuronok száma. Az általam tervezett neurális háló tehát négy rejtett neuronból állt. A teljes modell a *30. ábrán* látható.



30. ábra: Az alkalmazott neurális hálózat

A háló visszacsatolást nem tartalmaz, de a bemeneti neuronok kimenetét nem csak a rejtett, de a kimeneti réteg neuronjainak bemenetére is becsatoltam, a pontosabb eredmény érdekében. Az előzetes számítások alapján a szigmoid nem–lineáris függvény alkalmazása mellett döntöttem. Ezt követően a hálózatot betanítottam, mely a gyakorlatban w_i súlyok és θ eltolási súlyok meghatározását jelenti. Erre a hiba–visszaterjesztéses (back–propagation) algoritmust választottam [166], melynek lényege, hogy ciklikusan ismételve a kimeneten jelentkező hibát rétegről–rétegre visszavetítjük úgy, hogy közben a hibát az egyes neuronok bemeneti és eltolási súlyával skálázzuk addig, míg el nem érjük a háló bemenetét. Az algoritmust addig ismételjük, míg a kívánt hibahatáron belülre nem kerülünk. A tanítás első lépéseként random módszerrel beállítjuk a súlyokat, majd ráengedjük a hálóra a tanuló adatbázist. Az alábbi képlettel meghatározzuk a négyzetes hibát:

$$E = \frac{1}{2} \sum_{k} (t_k - y_k)^2 = ||t_k - y_k||^2$$
(33)

ahol t_k a k–ik kimenet kívánt értéke, y_k pedig a valós értéke. Ezt követően minden súlyt az alábbi képlet alapján módosítunk:

$$w_{k+1} = w_k - \eta g_k \tag{34}$$

ahol η a tanítás paramétere – az általános gyakorlat alapján ezt 0,7 értékre választottam –, g_k pedig a hiba gradiense, mely az alábbi összefüggésből származtatható:

$$g_k = \frac{\delta E_{w_k}}{\delta w_k} \tag{35}$$

A súlymódosítást követően a tanuló adatbázist ismét a hálózatra engedjük. Az általam meghatározott négyzetes hiba értéke, amíg az algoritmust ismételtem, 0,01 volt. A kívánt értéket a hálózat a 193. iteráció után érte el. A kialakult végső súlyokat a 15. táblázatban gyűjtöttem össze.

		BEMENETI NEURONOK				
REJTETT	ELTOLÁS	1 NEUDON	2 NEUDON	2 ΝΕΠΡΟΝ	A NEUDON	
NEURONOK	SÚLY	I. NEUKON	2. NEURON	5. NEURON	4. NEURON	
1. NEURON	-7.10812	3.99522	10.7444	3.665	-15.5185	
2. NEURON	-5.67349	14.4198	-0.571287	-13.1425	2.60536	
3. NEURON	0.100859	-1.83791	-0.650009	-0.443469	-0.416025	
4. NEURON	-1.10528	0.710401	1.57724	1.54079	0.772323	
			REJTETT N	EURONOK		
KIMENETI	ELTOLÁS	1 NEURON	2 NEURON	3 NEURON	4 NEURON	
NEURONOK	SÚLY	1. NLOKON	2. 11201011	5. NEORON	4. MECKON	
1. NEURON	2.67295	-0.174023	-0.0775219	-5.59937	2.1226	
2. NEURON	0.236268	0.0493689	-7.30901	-1.59848	-1.11249	
3. NEURON	-0.629129	-7.20601	0.0604695	-0.250304	-0.0310584	
			BEMENETI	NEURONOK		
KIME	NETI	1 NEURON	2 NEURON	3 NEURON	4 NEURON	
NEURO	ONOK	millonon	2.112011011	Diffeon	n ngenen	
1. NEURON		-3.09077	-2.43742	-1.73276	-1.68	
2. NEURON		-2.12003	0.00262355	1.28694	-0.80966	
3. NEU	JRON	0.147678	-2.04346	-0.349158	0.849866	

15. táblázat: A tanulás során kialakult végső súlyértékek

A végső eredmények pedig a 31.*ábrán* láthatók. Érdemes megfigyelni, hogy a neurális hálózat ugyan z–irányra valamivel pontatlanabb becslést adott, mint ahogy azt a regresszió számítás eredményeinél láttuk, F_x és F_y komponensek tekintetében azonban lényegesen pontosabbak az eredmények.



31. *ábra:* $F_x(a)$, $F_y(b)$ és $F_z(c)$ komponensek mért és számított értékei

5.5 Szimulációk

A szimulációkkal ebben a fázisban elsődleges célom az volt, hogy segítse a miniatürizáláshoz szükséges tervezési munkát. Elképzelésem szerint a mérési eredmények alapján a paraméterek hangolásával létre tudok hozni egy olyan modellt, melynek számított érzékenysége igen közel áll a valósághoz. A modell beállításait, paramétereit felhasználva pedig igen jó becslést tudok adni egy új, kisebb méretekkel rendelkező szenzor érzékenységére. Ezzel pedig úgy tudom megtervezni az új szenzort, hogy az a méretre vonatkozó elvárások mellett nagy valószínűséggel megfelel majd az érzékenységre vonatkozó követelményeknek is.

5.5.1 Paraméterek hangolása mérési eredmények alapján

A szimulációk elkészítéséhez a Comsol Multiphysics szimulációs szoftvert használtam. A program végeselem számításokon alapuló szoftver, mellyel rengeteg egyszerű és összetett fizikai és kémiai folyamat szimulálható. A programban számos fizikai és kémiai folyamat előre definiált, parciális differenciálegyenletekkel leírt, sablonokkal megvalósított, melyek a legtöbb esetben elegendőek. Mindemellett kellő szabadságot nyújt a felhasználónak akár a hálózás kialakításában, akár saját differenciálegyenletek definiálásban, akár – mint ahogy erre az én esetemben is szükség volt – az anyagtulajdonságok módosításában.

Az első lépés a geometria valósághű megtervezése a szimulációs szoftverben. Mivel a probléma háromdimenziós, és a karakterisztikus irányok mindegyikére ellenőriztem a modell helyességét, nem egyszerűsítettem a modellen. A teljes SOI alapú szenzort a BOX-oxiddal (buried oxide – eltemetett oxidréteg) és implantált ellenállásokkal együtt rögzítettem a modellben (*32. ábra*). Magával az üveghordozóval ugyan nem bonyolítottam a modellt, de a kényszereket úgy határoztam meg, hogy azok megfeleltek az anódos kötés során kialakuló

kötési felületeknek, tehát végső soron az üveghordozó hatását is – közvetetten – figyelembe vettem.



32. ábra: a szenzor valósághű modellje

Egy másik fontos pont, ahol a modellemet hangolni tudom, az az anyagtulajdonságok beállítása. Tehetem ezt azért, mert a szilícium egyes anyagtulajdonságai – lévén anizotróp anyag – nem egyértelműen meghatározottak. A rugalmassági modulust például számos megközelítésben publikálták már [167][168]. Számításaim során próbálkoztam ortotropikus és anizotróp megközelítéssel, különböző rugalmassági mátrixokkal. A legpontosabb eredményt azonban a szimulációs program z–tengelye körüli 45°–os elforgatással – ekkor esik az x–tengely az [110] kristálytani irányba – és a (*36) mátrix* alkalmazásával kaptam.

$$E = \begin{bmatrix} 165,7 \ [GPa] & 63,9 \ [GPa] & 63,9 \ [GPa] & 0 & 0 & 0 \\ 63,9 \ [GPa] & 165,7 \ [GPa] & 63,9 \ [GPa] & 0 & 0 & 0 \\ 63,9 \ [GPa] & 63,9 \ [GPa] & 165,7 \ [GPa] & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 79,6 \ [GPa] & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 79,6 \ [GPa] & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 79,6 \ [GPa] & 0 \end{bmatrix}$$
(36)

Egy másik hasonlóan bizonytalan anyagtulajdonság a piezorezisztivitás, melynél a legpontosabb eredményt a 2. *táblázat* alapj án meghatározott (*37*) *mátrix* adta.

$$\Pi = \begin{bmatrix} 6,6E^{-11} \begin{bmatrix} 1/p_a \end{bmatrix} & -1,1E^{-11} \begin{bmatrix} 1/p_a \end{bmatrix} & -1,1E^{-11} \begin{bmatrix} 1/p_a \end{bmatrix} & 0 & 0 & 0 \\ -1,1E^{-11} \begin{bmatrix} 1/p_a \end{bmatrix} & 6,6E^{-11} \begin{bmatrix} 1/p_a \end{bmatrix} & -1,1E^{-11} \begin{bmatrix} 1/p_a \end{bmatrix} & 0 & 0 & 0 \\ -1,1E^{-11} \begin{bmatrix} 1/p_a \end{bmatrix} & -1,1E^{-11} \begin{bmatrix} 1/p_a \end{bmatrix} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 138,1E^{-11} \begin{bmatrix} 1/p_a \end{bmatrix} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 138,1E^{-11} \begin{bmatrix} 1/p_a \end{bmatrix} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 138,1E^{-11} \begin{bmatrix} 1/p_a \end{bmatrix} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 138,1E^{-11} \begin{bmatrix} 1/p_a \end{bmatrix} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 138,1E^{-11} \begin{bmatrix} 1/p_a \end{bmatrix} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 138,1E^{-11} \begin{bmatrix} 1/p_a \end{bmatrix} \end{bmatrix}$$
(37)

A szimulációs számítások a fenti beállításokkal kellően pontos eredményre vezettek. A tervezési szempontból legfontosabb terhelési eset a tisztán z–irányú terhelés, melynek eredménye – a valós mérési eredményekkel összehasonlítva – a *33. ábrán* látható. Ezzel a modellel már megkezdhető volt a lényegesen kisebb méretű szenzorok tervezése.



33. ábra: a számított és mért eredmények

5.5.2 Piezoellenállások elhelyezkedésének hatása

Az irodalmi áttekintésben bemutattam olyan kutatásokat, melyek során a piezorezisztív ellenállásokat a rúdelem közelében helyezték el. Az elképzelés alapja, hogy terhelés hatására a joystick körül a legnagyobb az egyenértékű mechanikai feszültség, ahogy az a *34. ábrán* is látszik. Ez motiválta az Intézet munkatársait is arra, hogy tervezzenek olyan erőmérő szenzort is, melynél az ellenállás a membrán közepére, közvetlenül a rúdelem tövéhez került (*35. ábra*).



34. *ábra: von Mises egyenértékű mechanikai feszültség 1,5N terhelésre* ($x10^8$ N/m₂)



35. ábra: aktív ellenállások a membrán közepén (a) és a peremén (b)

Méréseim során azonban kiderült, hogy ezek a szenzorok terhelés hatására egyáltalán nem "szólalnak" meg, vagy csak igen minimális mértékű válaszjel mérhető rajtuk. Én a jelenséget a (11) egyenlettel magyarázom, mely szerint a válaszjel nem pusztán a mechanikai feszültségtől függ - nem az egyenértékű feszültséget kell alapul venni -, hanem a longitudinális és transzverzális – azaz az ellenállás hossztengelyében és arra merőlegesen fellépő – mechanikai feszültségek különbségétől. A feltevés bizonyításaként elvégeztem a végeselem számításokat úgy, hogy az aktív, deformálódó ellenállást a rúdelemtől különböző távolságban helyeztem el. 1N terhelés mellett meghatároztam az egyes esetekre a longitudinális és transzverzális mechanikai feszültséget, illetve az azokból számított érzékenységet 1V meghajtó feszültség mellett. A számítások eredményeit a 36. ábrán foglaltam össze. Az ábrán jól látszik - és legalábbis megalapozza a feltevésemet -, miszerint a rúdelem tövében elhelyezett ellenállások esetén az érzékenység közel zérus. Ugyanakkor az is látszik, hogy a másik elrendezés sem optimális. Ha az ellenállásokat a membrán és a rúdelem közötti távolság felénél helyeznénk el, akkor feltehetően a jelenleginél is érzékenyebb szenzorokat készíthetnénk. Ezt feltevést valós szenzorokon azonban még nem teszteltem – és a miniatürizált szenzor esetén sem helyeztem az ellenállásokat a membránon beljebb -, mert ehhez előbb az alumínium vezetékek membrán peremén bekövetkező fáradásos törését kellene megvizsgálni, melyhez újabb tesztszenzorokra és időre lenne szükség.



36. ábra: érzékenység az ellenállás elhelyezkedésének függvényében

5.6 Hőmérséklettesztek

5.6.1 Tokozás hatásának vizsgálata

A szakirodalomból jól ismert, hogy a piezorezisztív tulajdonság már önmagában is erősen hőmérsékletfüggő [26]. Tovább fokozza a szenzorok hőmérsékletérzékenységét a tokozás, hiszen a tokozáshoz használt anyagok hőtágulási együtthatója eltér az erőmérőétől, mely végső soron a szenzorban ébredő mechanikai feszültséget generál és így - ismerve az erőmérők működési elvét – a piezoelemek ellenállásváltozását okozza. Az egyes hatások részletesebb megismerését célozta az a hőmérséklet tesztsorozat, melyet a 4 x 4 mm² laterális méretű szenzorokon végeztem. Teszteltem a telemembrános és perforált membrános kiviteleket egyaránt, mindkét típusból 3–3 eltérő tokozású szenzorral. A legegyszerűbb eset a tiszta, üveghordozó nélküli szilícium szenzor volt. A második típus már az anódos kötéssel üvegre rögzített változat, míg a harmadik típus egy az állványra keményragasztóval rögzített üveghordozóhoz kötött típus. Ez utóbbi közelíti azt az esetet, amikor a szenzort egy adott felhasználáshoz készült PCB-re beültetjük. A mérést 3,3 V meghajtófeszültséggel, 30 másodpercenként történt mintavételezéssel, a 780. perctől magára hagyott - lekapcsolt kamrával végeztem. Fontos megemlíteni, hogy a feszültséget a feszültségosztókon mértem, ami - mint később látni fogjuk - már önmagában jelentős hőmérsékletkompenzációt eredményezett. A mérési eredmények a 37. és 38. ábrákon láthatók.



37. ábra: telemembrános kivitelű merevítés nélküli (a), üvegmerevítésű (b) és ragasztott



38. ábra: perforált membrános kivitelű merevítés nélküli (a), üvegmerevítésű (b) és ragasztott (c) szenzor válaszjelei

Érdemes megfigyelni egyrészt, hogy jelentős – pusztán a hőmérsékletváltozás miatt bekövetkező – feszültségváltozás csak a ragasztott szenzorok esetén fordul elő. Ennek oka, hogy az anódos kötéshez használt Borofloat33TM (Schott AG, Mainz, Németország) típusú bór tartalmú üveg hőtágulási együtthatója ebben a hőmérséklettartományban igen közel esik a szilíciuméhoz. A másik fontos észrevétel, hogy a tesztek végén maradó –mechanikai és így elektromos – feszültség eltolódás is csak ragasztott szerkezetnél jelentős. Az eredmények tükrében pedig elmondható, hogy a tokozott szenzorok esetén kiemelt figyelmet kell fordítani a hőmérsékletkompenzálásra.

5.6.2 Hőmérő ellenállás kalibrálása

Az előző fejezetből az kiderült, hogy bizonyos esetekben a hőmérsékletkompenzáció elkerülhetetlen lesz. Az Intézet munkatársai ezért is terveztek egy önálló hőmérőelemet minden egyes szenzorhoz, mely a külső erő hatására nem deformálódó területen, szintén bórimplantációval készült. Lévén, hogy ez a hőmérő szolgálhat később egy aktív hőmérsékletkompenzáció alapjául, fontosnak tartottam, hogy egy szabályos, az előírásoknak

többnyire megfelelő kalibrációs eljárással kalibráljam azt. Megtehettem ezt azért is, mert a felhasznált mérőeszközök a kalibráció időpontjában maguk is rendelkeztek még érvényes tanúsítvánnyal.

A méréseket egy Weiss WKL60 típusú klímakamrában végeztem (*39.a ábra*). A szenzorokat egy NI PXIe–4139 típusú feszültségmérő és áramgenerátorral (továbbiakban SMU) hajtottam meg és mértem vissza az ellenállásokon eső feszültséget. Ennél a mérésnél is egy előre meghatározott hőmérsékletprofilt alkalmaztam (*39.b ábra*).



39. ábra: klímakamra (a) és az alkalmazott hőmérsékletprofil (b)

A kalibrálandó piezoelemen eső feszültség az alábbi képlettel számolható [169]:

$$V_{x} = \frac{V_{x_{i}} + \delta V_{x} + \delta V_{x_{D}} + \delta V_{x_{R}} - \delta V_{x_{L}} + (\delta t_{s} + \delta t_{s_{D}} + \delta t_{s_{R}} + \delta t_{s_{F}})}{C_{s}}$$
(38)

ahol V_{x_i} a leolvasott érték, δV_x az SMU kalibrálási bizonyítványában megadott bizonytalanság, δV_{x_D} a feszültségmérő értékének a drift folytán fellépő megváltozása a legutóbbi kalibrálásuk óta, δV_{x_R} a feszültségmérő korlátozott felbontása miatti korrekció, δV_{x_L} a mérőkábeleken eső feszültség miatti korrekció, C_s a piezoelem feszültséggel szembeni érzékenysége. A kalibrálandó piezoelem hőmérséklete:

$$t_{\chi} = t_{s_i} + \delta t_s + \delta t_{s_D} + \delta t_{s_R} + \delta t_{s_F}$$
(39)

ahol t_{s_i} a referenciaelem (esetemben a klímakamra) leolvasott hőmérséklete, δt_s a referenciaelem kalibrálási bizonyítványában megadott bizonytalanság, δt_{s_D} a referenciaelem értékének a drift folytán fellépő megváltozása a legutóbbi kalibrálásuk óta, δt_{s_R} a

referenciaelem, mint mérőeszköz korlátozott felbontása miatti korrekció, δt_{s_F} a kemence hőmérsékletének inhomogenitása miatti korrekció.

A közölt eredmény adott meghajtó áram mellett a piezoelemen mérhető feszültség az alkalmazott hőmérsékletprofilban meghatározott hőmérsékleti pontokon. Tekintettel arra, hogy a folyamat kétszakaszos – a piezoelem hőmérsékletének és a rajta eső feszültségnek a meghatározása – a mérési bizonytalanság számítása is két részre bomlik.

Az alkalmazott korrekciós tényezők számszerűsítése:

- A feszültségmérő kalibrálása (δV_x): az SMU kalibrálási bizonyítványában általam alkalmazott mérési tartományban a bizonytalanság $\delta V_x = \pm 1 \mu V$ feszültségértékben került meghatározásra.
- A feszültségmérő által mért érték drift folytán fellépő megváltozása a legutóbbi kalibrálásuk óta (δV_{xD}): az alkalmazott SMU új, így korábbi kalibrációs adatok, melyekből a drift becsülhető lenne, nem állnak rendelkezésre. Következésképpen a drift becsült értéke zérusnak tekinthető.
- A feszültségmérő által megküldött érték felbontása (δV_{x_R}): az SMU kártya 7 tizedes jegy pontosságú feszültségértéket küld át a mérő számítógépnek, ami δV_{x_R} = ± 50nV felbontást biztosít.
- A mérőkábeleken eső feszültség miatti korrekció (δV_{x_L}): a mérőkábelek ellenállása 2*0,7 Ω , ami az alkalmazott 1,1mA meghajtó áram mellett δV_{x_L} = 1,54mV feszültségesését jelent.
- A klímakamra kalibrálása (δt_s): a klímakamra kalibrálási bizonyítványban két hőmérséklet pontra (23°C és 80°C) került meghatározásra a bizonytalanság, mely mindkét hőmérsékletponton egyaránt 0,2K kiterjesztett bizonytalanságot ad meg (kiterjesztési tényező k=2). A bizonyítvány alapján tehát δts = ±0,2K.
- A klímakamra által mért érték drift folytán fellépő megváltozása a legutóbbi kalibrálásuk óta (δt_{s_D}): a klímakamra új, így korábbi kalibrációs adatok, melyekből a drift becsülhető lenne, nem állnak rendelkezésre. Következésképpen a drift becsült értéke itt is zérusnak tekinthető.
- A klímakamra által megküldött érték felbontása (δt_{s_R}): a klímakamra 1 tizedes jegy pontosságú hőmérsékletet küld át a mérő számítógépnek, ami δt_{s_R} = ±0,05°C felbontást biztosít.

- A kemence hőmérsékletének inhomogenitása miatti korrekció (δt_{s_F}): a kalibrációs bizonyítványban megadásra került, hogy az etalon a kamra középpontjában került elhelyezésre ±5cm–es pontossággal. Ezt a pontosságot a mérések során én is megtartottam, így a kamra inhomogenitását zérus értékkel vettem figyelembe.
- A piezoelem feszültséggel szembeni érzékenysége (*C_s*): az érzékenységet a hőprofillal megadott kalibrációs hőmérsékleteken méréssel határoztam meg. A mérés eredményeit az *16. táblázat* tartalmazza.

Kalibrálási hőmérséklet (ts) [°C]	Érzékenység (Cs) [°C/µV]	
-20	-0,002960986	
-10	-0,002278828	
0	-0,001652422	
10	-0,001277240	
20	-0,001117037	
30	-0,001091069	
40	-0,000902460	
	1 / • . / //1	

16. táblázat: érzékenységi tényezők

Az adatgyűjtő és kamravezérlő szoftvert LabView környezetben fejlesztettem, mely 30 perc hőn tartás után rögzítette az aktuális értékeket. Mivel több független, azonos mérési körülmények között meghatározott észlelés állt rendelkezésemre, a bemeneti becslésekhez tartozó mérési bizonytalanságot A–típusú módszerrel határoztam meg [170]. Ennek során első lépésként az alábbi egyenlettel meghatároztam a becsült értéket:

$$\overline{q} = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^{n} q_j \tag{40}$$

ahol q_j a megfigyelt értékek, *n* a megfigyelések száma. Ezt követően kiszámoltam q_j értékek tapasztalati varianciáját [171]:

$$s^{2}(q) = \frac{1}{n-1} \sum_{j=1}^{n} (q_{j} - \overline{q})^{2}$$
(41)

Majd meghatároztam az átlag tapasztalati varianciáját:

$$s^{2}(\overline{q}) = \frac{s^{2}(q)}{n}$$
(42)

Ennek négyzetgyöke pedig a \overline{q} bemeneti becsléshez tartozó $u(\overline{q})$ standard bizonytalanság. A számításokat a *17. táblázat* foglalja össze.

Hőmérséklet	Becsült érték (q)	Tapasztalati variancia	Standard
[°C]	[V]	$(s^2(q))$	bizonytalanság ($u(\overline{q})$)
		[V]	[V]
-20	1,59777829	2,52175E-08	5,02170E-05
-10	1,59404720	2,43232E-08	4,93185E-05
0	1,58911620	2,71996E-06	5,21533E-04
10	1,58257459	4,15099E-06	6,44282E-04
20	1,57381395	1,71224E-06	4,13792E-04
30	1,56446159	1,50388E-07	1,22633E-04
40	1,55430383	6,87357E-08	8,29070E-05
		<i>a</i>)	
Hőmérséklet	Becsült érték (q)	Tapasztalati variancia	Standard
[°C]	[°C]	$(s^2(q))$	bizonytalanság ($u(\overline{q})$)
		[°C]	[°C]
-20	-20,31	3,2222E-03	0,018
-10	-10,26	4,88889E-03	0,022
0	-0,2	8,55969E-34	0,000
10	9,81	1,00000E-03	0,010
20	20,16	5,82222E-02	0,076
30	30,46	1,60000E-02	0,040
40	40,61	5,4444E-03	0,023
		b)	

17. táblázat: standard bizonytalanság (hőelem (a) és klímakamra (b))

A számítási és mérési eredmények alapján a hőelemre eső feszültségre és a klímakamra hőmérsékletére felállított bizonytalansági mérlegek a **Függelékben** találhatók.

A kalibrációs eljárás eredményét a 18. táblázatban foglaltam össze és a 40. ábrán ábrázoltam.

Hőmérséklet	Mérhető fe	eszültség
	1,5962380V	$\pm 189 \ \mu V$
-10 °C	1,5925072V	$\pm 231 \mu V$
0 °C	1,5875762V	$\pm 1082 \ \mu V$
10 °C	1,5810346V	$\pm 1341 \ \mu V$
20 °C	1,5722739V	±931 μV
30 °C	1,5629216V	$\pm 500 \ \mu V$
40 °C	1,5527638V	$\pm 552 \mu V$
10 /11/ 11		/ 1

18. táblázat: kiterjesztett bizonytalanságok



40. ábra: a hőmérőelem kalibrációs görbéje

5.6.3 ESS (environmental stress screening) hőmérsékletteszt

Mivel szenzorjainkat nemzetközi projektekben, illetve hazai alkalmazásokban egyaránt felhasználjuk, szükségesnek láttam egy nemzetközi sztenderdeknek megfelelő hőmérsékletteszt elvégzését is. Az ESS tesztsorozat az elektromos eszközök hőmérséklet és vibrációs tesztjeit foglalja magában, melyek közül én a termikus vizsgálatra koncentráltam. A hőmérséklettesztekre vonatkozó sztenderdek alapján a kész elektromos eszközöket -40 °C és +71 °C között kell ciklikusan vizsgálni, minimálisan 15 °C/perc hőmérsékleti rátával, legalább 12-20 cikluson keresztül [172].

A vizsgálatot elvégeztem egy önálló hőmérő ellenálláson és egy feszültségosztón. A vizsgálat eredményét a *41. ábra* mutatja, melyen megfigyelhető a feszültségosztó igen jelentős hőmérsékletkompenzáló hatása is.


41. ábra: ESS hőmérsékletteszt

6 MINIATÜRIZÁLT ERŐMÉRŐ

Az előző fejezetekben ismertetett modell és a mérések során szerzett tapasztalatok alapján már meg tudtam tervezni azokat a miniatürizált erőmérőket, melyek megfeleltek az ENIAC INCITE projekt követelményeinek és beültethetővé váltak egy – a későbbi fejezetekben ismertetett – laparoszkóp fejébe. Természetesen a méretcsökkentés nem kizárólag a projekt miatt vált szükségessé. Egy kisméretű erőmérő önmagában is kiszélesíti a lehetséges alkalmazások körét.

6.1 Szimulációk és számítások

A tervezés során abból indultam ki, hogy a kisebbik szenzort egy 1 mm x 4 mm befoglaló méretű helyre kell beültetnünk. Figyelembe véve a szenzor végső PCB–hez történő vezetékezésének technológiai helyigényét, illetve az üvegmerevítés szükségességét, a végső méret 1 mm x 1 mm–re adódott. Ez több szempontból is kihívást jelentett. Az elvárásoknak megfelelő érzékenységek eléréséhez szükséges membránátmérő – a szimulációk alapján – 500 μ m, az erőközvetítő elem átmérője 250 μ m. A megmaradó szabad területen kell kialakítani a piezoellenállásokat, biztosítani kell az alumínium kivezetések elvezetését és elegendő nagyságú területet a megfelelő minőségű anódos kötéshez. A feladat része volt egy másik erőmérő szenzor tervezése is, melynél az elvárt befoglaló laterális méret 2 mm x 2 mm (a harmadik befoglaló méret azért nem szerepel külön a specifikációkban, mert az a szeletvastagság miatt adott, nagyságrendileg üveg nélkül 500 μ m, üveggel 1 mm). Ez utóbbi szenzor membránmérete és erőközvetítő elemének átmérője megegyezett a kisebbik szenzor azonos méreteivel. A két szenzor érzékenysége – azonos membránvastagság esetén – ebből kifolyólag megegyezik. Az elvárásoknak megfelelő érzékenységet végül 20 μ m és 50 μ m vastagságú membránokkal értem el. Az elkészült modellek – mely alapján a maszktervek is készültek – a *42. ábrán* láthatók.



42. *ábra: a 2 mm x 2 mm (a) és az 1 mm x 1 mm (b) méretű szenzor modellje*

A másik kulcsfontosságú kérdés az ellenállások méretének megtervezése. A cél, hogy 3 k Ω körüli ellenállásértéket érjek el. Ehhez eltérő dózisokkal implantáltattam tesztszeleteket, melyek négyezetes ellenállását négytűs méréssel megmértem. A négyzetes ellenállás ismeretében az alábbi egyenlet alapján végül megterveztem az optimális ellenállás–meander méretét:

$$R = R_s \frac{L}{w} \tag{43}$$

ahol R_s a négyzetes ellenállás, L az ellenállás hossza, w pedig a szélessége. Az implantált ellenállások mélységét – a hőkezelések hatásának figyelembevételével – a Silvaco (Santa Clara, CA, USA) szoftver segítségével határoztam meg, mely 3,5 µm–nek adódott. A tervezés kellően pontosnak bizonyult, a legyártott ellenállások átlagos értéke ugyanis 50 ellenállás mért adatai alapján 3,14 k $\Omega \pm 39 \Omega$.

Az ellenállások tervezett értékének ismeretében a modellt véglegesítettem és meghatározhattam a szenzorok érzékenységét. A szimulációs eredményeket *43. ábrán* ábrázoltam.



43. ábra: a szenzorok várható érzékenysége

6.2 Tervezés

A tervezés két részből áll, egyrészt a modellek alapján elfogadott geometria felépítéséből kétdimenziós maszktervekkel, másrészt a szükséges technológiai lépések meghatározásából. A két feladatot párhuzamosan, egymásra épülve kell megvalósítani.

6.2.1 Maszktervek

A maszkterveket elkészítettem mind a 2 mm x 2 mm–es (üvegmerevítéssel 2 mm x 3 mm), mind az 1 mm x 1 mm–es (üvegmerevítéssel 1 mm x 2,5 mm–es) változatra (*44. ábra*). A végső maszksorozat összesen 14 önálló maszkból áll, melyből 10 maszk a szilícium szenzor legyártásához, 4 pedig az üvegmerevítés elkészítéséhez szükséges.



44. ábra: maszktervek a 2 mm x 2 mm–es (a) és az 1 mm x 1 mm–es (b) változatra

A kiinduló szelet 4 inches szilícium szelet, így az egyedi maszkterveket ennek megfelelően az egész szelet megmunkálására alkalmas közös maszkterven sokszorosítottam. A szelet harmadára a kisebbik, kétharmadára a nagyobbik szenzor került. Ez 486 db 4 mm x 4 mm–es és 254 db 1 mm x 1 mm–es szenzort jelent. Itt utalnék vissza az irodalmi áttekintés azon részére, ahol a MEMS technológia előnyeit részleteztem. Egyetlen 4 inches szeleten – nagy MEMS gyárakban pedig már 8 inches szeleten dolgoznak – több, mint 700 db szenzor készül, ami jelentősen csökkenti egy szenzor bekerülési költségét, nem is beszélve arról, hogy az iparban egy lépésben nem egyetlen szeletet, hanem akár 2-3 tucat szeletet is megmunkálnak egy–egy technológiai lépésben.

6.2.2 Technológia tervezése

A gyártás kiinduló szilícium szeletei (100) orientációjú, n–típusú SOI szeletek – a szimulációs tervezésnek megfelelően – 20 μ m és 50 μ m eszközrétegvastagsággal. Az üvegszeletek Borofloat33TM típusú bór tartalmú, 500 μ m vastag szeletek. A technológiai lépéseket a 45. *ábrán* ábrázoltam. A szilícium megmunkálás első lépése, hogy az eszközoldalra (továbbiakban előoldal) 100 nm vastagságú termikus oxidot növesztünk – a hátoldalt lakkvédelemmel látjuk

el, de végső soron termikus oxid is növeszthető rajta -(b), melyen az ellenállások helyét bufferelt oxidmaróval kinyitjuk (c). Az ablakokon keresztül az előző fejezetben leírtak szerint meghatározott dózissal és energiával elvégezzük a bór implantációt (d), majd az ezt követő – aktiváló és behajtó - hőkezeléseket. A szelet mindkét oldalára 1 µm vastagságú APCVD (atmospheric pressure chemical vapor deposition – atmoszférikus kémiai gőzfázisú leválasztás) szilícium-dioxidot növesztünk (e), melyet a hátoldali 3. DRIE marási felületeken, az anódos kötési felületeken és a piezoellenállások kontakt furatainál oxidmaróval kinyitunk (f). A jobb lépcsőfedés érdekében porlasztással AlSi ötvözetet választunk le (g). Az AlSi ötvözettel az alumínium tüskék növekedését (szakzsargonban spike-osodást) igyekszünk elkerülni, mely tüskék a p-n átmenet tönkremenetelét okozhatják. Alumínium maróval eltávolítjuk a fémet a hátoldali 2. DRIE marási felületről, illetve előoldalon kialakítjuk a vezetékeket (h). Az előoldalra DRIE vastaglakkot (jellemzően 7 µm vastagságú) pörgetünk és kinyitjuk a hátoldali 1. DRIE marási felületet (i). Közben kialakítjuk a hátoldali lakkvédelmet. Az 1. DRIE marás során 20 µm vagy 50 µm mélységben bemarunk a hátoldalba (j). Eltávolítjuk a vastaglakkot, majd ismét gondoskodunk a hátoldali lakkvédelemről (k). Az AlSi, mint DRIE maszkoló réteg mellett a 2. DRIE marás során újabb 250 µm mélységet bemarunk a hátoldalon (l). A marás után eltávolítjuk a hátoldalról az AlSi réteget (m), majd a 3. DRIE marás során a membrán területén bemarjuk a szilíciumot a BOX-oxidig (n). Az előoldalon – szintén vastaglakk felhasználásával – kialakítjuk az ábrát, majd egy újabb DRIE marási lépéssel kimarjuk a későbbi üvegoldali vezetékek felől a szilíciumot BOX-oxidig (o). Utolsó lépésként a lakkot eltávolítjuk (p). Üvegoldalon első lépésként porlasztott szilíciumot választunk le, mely az üveg mélymarása ellen maszkol (b'). Kimarjuk a membrán alatti 20 µm mélységű üreget HF (hidrogén-fluorid) marószerrel (c'). Eltávolítjuk a porlasztott szilíciumot, majd kialakítjuk a szilícium és üveg oldali vezetékek helyén a 3µm mélységű üreg marási ábráját (d'), mely marás ellen már a fotoreziszt is elegendő. 1:20 hígítású HF oldatban kimarjuk a vezetékek helyét (e'). Gőzöléssel – de porlasztás is megfelelő – 1 μ m vastagságú alumínium réteget választunk le (f'), melyet ábrakialakítás után alumínium maróban elmarunk (g'). A szilícium oldali AlSi és az üvegoldali Al tappancsok szeletkötés utáni biztos elektromos kontaktusának érdekében egy kiegészítő alumínium réteget választunk le, melyhez a lift-off ábrát elkészítjük (h'), majd a fémet jellemzően gőzöléssel leválasztjuk (i'), végül lift-off technikával a tappancsokat kialakítjuk (j'). Az elkészült szilícium és üveg szeleteket maszkillesztőben végzett illesztés után szeletkötő berendezésben összekötöm (q). A kötés anódos kötés, melyet 1000 V előfeszítéssel, 450 °C hőmérsékleten, vákuumban két óra kötési idővel végzek. A technológia utolsó lépéseként egy programozható chipfűrésszel a szeletet felfűrészelem.



45. ábra: technológiai sorrend

Az elkészült szilíciumszeletet és a felfűrészelt szenzorok előoldali és hátoldali képeit a 46. *ábrán* láthatjuk. Megjegyzendő, hogy a kész szenzorok esetén az elő– és hátoldal kifejezés jelentése felcserélődik a technológiához képest, hiszen az elkészült szenzorok esetén a "hasznos" oldal – ahol a terhelés érkezik – a joystick felöli oldal, míg technológiában a "hasznos" oldal az eszközoldal. A képeken érdemes megfigyelni, hogy bár tervezés során – különösen a vezetékek megtervezése során – igyekeztem a lehető legnagyobb kötési felületet hagyni az anódos kötéshez, az még így is igen kis terület. Ugyanakkor hozzá tartozik az igazsághoz, ha már néhány ponton ki tud alakulni a kötés, az elegendő lehet, hiszen Si–O–Si elsőrendű – kovalens – kötésekről van szó.



46. ábra: az elkészült szilícium szelet a szenzorokkal (a), 1 mm x 1 mm szenzor (b) és 2 mm x 2 mm szenzor (c) hátoldali felvételek

6.3 Terheléses tesztek

Az elkészült szenzorokon igyekeztem minden – az előző fejezetben bemutatott – mérést újra elvégezni, de terjedelmi okokból ebben a fejezetben csak azokat ismertetem, melyeket a tervezés sikerességének megítéléséhez a legfontosabbnak tartok. Kiegészítve mindezt azzal, hogy a 20 μm membránvastagságú szenzorokat tartalmazó szelet az anódos kötés során megsérült, így – a viszonylag kis kihozatal miatt – csak egy–két szenzort "áldoztam fel" az előzetes tesztek elvégzéséhez. A szenzorokra ugyanis szükség volt egy későbbi fejezetben bemutatott sebészcsipeszbe történő beültetéshez. A kisszámú szenzor miatt nem tudtam például kellő mennyiségű mérést végezni ahhoz, hogy értelmezhető átlagot és szórást számoljak, illetve a bevonat hatását – szintén későbbi fejezet – is csak az 50 μm membránvastagságú szenzoron vizsgáltam.

A karakterisztikus irányokból végzett mérések eredményeit az 50 µm membránvastagságú szenzorra vonatkoztatva a 47. *ábrán*, míg a 20 µm membránvastagságú szenzor tekintetében a 48. *ábrán* foglaltam össze.



47. 50 μm membránvastagságú szenzor válaszjelei különböző terhelési esetekre

(magyarázatok a sematikus ábrákon)



48. 20 μm membránvastagságú szenzor válaszjelei különböző terhelési esetekre (magyarázatok a sematikus ábrákon)

A 20 µm membránvastagságú szenzor esetén a görbék azért tűnnek "zajmentesebbnek", mert – szintén a kisszámú szenzor miatt a töréseket elkerülendő – az adatokat nem a terhelés folytonos növelése mellett, hanem 50 mN lépésközönként rögzítettem.

A mérési adatokból – a karakterisztikus irányokra adott válaszjelekből – ezeknél az erőmérőknél is könnyen megfigyelhető a háromdimenziós működés. A 49. ábrán pedig az 50 μ m membránvastagságú szenzor – szintén 10 különböző szenzoron végzett – mérésekből számított átlagos válaszjelét és szórását láthatjuk. A görbe alapján megállapítható, hogy az 50 μ m membránvastagságú szenzor érzékenysége **16,0 mV/N/V**, míg a 20 μ m membránvastagságú szenzor – bár csak 2 mérés alapján – érzékenysége **75,7 mV/N/V** figyelembe véve, hogy a mérések során 2,5 V meghajtó feszültséget alkalmaztam.



49. 2 mm x 2 mm-es 50 µm membránvastagságú szenzor átlagos válaszjele

A következő fontos kérdés az volt, hogy az elkészült szenzorokon mért válaszjelek és érzékenység mennyire közelítik a szimulációk során számított eredményeket, melyek a projekt által elvárt eredmények is egyben. Az 50. *ábrán* látható, hogy a 4 mm x 4 mm erőmérő szenzor mérési eredményei alapján beállított szimulációs paraméterek és peremfeltételek alapján elvégzett számítások meglepően közel állnak a valósághoz. Ez azt jelenti, hogy a készített modell alapján – a dolgozatomban tárgyalt szenzorokéhoz hasonló elven működő, hasonló kialakítású, de némiképp eltérő geometriájú – szenzorok válaszjelei a gyártás előtt nagy biztonsággal megbecsülhetők.



membránvastagságú szenzor esetén

Végül az 51. ábrán összefoglaltam és összehasonlítottam az általam vizsgált szenzorok érzékenységét. A mérések között az Olvasó találhat egy olyan szenzort is, melyet értekezésemben külön nem tárgyaltam, de fenti méréseket szintén elvégeztem rajta, így összehasonlító adatként megállja a helyét. A szenzor nem SOI szeletre készült, hanem normál (100) orientációjú szeletre, melynél a membránvastagságot nem eltemetett oxiddal, hanem marási idővel állítottuk be. A pontos membránvastagságot mikroszkóppal lemértem. Az eredményekből feltételezhető egyrészt, hogy a membránvastagság csökkenésével a lineárisnál nagyobb mértékben nő az érzékenység. Másrészt, hogy a membránátmérő csökkenésével a szenzor válaszjelei.



51. ábra: érzékenység a geometria függvényében

6.4 Bevonat hatásának vizsgálata

Lévén az erőmérő szenzorok kialakításuk miatt rendkívül törékenyek, egy alkalmazás sem elképzelhető rugalmas bevonat használata nélkül. Ezért is tartottam fontosnak a rugalmas bevonat hatásának vizsgálatát. Az természetesen igaz, hogy a hatás mértéke rendkívüli mértékben függ a felhasznált polimer tulajdonságaitól, annak vastagságától és alakjától, de a méréseknek mindenképpen van létjogosultsága, legalábbis olyan értelemben, hogy meggyőződjünk róla, milyen jellegű változásokkal kell számolnunk. Utalnék itt példának okáért arra, hogy a perforált membrános változat polimerrel történő bevonása - egyszerű beöntés esetén – a szenzor működésképtelenségét eredményezi. De elképzelhető nem megfelelő polimer alkalmazása esetén az is, hogy a szenzor elveszti érzékenységét a nyíróirányú komponensekre és csak a z-irányú komponenst detektálja. Feltétlenül meg kellett tehát győződnünk arról, hogy hasonló következményekkel nem jár, ha a szenzort egy átlagos méretű, gyakran használt polimerrel bevonjuk. A tesztekhez végül a PDMS polimerbevonat mellett döntöttünk, mint a MEMS eszközök esetén leggyakrabban alkalmazott rugalmas bevonat. A bevonat vastagságát pedig 1 mm-re választottuk, mert ez az a vastagság, mellyel a szenzort általában előzetesen bevonjuk, hogy a végső helyükre történő beültetés során ne sérüljenek. Egy bevonattal ellátott tesztszenzort láthatunk az 52. ábrán.



52. ábra: PDMS bevonattal ellátott szenzor

A tesztmérések során a már megszokott karakterisztikus irányokban terheltem a szenzort, hogy irányfüggőségüket – 3D jellegű működésüket – ellenőrizzem. A nyilvánvaló jelentős érzékenységcsökkenés mellett az 53. *ábrán* jól látszik, hogy a szenzor hasonlóan viselkedik, mint azt a bevonat nélküli mérések során megszoktuk. Megfigyelhető ugyanakkor, hogy a jelek nemlinearitása erősebb, mint a bevonat nélküli esetben, és ez nem csak a szélesebb erőtartományban történő ábrázolás miatt látható. Vastagabb bevonatok esetén jól látszik, hogy

alacsonyabb erőtartományokban a jel erősen nemlineáris egészen addig, míg a polimer a mérőfej és az erőmérő erőközvetítő eleme között képes a deformációra. Egy küszöb erőérték elérése után a szenzor érzékenysége hirtelen megnő, majd onnantól közel lineárisan változik.



53. ábra: a bevonattal ellátott szenzor válaszjelei (magyarázat a sematikus ábrákon)

A bevonat hatását az érzékenységre – ezt már az előző ábrákon is megfigyelhettünk – jól szemlélteti a szintén 10 különböző szenzoron végzett mérésekből számított átlag és azok szórása, melyet az 54. *ábrán* ábrázoltam. A szenzor érzékenysége 1 mm vastag PDMS bevonat esetén tehát **0,84 mV/N/V**, ami $\frac{1}{20}$ része a bevonat nélküli szenzor érzékenységének. Fontos észrevenni továbbá, hogy a mérési eredmények szórása is lényegesen nagyobb – azonos erő mellett –, mint ahogy azt a bevonat nélküli szenzorok esetén tapasztaltuk.



54. ábra: a bevonatos 2 mm x 2 mm méretű 50 μm membránvastagságú szenzor átlagos válaszjele

A rugalmas bevonat nem csak a válaszjelek nagyságát – magát az érzékenységet – befolyásolja, hanem kihat a szenzor válaszidejére is. A válaszidők közötti különbség kiméréséhez egy üvegtűt rögzítettem egy kalibrált, kereskedelmi forgalomban is elérhető piezoelektromos kristályra (PI Ceramic GmbH, p153.10). A piezoelektromos kristály válaszidejét, annak rezonancia frekvenciájából számítottam az alábbi egyenlettel:

$$t_{v\acute{a}laszid\acute{o}} = \frac{1}{3f_0} \tag{44}$$

ahol $f_0 = 28,3 \ kHz$ a rezonanciafrekvencia, mely alapján a kristály válaszideje – késése – 11,8 µs. A bevonat nélküli szenzort 100 mN, míg a bevonatos szenzort 1 N erővel előfeszítettem annak érdekében, hogy ne zavarja meg a mérést a mérőtű–szenzor kontaktus megtörténtéig eltelt idő. A kristályt a mérések során négyszögjellel hajtottam meg. A mérések eredményeit *55. ábrán* láthatjuk.



Az eredmények alapján megállapítható, hogy – a kristály válaszidejének figyelembevételével – a bevonat nélküli szenzor válaszideje $36 \ \mu s$, míg a bevonatos szenzor válaszideje $60 \ \mu s$.

7 ZNO NANOSZÁLAK KARAKTERIZÁLÁSA (3. TÉZIS)

Az már korábban is látszott, hogy az erőmérő méretcsökkentése az alkalmazások egyre szélesebb körét nyithatja meg. További méretcsökkentés – esetleg a szubmikrométeres tartományba – elérésével akár tapintásérzékelő szenzor, akár mesterséges bőr is fejleszthetővé válna. Ez volt a motivációm, mikor a nanoszálak – mint lehetséges szubmikronos erőmérők – tanulmányozása felé fordultam. Az intézetben már korábban vizsgált nanoszálak – az irodalomkutatásban ismertetett – wurtzit kristályszerkezetű ZnO piezoelektromos félvezető szálak. Megfelelő fém kontaktussal – például arany kontaktussal – ezeknél a szálaknál megfigyelhető az úgynevezett piezotronikai hatás (piezotronic effect), mely erőmérők esetén is kihasználható [173]. A jelenség lényege, hogy a nanoszálban a mechanikai feszültség hatására indukált potenciálváltozás miatt a fém–félvezető Schottky kontaktus gátmagassága – végső soron a szál áram–feszültség karakterisztikája – a terhelő erővel arányosan megváltozik. Ez a változás pedig – például árammeghajtással – egyszerűen detektálható.

Kutatásaim során kizárólag a nanoszálak elektromos és mechanikai minősítésére fókuszáltam, minden egyéb kérdésben kollégáim, Szabó Zoltán és Erdélyi Róbert kutatásaira támaszkodtam [174][175].

A nanoszálakat előkészített szilícium alapú chipekre növesztettem, melyeken a megmunkált ZnO (cink–oxid) magréteget és a kétoldali alsó arany elvezetést kollégáim elkészítették. Minden chipen 8x8–as nanoszálmátrixot alakítottunk ki. A növesztéshez – kollégáim által már optimalizált – hidrotermális módszert alkalmaztam. A kiinduló oldat cinknitrát–hexahidrát és hexametilén–tetramin 3 mM–os vizes oldata, melyben a kiinduló chipet lezárt üvegben 90 °C– on 2 órán át hőkezeltem. Az egyik elkészült tesztchip az *56. ábrán* látható.



56. *ábra: tesztchip optikai mikroszkópos (a) és elektronmikroszkópos képe (b, c)*

7.1 Mérési elrendezés, módszer

A méréseket atomierő-mikroszkóppal (AIST NT, Smart SPM 1010, továbbiakban AFM) végeztem úgy, hogy a nanoszálat adott feszültséggel előfeszítettem (jellemző előfeszítés 0,2 V - 0,5 V), a szálat az AFM tűvel meghajlítottam, közben pedig a laterális erő jelet (LF- lateral force) és az elektromos áram változását rögzítettem. A mérésekhez az AFM tűt kalibráltuk, melynek menetéről részleteket Békési Anna TDK dolgozatában tudhat meg az Olvasó [176]. A vizsgálatban a kihívást az okozta, hogy egy-egy sikeresnek mondható eredményhez számtalan mérést kellett végezni. Ez egyrészt a nanoszálak törékenységének tudható be – sok szál még a feltérképezés, helymeghatározás során kitört –, másrészt annak, hogy a nanoszálak egy részénél eleve nem volt semmilyen válaszjel a mechanikai terhelésre. Mérést eleinte pedig egyszerre csak egy nanoszálon tudtunk végezni, melyet optikai mikroszkópos kép alapján választottunk ki. Ha a nanoszál kitört vagy nem "válaszolt" a terhelésre, mintacserét kellett végrehajtanunk, mely magában foglalta a kezdeti pozicionálást, AFM beállításokat is. Ezek időigénye meglehetősen nagy volt. Pontosan ez volt a motivációm, hogy az 57. ábrán látható mérési összeállítást kialakítsam. Az újdonság, hogy az általam tervezett PCB-re egyszerre több nanoszálat kontaktáltunk, majd a jeleket a PCB-ről elvezettük, ahogy az az 57.b ábrán látszik. A kialakítás szempontjából lényeges, hogy az AFM pásztázás során az alsó asztalt mozgatja, melyhez a minta is rögzítésre került. Fontos volt tehát, hogy az elvezetéseket úgy rögzítsem a PCB-hez, hogy azok ne zavarják az asztal szabad mozgását. Ennek érdekében a szalagkábelt egy mágnessel az AFM burkolatához rögzítettem úgy, hogy egy – a szabad mozgást biztosító - ráhagyást követően merőlegesen csatlakoztattam a hordozóhoz. Egy mérés során természetesen csak egy nanoszálat vizsgáltam, de a nanoszálak között egy külső egységen (57.a ábra belső kép) a vezetékek átdugásával egyszerűen válthattam, elkerülve a mintacserét és az AFM ismételt beállítását



57. ábra: mérési összeállítás

7.2 Mérési eredmények

A mérést a nanoszálmátrix feltérképezésével kezdtem úgynevezett tapogató módban (tappingmode), majd a térkép alapján kiválasztott nanoszál fölé helyezve a tűt, a száltól mindkét irányban kitérve, pásztázás közben csökkentettem a tű magasságát, addig, míg a laterális erő jelben határozottan meg nem jelent a tű és a nanoszál kontaktusára utaló változás. Ezt követően – a pásztázást leállítva – a tűt – mely a kitérés szélső helyén állt meg – lassan a szál felé léptettem. Két mérési módszert alkalmaztam. Az egyik, hogy a tű–szál kontaktust követően – mely szintén a laterális erő jelben látszott – meghatározott lépésközönként növeltem az erőt és folyamatosan rögzítettem az áram és erő jeleket (*58.d ábra*). A másik, hogy felvettem terheletlen állapotban egy erő–feszültség karakterisztikát, egy nagyobb ugrással megterheltem a nanoszálat, majd ismét felvettem egy erő–feszültség karakterisztikát. Ezt a ciklust többször megismételtem. A mérés eredményeit az *58.a–c ábrákon* ábrázoltam.





58. ábra: áram–feszültség karakterisztika változása terhelt és terheletlen állapotban (a), erő és áram jelek ugrás–terhelésnél (b, c) és lépcsős terhelés esetén (d)

A mérési eredményekből megállapítható, hogy a nanoszálak érzékenysége **2 mA/N–15 mA/N** között mozog, mely megítélésem szerint elsősorban a nanoszálak geometriájától, illetve a növesztés minőségétől, azaz a magréteg–nanoszál és fém–nanoszál átmenet jellemzőitől függ. Ez utóbbi feltehetően jelentősen befolyásolja egy nanoszál terhelhetőségét is, melyet igyekeztünk alátámasztani pásztázó elektron–mikroszkópos (SEM) vizsgálatokkal. Az *59.a ábrán* egy – a növekedés elején tartó – nanoszálat láthatunk, melynél a növekedés nem a teljes magrétegen indult meg. Ez egy oka lehet annak, hogy a nanoszálak már kis terhelés hatására is kifordultak helyükről, ahogy az az *59.b ábrán* látható nanoszállal is történt. További vizsgálatokat végeztünk fókuszált ion–nyalábbal (FIB), melynek segítségével a nanoszálakat hossztengelyük mentén félbevágtuk, majd vizsgáltuk a magréteg–nanoszál átmenet minőségét. Az *59.c ábrán* egy jó minőségű – feltehetően erős nanoszál – "gyökerét" láthatjuk, míg az *59.d ábrán* a jobb oldalán hibás átmenetet figyelhetünk meg.





59. ábra: a nanoszálakról készült SEM felvételek

A számtalan mérés, SEM és FIB vizsgálat után megállapítottam, hogy a nanoszál alapú erőmérők még meglehetősen messze állnak attól, hogy egy alkalmazásban megbízhatóan felhasználhatók legyenek, így a következő fejezetekben bemutatott alkalmazásoknál visszatértem a piezorezisztív elven működő, mikroméretű szenzorok tanulmányozására.

8 INTELLIGENS LAPAROSZKÓP (4–5 TÉZIS)

Az ENIAC INCITE nemzetközi projekt keretében feladatunk volt két eltérő érzékenységű és méretű erőmérő beültetése egy laparoszkóp csipeszébe úgy, hogy az erőmérők jeleit a csipeszben történő digitalizálást követően egy flexibilis PCB–n keresztül a robotkarig kivezessük (*60. ábra*). Az előző fejezetekben bemutatott 2 mm x 2 mm méretű 50 µm membránvastagságú szenzor a csipesz belsejébe került és a szorító erő mértékét mérte, míg az 1 mm x 1 mm méretű 20 µm membránvastagságú szenzor.



60. ábra: laparoszkóp és az erőmérő szenzorok helye (belső ábra)

8.1 Szenzorok beültetése

Első lépés a csipeszhez tervezett 30 cm hosszúságú flexibilis PCB–re történő beültetés. A csipesz geometriája miatt a kisebb szenzor a PCB egyik oldalára, míg a nagyobbik szenzor az analóg–digitális átalakítókkal a PCB másik oldalára került, ahogy ez a *61. ábrán* látszik. A PCB tervezés során feladatom volt a szenzorok kikötésének és elvezetésének megtervezése, valamint a flexibilis PCB érzékeny – vezetéktörésre hajlamos – területeinek meghatározása és megerősítése. Ahogy az ábrán is látszik a szenzorokat egy félgömb szilikongumi bevonattal láttuk el, hogy elkerüljük a sérüléseket beültetés során.



61. ábra: az erőmérő szenzorok és átalakítók elhelyezése a flexibilis PCB–n

Egy másik fontos kérdés a csipesz geometriája volt. A csipeszt alapvetően a BME Polimertechnika Tanszék munkatársai tervezték, de a szenzor érzékenységét befolyásoló geometriai részletekért én voltam felelős. Ez egyrészt annak a homloklemeznek a méreteit és elhelyezkedését jelentette, melyre a kisebbik erőmérő szenzor visszahajtásra került. A végső bevonat vastagsága ugyanis - mint erre korábban már kitértem - jelentősen befolyásolja a szenzor érzékenységét. A másik kritikus pont a szorító erő detektálása. A sebészrobotot fejlesztő lengyel FRK intézet munkatársai ugyanis azt az elvárást támasztották a csipesszel szemben, hogy az 20 N-ig képes legyen a terhelőerőt megmérni úgy, hogy közben esetenként akár 100 N terhelés is érheti a szenzort, ami annak tönkremenetelét okozná. Megoldásként a csipesz és annak végső bevonatának alakját meghatározó öntőforma kialakítását úgy kértem, hogy a szenzor teljesen süllyedjen be a csipesz harapási síkja alá, miközben a szenzoron kialakított polimerbevonat 200 µm vastagságban lógjon ki a síkból. Ez azt eredményezte, hogy a csipesz összezárásakor a polimer körülbelül 20 N erőig deformálódott – így a jeleket mérni tudtuk – majd 20 N felett a felső csipeszrész felfeküdt az alsó csipeszrész peremére, mely – mechanikai korlátként – megakadályozta, hogy a nagy erők a szenzort terheljék. A csipesz végső – titán ötvözetből 3D DMLS (direkt metal laser sintering – direkt lézer fémszinterezés) technológiával készült és biokompatibilis bevonattal ellátott – kialakítását a 62. *ábrán* láthatjuk azzal, hogy a bevonatot a végső felhasználáshoz – a szenzorok fényérzékenysége miatt – fekete adalékkal színeztük. A végső kialakítást - és ez igaz mind a PCB-re, mind a csipeszre - a 3 éven keresztül futó projekt során természetesen számtalan tesztverzió és tesztmérés megelőzte, melyekre terjedelmi okokból dolgozatomban nem térek ki.



62. ábra: a csipesz végső formája a beültetett szenzorokkal és átalakítókkal

8.2 Mechanikai tesztek

A mechanikai tesztek során a cél a csipesz érzékenységének vizsgálata a tapintásra és szorításra. A szorítóerő tesztekhez készített mérési összeállítás és a mérési eredmény a *63. ábrán* látható. Érdemes megfigyelni, ahogy a görbe a maximálisan mérendő 20 N erő felett lassan telítésbe megy. Az eredmények alapján megállapítható, hogy a csipesz a harapóerőre alacsonyabb erőtartományokban **0,25 mV/N**, míg nagyobb erőtartományokban **1,25 mV/N** átlagos érzékenységet mutat. A válaszjel nem-linearitása a flexibilis borítás viszkoelasztikus viselkedésével magyarázható.



63. ábra: a szorítóerőt mérő szenzor válaszjele

A tapintásérzékelő szenzor teszteredményei a *64. ábrán* láthatók. A szenzor jelei – a korábbi fejezetekben tárgyaltak alapján – a 45°–os karakterisztikus irányra jellemző alakot mutatnak. A függőleges eltolódásért a csipesz alsó részének aszimmetriája, míg a vízszintes eltolódásért

a szenzor aszimmetriája okolható. A kisebb befoglaló méret miatt ugyanis a szenzor nem az üveg hordozó közepére, hanem annak egyik szélére került – ahogy ezt a korábbi fényképeken láthattuk is –. A beültetés során azonban a szenzor a csipesz – vízszintes tengelyét nézve – közepére került, ezért a csipesz szempontjából z–irányú terhelés a szenzor szempontjából 45°– os esetnek felel meg. A működés szempontjából azonban ez kevésbé érdekes, hiszen csak a jelek erőhatásra történő megváltozását figyeljük, így végső soron a csipesz hegyét terhelő erővektor – csipesz koordinátarendszerében vett – iránya és nagysága is meghatározható. A mérések alapján a tapintásérzékelő szenzor érzékenysége **2 mV/N** értékre adódott.



64. ábra: a tapintásérzékelő szenzor válaszjelei

8.3 ESS tesztek

Az ESS tesztek a csipesz esetében is a hőmérséklettesztekre korlátozódtak kiegészítve azokat páratartalom vizsgálattal is. A vizsgált hőmérséklettartomány a projekt elvárása szerint -20 °C-+40 °C, mely szintén eltér a sztenderdektől. A 65.a ábrán látható eredmények alapján elmondható, hogy a csipesz a hőmérsékletváltozásra meglehetősen érzékeny. Ugyanakkor, ha figyelembe vesszük, hogy egy műtét során – a műtéti tér megnövelése érdekében használt állandó hőmérsékletű CO2 gáznak köszönhetően – a hőmérséklet közel állandó, ez önmagában okoz problémát. Természetesen gondoskodni kell megfelelő nem nagy а hőmérsékletkompenzációról, illetve a beavatkozás során a folyamatos kalibrációról. Ez utóbbi ebben az esetben azt jelenti, hogy a szenzor kimeneti jeleinek változása mindig a terheletlen állapotban újrarögzített jelekhez képest értendők. Ezzel a kalibrációs eljárással a jelentős hőmérsékletváltozás - például szállítás során - által okozott maradó jel eltolódások is kiküszöbölhetők. A relatív páratartalmat különböző hőmérsékletek mellett 40 % és 60 % között változtattam. A 65.b ábrán látható mérésből kiderül, hogy a csipesz a páratartalomra – ebben a tartományban - nem érzékeny, a válaszjelek változása itt is a hőmérsékletváltozást követi.



ábra: hőmérséklet (a) és páratartalom (b) vizsgálatok eredménye

8.4 Biomechanikai tesztek

Az első biomechanikai tesztnek tekinthető mérést a 66. ábrán látható összeállítással végeztem. A mérés alapján megállapítható, hogy a sebészcsipesszel akár az emberi vérnyomás is megmérhető, hiszen a normál vérnyomás 80 - 120 Hgmm, azaz 106 - 160mbar nyomás közé esik, míg a csipesszel ennél kisebb nyomás is pontosan meghatározható.



66. ábra: nyomásmérés

További biomechnanikai teszteket végeztünk lengyel kollégáinkkal úgy, hogy a csipeszt felszereltük egy laparoszkópra, majd azt egy robotkarhoz rögzítettük. A laparoszkóp markolatába ágyazott képernyőn a terhelő erőt jelenítettük meg, melyet a villamos jelek és előzetes kalibrációk segítségével számítottunk ki (67. *ábra*).



67. ábra: a teszt robotkar a laparoszkóppal (a) és a markolatba ágyazott kijelző (b)

A tesztekhez különböző állati szerveket (csirke szív, máj, zúza, szárny) és a csipeszbe befogott eszközöket (szike, tű) használtuk. A tesztek során megállapítottuk, hogy a visszamért villamos jelek alapján elkülöníthetők a lágy (bőr, izomszövet) és kemény (csont) szövetek, illetve az egyes szervek, ahogy ez a 68. *ábrán* bemutatott néhány mérési eredmény alapján látható.



68. ábra: a tapintásérzékelő szenzor válaszjelei csirke szív (a) és csirkeszárny lágy– és keményszövet esetén (b)

Végül a lengyel kollégák elkészítették az általunk beépített tapintásérzékelő szenzor jeleivel vezérelt haptikus irányítóegységet is. A teljes sebészrobot rendszer a *69. ábrán* látható.



69. ábra: sebészrobot rendszer a csipeszbe ültetett erőmérőkkel

9 AUTÓGUMI DEFORMÁCIÓ SZENZOR (6. TÉZIS)

Az erőmérő gumiabroncsba történő beültetésének alapötlete, hogy egy jármű gumiabroncsának menet közben történő deformációja arányos az útfelület és a gumi futófelülete között fellépő erőkkel. Ha pedig a gumi deformációját meg tudjuk mérni, akkor abból következtethetünk a gumi és útburkolat közötti erőviszonyok megváltozására, végső soron pedig jelezhetnénk egy megcsúszáshoz közeli állapot kialakulását megelőzve magát a megcsúszást. Erre kiválóan alkalmas lehet az általam kutatott – megfelelő helyre beépített – háromdimenziós erőmérő, lévén ennek jelei arányosak lehetnek a gumi deformációval.

9.1 Szenzor beültetése

A gumiszenzor esetén a két legfontosabb kérdés a szenzor beültetésének helye és módja. A bevezetőben már említettem, hogy kollégáim is végeztek kísérleteket a gumiszenzor beültetésére [2], de az nem működött megfelelően. Véleményem szerint a beágyazás módja nem volt alkalmas a fent leírt működéshez. Az általam kifejlesztett eljárással beültetett szenzor azonban megfelelően működött, így erre használati minta oltalmat kértünk. Az eljárás a 70. *ábrán* követhető. Első lépésként a polimer bevonattal megvédett erőmérő szenzort egy flexibilis PCB–re kivezetékezzük. A PCB–t egy fém alátétre ragasztjuk, mely megakadályozza a szenzor menet közben történő kifordulását a fészekből. Az abroncs belső oldalfalán vulkanizálható nyersgumiból "fészket" készítünk, melybe a szenzort beültetjük úgy, hogy a fém alátétet a gumiabroncs oldalfalához ragasztjuk. Ezt követően egy nyersgumi fedőlappal – melyet vulkanizálással egy gumigyűrűn keresztül a szenzor polimer bevonatához, illetve a nyersgumi fészekhez rögzítünk – lefedjük a szenzort úgy, hogy a fészek és a fedőlap között légrés maradjon. Ez a légrés biztosítja majd, hogy a szenzor a gumi oldalfalának megfelelően deformálódhasson.



70. ábra: beültetési eljárás sematikus rajza

9.2 Statikus mérések

A teszteket az előző fejezetben ismertetett eljárással beültetett szenzorokkal végeztük azzal a kiegészítéssel, hogy a statikus mérések során a szenzorok még a gumi külső felületén kaptak helyet (megjegyzendő, hogy statikus mérésen azt értem, a teszteket nem egy mozgó járművön, hanem egy mérőállványon, álló keréken végeztük). Ennek oka az egyszerűsítés volt, hiszen ebben az esetben egyszerűen vezetékeken keresztül tudtam kiolvasni a szenzor válaszjeleit. Úgy gondoltam, hogy kizárólag az elképzelés működőképességének vizsgálatához ez a módszer is kielégítő eredményt hozhat. A statikus méréseket egy erre a célra a WESTA–T Kft telephelyén kifejlesztett mérőállványon végeztük. A gumiabroncs alatt kialakításra került egy x–, y– és z– irányú erő mérésére alkalmas mérőcellákból összeállított asztal, melyet x, y és z irányba egymástól függetlenül mozgathattam. A mérési összeállítás a *71. ábrán* látható.



71. ábra: a tesztállvány (a) és a beültetett szenzor (b)

Az erőmérő és a mérőcellák jeleit párhuzamosan, egy általam írt LabView szoftver segítségével olvastam ki és mentettem. A mérés során a gumiabroncsra értelemszerűen először egy megfelelő nagyságú z–irányú terhelést adtam, majd x és y irányokba – külön–külön és egyszerre is – elmozgattam az asztalt. A mérés eredményei a 72. *ábrán* tanulmányozhatók. Érdemes megfigyelni, hogy valóban arányosak a jelek a deformációval. Jó példa erre a 20. perc körüli x–irányú erőkomponens előjelváltása. A negatív előjel esetén az 1–es és 3–as híd jelei széttartanak, míg a 2–es és 4–es híd jelei közelítik egymást. Ellentétes előjelnél ugyanakkor a hídfeszültségek változásának iránya is megváltozik. De hasonló viselkedés figyelhető meg a 35. perc körül is.



72. ábra: a statikus mérés eredményei

Annak érdekében, hogy biztos legyek a beültetési eljárás sikerében, a szenzorok vizsgálatánál már alkalmazott többszörös regresszióval is megvizsgáltam a jelek közötti összefüggést. Az eredmények kielégítő egyezést mutattak, ahogy az a *73. ábrán* is látható.



73. ábra: a többszörös regressziószámítás eredménye

9.3 Dinamikus mérések

A sikeres statikus mérések alapján megkezdhettem a dinamikus – a jármű mozgása közben végzett – tesztek előkészítését. Ehhez szükségem volt mindenekelőtt egy vezeték nélküli kiolvasó egységre, melyet Földesy Péter és Szappanos Miklós kollégáim készítettek. A kiolvasó egység – melyet szintén be kellett ágyazni a gumiabroncsba – akkumulátorról üzemel, melynek kívülről történő töltését meg kellett oldani annak érdekében, hogy csak meghibásodás esetén kelljen az abroncsot a felniről leszerelni. Ehhez egy kereskedelmi forgalomban is kapható töltőtekercset alkalmaztunk, melynek belső tekercsét szintén a gumiabroncshoz rögzítettük. Természetesen a dinamikus tesztekhez már a szenzort is a gumi – legnagyobb deformációt szenvedő – belső oldalfalára rögzítettük. A végső kialakítás a 74. *ábrán* látható.



74. ábra: a beágyazott szenzor, kiolvasó egység és töltőtekercs

Az előzetes dinamikus teszteket a KFKI telephelyen végeztük, melyek olyan alapvető információk vizsgálatára szorítkoztak, mint a kerékfordulatszám, lassulás, gyorsulás, jobbra és balra kanyarodás ténye. A kerékszenzort a jobb első gumi külső oldalának belső oldalfalára rögzítettük. A mérés egy részletét a 75. *ábrán* láthatjuk.



75. ábra: balra és jobbra kanyarodás során mért Fx (felül) és Fz (alul) komponenssel arányos villamos jelek

A sikeres előzetes teszteket követően két kísérleti gumiabroncsot felszereltük egy önvezető járműre, a gumin kívüli jelfogadó egységeket elhelyeztük a motorház alatt, illetve a villamos jeleket átalakítottuk a CAN BUS protokollnak megfelelően úgy, hogy a jármű fedélzeti számítógépe fogadni és – a jármű egyéb fontos adataival (sebesség, gyorsulás, kormányszög állás, stb.) – menteni tudja azokat (76. *ábra*).



76. ábra: a tesztautó (a), az adatgyűjtő számítógép (b), a CAN BUS–ra csatlakoztatott szenzorok (c)

Az autóval dinamikus teszteket dolgozatom elkészítésének időpontjáig még nem volt alkalmunk végezni, de az előzetes tesztek alapján a rendszer működik, így a közeljövőben a valós – akár szélsőséges helyzetek mellett végzett – tesztekre is sor kerül.

10 ÖSSZEFOGLALÁS

Dolgozatomban megmutattam, hogy az EK MFA MEMS laboratóriumban gyártott piezorezisztív elven működő erőmérő szenzorok valós háromdimenziós működésre képesek. Ezt alátámasztottam egyrészt olyan karakterisztikus irányokban végzett terheléses tesztekkel, melyek eredményeiből a térbeli működés szemmel is megállapítható, másrészt mindezt igazoltam többszörös regresszió számítással és neurális háló alkalmazásával véletlenszerű irányokra is. Megállapítottam, hogy a geometriai kialakítástól – membrán átmérő, membrán vastagság, membrán kialakítás – jelentősen függ a szenzor érzékenysége. A 940 µm átmérőjű, 50 µm vastagságú perforáció nélküli membrán esetén 8,3 mV/N/V, az ezzel azonos méretű, de perforált membrán esetén 57,5 mV/N/V, az 500 µm átmérőjű 50 µm vastagságú perforáció nélküli membrán esetén 8,3 mV/N/V, az ezzel azonos méretű, de perforált membrán esetén 16,0 mV/N/V, az azonos átmérőjű, de 20 µm vastag membrán esetén pedig 75,7 mV/N/V érzékenység adódott.

Bemutattam a szimulációs eredményeket, melyek igen jó egyezést mutattak a mért eredményekkel a kisebb és nagyobb laterális méretű szenzorok esetén egyaránt. Vizsgáltam a hőmérsékletváltozás hatását, mely során megállapítottam, hogy a tokozást követően a hőmérsékletfüggés lényegesen nagyobb, mint tokozás előtt. Mérésekkel igazoltam ugyanakkor, hogy az ellenállások egyszerű feszültségosztókba szervezése már önmagában jelentős hőmérsékletkompenzációt eredményez.

Bemutattam annak a háromdimenziós erőmérőnek a tervezési folyamatát, mely jelenleg a legkisebb piezorezisztív elven működő, szilíciumból készült, már közvetlenül PCB–re ültethető erőmérő szenzor.

Vizsgáltam a rugalmas bevonat hatását, mely során kimértem, hogy az 500 μ m átmérőjű, 50 μ m vastagságú szenzor esetén az 1 mm vastag PDMS bevonat a szenzor érzékenységét 0,84 mV/N/V értékre, azaz $\frac{1}{20}$ -ára csökkenti, válasz idejét pedig 36 μ s-ról 60 μ s-ra növeli.

További méretcsökkentés érdekében méréseket végeztem piezoelektromos félvezető ZnO nanoszálakon, melyek érzékenysége 2 mA/N - 15 mA/N között alakult. A mérések során azonban az is kiderült, hogy a nanoszálak gyártástechnológiája nem tart még azon a szinten, hogy azok felhasználhatók legyen alkalmazásokban. A szálak nagy része gyenge, könnyen törik, egy másik jelentős hányaduknál pedig nem volt a mechanikai terhelésre mérhető elektromos válaszjel.

Dolgozatomban két olyan alkalmazást is bemutattam, melyekben a laboratóriumunkban gyártott erőmérő szenzorokat használtuk fel. Ismertettem az ENIAC INCITE projekt

támogatásával megvalósult "okos" laparoszkóp alkalmazást, melynek keretében két erőmérő szenzort ültettünk sebészrobot laproszkópjának végére rögzített csipeszbe. Egyet a csipesz hegyébe, mint tapintásérzékelő szenzort, egyet pedig a csipesz közepébe a szorító erő mérése céljából. Az erőmérők tervezésén, kalibrálásán, a kész csipeszen végzett tesztek kivitelezésén kívül részt vettem a PCB és a csipesz geometriájának kialakításában, mely fontos szerepet játszott a projekt által támasztott elvárások teljesítésében. A tapintásérzékelő szenzor esetében a homloklap pozíciójának meghatározása – és így a bevonat vastagsága –, míg a szorítóerőt mérő szenzor esetében a túlterhelés megakadályozásának érdekében kialakított mechanikai lehatárolás mellett a kellő érzékenységet biztosító kialakítás megtervezése volt a feladatom. Ismertettem továbbá egy gumideformáció mérésére alkalmas eszközt, melynek működése szintén a MEMS 3D erőmérő szenzorunkon alapul. A beágyazási eljárás megtervezésével elértem – és ezt mérésekkel és számításokkal alátámasztottam –, hogy az eszköz megvalósította a kitűzött célt, azaz valóban a gumi futófelülete és az útburkolat között fellépő erőkkel arányos villamos jeleket szolgáltat.

11 KITEKINTÉS

Bemutatott kutatásaim többségének már dolgozatom megírásának időpontjában volt vagy van folytatása hazai, nemzetközi projekt vagy ipari együttműködés keretében, melyeket az értekezésben már terjedelmi okokból nem tudtam részletesen kifejteni.

A sebészcsipeszbe ültetett szenzorok esetén a projektet sikerrel zártuk, melynek folytatásaként meghívást kaptunk a Position–II – szintén Európai Uniós – projektbe, melynek keretében katéter fejébe kell erőmérő szenzort ültetnünk.

A nanoszálakkal kapcsolatosan pedig jó eredményeket értünk el a PiezoMat projektben, ahol nagyfelbontású ujjlenyomat szenzort fejlesztettünk ZnO nanoszálakból álló mátrixból.

Az autógumiba ágyazott szenzorunk után pedig már – az eddigi egyetemi és más kutatóintézetekkel közös együttműködésen kívül – ipari érdeklődés is mutatkozott, mely alapján egy vezető autóipari fejlesztő céggel a közös munkát meg is kezdtük.

Az mikroerőmérő szenzorok jövőjéről úgy gondolom, hogy – bár a Yole Développement (www.yole.fr) piackutató által 2015 évre becsült felfutása igazából máig nem érkezett el, nincs meg még az igazán átütő alkalmazás (a köznyelvben killer application), létezniük kell olyan – most még talán látens – igényeknek, melyek megfelelő kielégítése csak a háromdimenziós erőmérőkkel lesz megvalósítható. A szakirodalmat tanulmányozva talán ez már elmondható a sebészrobotikában az erő–visszacsatolás iránt lassan növekvő érdeklődésről, vagy arról a tényről, hogy egy autógumi deformációja a legegyszerűbben és legpontosabban egy erőmérő szenzor beágyazásával mérhető meg. Ez utóbbinál persze még kérdés – és ez az, amiért én is kíváncsian várom az első tesztpályás eredményeket –, hogy tudunk–e olyan többletinformációt szolgáltatni a szenzorunkkal, amiért érdemes egy jól bevált gumigyártási technológiát megbolygatni. Mert azért az igazsághoz az is hozzátartozik, hogy ami a tesztek során még elfogadható – akár élettartam kérdések, akár beültetési eljárás –, az az iparban egy sorozatgyártás esetén messze nem elégíti ki a szabványok és jogszabályi előírások követelményeit.

12 ÚJ TUDOMÁNYOS EREDMÉNYEK

1, Elsőként vizsgáltam piezorezisztív erőmérő 3D irányfüggőségét és igazoltam kísérletileg különböző geometriai méretű eszközökön, különös tekintettel a méretcsökkentés hatásaira. A 940 μm átmérőjű, 50 μm vastagságú perforáció nélküli membrán esetén 8,3 mV/N/V; az ezzel azonos méretű, de perforált membrán esetén 57,5 mV/N/V; az 500 μm átmérőjű 50 μm vastagságú perforáció nélküli membrán esetén 16,0 mV/N/V; az azonos átmérőjű, de 20 μm vastagságú perforáció nélküli membrán esetén 16,0 mV/N/V; az azonos átmérőjű, de 20 μm vastag membrán esetén pedig 75,7 mV/N/V érzékenység adódott. Ez összevág a Comsol Multiphysics szoftverrel készített szimulációkkal. [S1], [S2], [S3]

2, Kísérletileg határoztam meg a flexibilis bevonat hatását az erőmérő érzékenységére. 500 μ m átmérőjű, 50 μ m membrán vastagságú szenzor esetén arra jutottam, hogy az 1 mm vastag PDMS bevonat a szenzor érzékenységét 0,84 mV/N/V értékre, azaz $\frac{1}{20}$ -ára csökkenti, az érzékelő válaszidejét pedig 36 μ s-ról 60 μ s-ra növeli. [S1], [S3]

3, Mérési eljárást dolgoztam ki piezoelektromos nanoszál alapú szubmikronos erőmérő oldalirányú terhelésének vizsgálatára tűszondás mikroszkóppal. A szubmikronos piezoelektromos félvezető ZnO nanoszál alapú érőmérő érzékenysége a mérések alapján 2 mA/N - 15 mA/N közé esik [S4].

4, Elsőként használtam félvezető alapú piezorezisztív MEMS erőmérőt, mint tapintásérzékelőt sebészrobot csipeszében, megteremtve ezzel az egyes szövetek megkülönböztetésének lehetőségét. A szövet érintését követő egyenletes elmozdulás alkalmazása mellett csontszövet esetén 200 mN/mm, lágyszövet – bőr és izomszövet – esetén 125 mN/mm átlagos rugalmassági paramétert mértem. [S1], [S2], [S5], [S6], [S7]

5, Kidolgoztam szorítóerőt mérő szenzor sebészcsipeszbe történő beültetési eljárását úgy, hogy a szenzor a csipesz harapási síkja alá süllyed, miközben a szenzoron kialakított polimer bevonat 200 µm magasságban kiemelkedik a síkból. Ezzel sikerült megvalósítani, hogy a csipesz a robotgyártó által előírt feltételeknek megfeleljen, azaz a szenzor mérési tartománya legalább 20 N, tönkremenetele 100 N feletti legyen [S1], [S2], [S5], [S6], [S7].

6, Kidolgoztam egy használati mintaoltalommal védett eljárást, melynek segítségével egy 3D erőmérő úgy ültethető be egy gépjármű gumiabroncsának belső oldalfalába, hogy az a jármű menetdinamikájának *in situ* monitorozását teszi lehetővé. [S8]
13 KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Mindenekelőtt szeretnék köszönetet mondani témavezetőimnek, Fürjes Péternek és Volk Jánosnak, továbbá Csikósné Pap Andreának az elmúlt években nyújtott szakmai támogatásért. Köszönöm Bársony Istvánnak és Pécz Bélának a Műszaki Fizikai és Anyagtudományi Intézet korábbi és jelenlegi igazgatójának, illetve Battistig Gábornak a Mikrotechnológiai Osztály egykori vezetőjének, hogy az Intézetben lehetőséget biztosítottak kutatómunkám, kísérleteim elvégzésére BSc, MSc és PhD tanulmányaim alatt. Külön köszönet Dücső Csabának a technológiával kapcsolatos információkért, az átadott tudásért és tapasztalatokért, a rengeteg közös munkáért. Kiemelten köszönöm Pajer Károlynének és Erős Magdolnának a rengeteg tanácsot és a technológiai folyamatokon, maszkábrákon történt közös gondolkodást. Nagy Attilának a tokozásban nyújtott segítségét, a közös ötleteléseket, a rengeteg egyedi megoldást, melyek nélkül nem végezhettem volna zökkenőmentesen kísérleteimet.

Köszönöm továbbá az osztály minden jelenlegi és volt munkatársának a rengeteg támogatást és segítséget, melyet tanulmányaim és munkám során kaptam.

Hálával tartozok **Borsa Judit**nak, aki mindig azonnal válaszolt arra a számtalan kérdésre, melyet tanulmányaimmal kapcsolatban feltettem.

Köszönettel tartozok a támogatásért az **Új Nemzeti Kiválóság Programnak**, melyet három alkalommal is elnyertem (OE–RH, 1415/34, 2019; OE–OF, 325/6, 2018; ÚNKP–17–3I–OE–779/47), illetve az alábbi projekteknek, melyekben PhD tanulmányaim alatt aktívan részt vettem:

- **INCITE** (Intelligent Catheters in Advanced Systems for Interventions, JTI–CP– ENIAC–2013–1–621278)
- **PiezoMAT** (7th Framework Program of the European Commission, grant No. 611019)
- KOFAH (Nemzeti Kutatási és Fejlesztési Hivatal Nemzeti Versenyképességi és Kiválósági Program NVKP_16–1–2016–0018)
- **Position–II** (A pilot line for the next generation of smart catheters and implants, ECSEL2017–2–783132)

És mindenekfelett köszönöm **családomnak** a lelki támogatást, **feleségemnek**, hogy a nehéz időszakokban is mellettem állt és **gyermekeimnek**, akikből rengeteg energiát merítettem az elmúlt években.

14 IRODALOMJEGYZÉK

- [1] T. Kárpáti *et al.*, "Packaging of a 3-axial piezoresistive force sensor with backside contacts," *Microsyst. Technol.*, vol. 20, no. 6, pp. 1063–1068, 2014.
- [2] S. Kulinyi, A. Nagy, I. Sztancsik, R. L. Végvári, and A. Pongrácz, "Gumijavító foltba ágyazott piezorezisztív elvű szilícium szenzor autógumideformációjának közvetlen méréséhez induktív táplálással és kommunikációval," P1100636, 2011.
- [3] E. Hahn, G. Harsányi, I. Lepsényi, and J. Mizsei, *Érzékelők és beavatkozók*. Budapest: Műegyetem Kiadó, 1999.
- [4] J. Fraden, Handbook of modern sensors: Physics, designs, and applications. Springer, 2016.
- [5] D. M. Ştefănescu, Handbook of Force Transducers. Springer-Verlag, 2011.
- [6] T. A. Black, G. W. Thurtell, and C. B. Tanner, "Hydraulic Load–Cell Lysimeter, Construction, Calibration, and Tests1," *Soil Sci. Soc. Am. J.*, vol. 32, no. 5, p. 623, 1968.
- [7] J. Zhenlin, G. Feng, and Z. Xiaohui, "Design and analysis of a novel isotropic sixcomponent force/torque sensor," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 109, no. 1–2, pp. 17– 20, Dec. 2003.
- [8] N. Shamsudhin *et al.*, "Probing the micromechanics of the fastest growing plant cell — The pollen tube," in 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2016, pp. 461–464.
- [9] Z. Zhou, Z. Wang, and L. Lin, *Microsystems and nanotechnology*, vol. 9783642182. Springer–Verlag Berlin Heidelberg, 2012.
- [10] J. W. Judy, "Microelectromechanical systems (MEMS): fabrication, design and applications," *Smart Mater. Struct.*, vol. 10, no. 6, pp. 1115–1134, 2001.
- [11] M. Horie, H. Funabashi, and K. Ikegami, "A study on micro force sensors for microhandling systems," *Microsyst. Technol.*, vol. 1, no. 3, pp. 105–110, Jul. 1995.
- [12] H. H. Bau, N. F. deRooij, and B. Kloeck, *Sensors: Mechanical Sensors, Volume 7*, vol. 7. 1993.
- [13] M.-H. Bao, *Micro mechanical transducers: pressure sensors, accelerometers, and gyroscopes*, vol. 8, no. 1999. 2000.
- [14] G. S. Nadvi, D. P. Butler, Z. Çelik-Butler, and I. E. Gönenli, "Micromachined force sensors using thin film nickelchromium piezoresistors," J. Micromechanics Microengineering, vol. 22, no. 6, Jun. 2012.
- [15] P. Baki, G. Székely, and G. Kósa, "Design and characterization of a novel, robust, triaxial force sensor," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 192, pp. 101–110, 2013.
- [16] F. Sato, K. Takahashi, T. Abe, M. Okuyama, H. Noma, and M. Sohgawa, "Texture Characterization Including Warm/Cool Sensation using Force-, Light-, and Temperature-Sensitive Microelectromechanical Systems Sensor," *Sensors Mater.*, vol. 29, no. 3, pp. 311–321, 2017.
- [17] Q. Xu, "Design and Development of a Novel Compliant Gripper With Integrated Position and Grasping/Interaction Force Sensing," *IEEE Trans. Autom. Sci. Eng.*, vol.

14, no. 3, pp. 1415–1428, 2017.

- [18] C. S. Smith, "Piezoresistance effect in germanium and silicon," *Phys. Rev.*, vol. 94, no. 1, pp. 42–49, 1954.
- [19] Q. Liang, D. Zhang, G. Coppola, Y. Wang, S. Wei, and Y. Ge, "Multi–Dimensional MEMS/Micro Sensor for Force and Moment Sensing: A Review," *IEEE Sens. J.*, vol. 14, no. 8, pp. 2643–2657, 2014.
- [20] D. Gajula, I. Jahangir, and G. Koley, "High temperature AlGaN/GaN membrane based pressure sensors," *Micromachines*, vol. 9, no. 5, Apr. 2018.
- [21] J. F. Mullaney, "Optical properties and electronic structure of solid silicon," *Phys. Rev.*, vol. 66, no. 11–12, pp. 326–339, 1944.
- [22] A. A. Barlian, W. T. Park, J. R. Mallon, A. J. Rastegar, and B. L. Pruitt, "Review: Semiconductor piezoresistance for microsystems," *Proceedings of the IEEE*, vol. 97, no. 3. pp. 513–552, Mar–2009.
- [23] N. Janković, "Semiconductor sensors," *Microelectronics J.*, vol. 28, no. 3, p. 360, 1997.
- [24] C. Kósa, *Nyugvó rendszerek mechanikája*. Budapest: Óbudai Egyetem, 2010.
- [25] Z. Z. Wang, J. Suski, D. Collard, and E. Dubois, "Piezoresistivity effects in N–MOSFET devices," in TRANSDUCERS '91: 1991 International Conference on Solid–State Sensors and Actuators. Digest of Technical Papers, pp. 1024–1027.
- [26] Y. Kanda, "A Graphical Representation Of The Piezoresistance Coefficients In Silicon," *IEEE Trans. Electron Devices*, vol. 29, no. 1, pp. 64–70, 1982.
- [27] C. Kósa, *Rugalmas rendszerek mechanikája (Műszaki mechanika II.)*. Budapest: Óbudai Egyetem, 1985.
- [28] F. Arai, D. Andou, Y. Nonoda, T. Fukuda, H. Iwata, and K. Itoigawa, "Micro endeffector with micro pyramids and integrated piezoresistive force sensor," in *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 1996, vol. 2, pp. 842–849.
- [29] K. Matsudaira, T.-V. Nguyen, K. H. Shoji, T. Tsukagoshi, T. Takahata, and I. Shimoyama, "Mems force sensor array for evaluating the contractility of IPS cell-derived cardiomyocytes," in 2017 19th International Conference on Solid–State Sensors, Actuators and Microsystems (TRANSDUCERS), 2017, pp. 36–38.
- [30] W. Zhang, A. Sobolevski, B. Li, Y. Rao, and X. Liu, "An Automated Force-Controlled Robotic Micromanipulation System for Mechanotransduction Studies of Drosophila Larvae," *IEEE Trans. Autom. Sci. Eng.*, vol. 13, no. 2, pp. 789–797, 2016.
- [31] H. Park *et al.*, "Measuring the vibration of cells subjected to ultrasound using a MEMS– based force sensor array," in 2016 IEEE 29th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS), 2016, pp. 695–697.
- [32] B. Komati, J. Agnus, C. Clévy, and P. Lutz, "Prototyping of a highly performant and integrated piezoresistive force sensor for microscale applications," *J. Micromechanics Microengineering*, vol. 24, no. 3, 2014.
- [33] T. Chen, L. Chen, L. Sun, J. Wang, and X. Li, "A sidewall piezoresistive force sensor used in a MEMS gripper," in *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics*), 2008, vol.

5315 LNAI, no. PART 2, pp. 207–216.

- [34] S. Kohyama *et al.*, "MEMS force and displacement sensor for measuring spring constant of hydrogel microparticles," in 2017 IEEE 30th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS), 2017, pp. 1040–1043.
- [35] T. C. Duc, J. F. Creemer, and P. M. Sarro, "Piezoresistive cantilever beam for force sensing in two dimensions," *IEEE Sens. J.*, vol. 7, no. 1, pp. 96–104, Jan. 2007.
- [36] K. Erdil, T. Ayrac, O. G. Akcan, and Y. D. Gokdel, "Perforated Paper–Based Piezoresistive Force Sensor," 2019, pp. 289–292.
- [37] Z. B. Hughes, R. Rahimi, M. Ochoa, and B. Ziaie, "Rapid prototyping of piezoresistive MEMS sensors via a single-step laser carbonization and micromachining process," in 2015 Transducers 2015 18th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (TRANSDUCERS), 2015, pp. 1287–1290.
- [38] Y. Wei and Q. Xu, "An overview of micro-force sensing techniques," *Sensors and Actuators, A: Physical*, vol. 234. Elsevier, pp. 359–374, 01–Oct–2015.
- [39] V. Gábor, Á. Antalné, D. Csaba, B. István, and K. Attila, "Tapintásérzékelő tömbök tervezés és jelfeldolgozás," *Híradástechnika*, vol. 62, no. 10, pp. 47–53, 2007.
- [40] É. Vázsonyi, M. Ádám, C. Dücs, Z. Vízváry, A. L. Tóth, and I. Bársony, "Threedimensional force sensor by novel alkaline etching technique," in *Sensors and Actuators, A: Physical*, 2005, vol. 123–124, pp. 620–626.
- [41] D. Molnár, A. Pongrácz, M. Ádám, Z. Hajnal, V. Timárné, and G. Battistig, "Sensitivity tuning of A 3-axial piezoresistive force sensor," in *Microelectronic Engineering*, 2012, vol. 90, pp. 40–43.
- [42] A. Tibrewala, A. Phataralaoha, and S. Büttgenbach, "Simulation, fabrication and characterization of a 3D piezoresistive force sensor," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 147, no. 2, pp. 430–435, Oct. 2008.
- [43] S. B. Joe and S. M. Shaby, "A comprehensive survey on the research headway of piezoresistive diaphragms for micro electromechanical applications," in 2017 International Conference on Intelligent Computing, Instrumentation and Control Technologies, ICICICT 2017, 2018, vol. 2018–Janua, pp. 1298–1307.
- [44] M. Ádám, T. Mohácsy, P. Jónás, C. Dücso, É. Vázsonyi, and I. Bársony, "CMOS integrated tactile sensor array by porous Si bulk micromachining," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 142, no. 1, pp. 192–195, Mar. 2008.
- [45] L. Beccai *et al.*, "Design and fabrication of a hybrid silicon three–axial force sensor for biomechanical applications," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 120, no. 2, pp. 370–382, May 2005.
- [46] A. A. S. Mohammed, W. A. Moussa, and E. Lou, "High sensitivity MEMS strain sensor: Design and simulation," *Sensors*, vol. 8, no. 4, pp. 2642–2661, Apr. 2008.
- [47] C. H. Hansen and C. H. Hansen, "Structural Mechanics Fundamentals," in *Foundations* of Vibroacoustics, 2018, pp. 61–128.
- [48] N. Alcheikh, C. Coutier, S. Giroud, C. Poulain, and P. Rey, "Characterization and modeling of a piezoresistive three–axial force micro sensor," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 201, pp. 188–192, 2013.

- [49] P. Estevez *et al.*, "6 DOF force and torque sensor for micro-manipulation applications," in *Sensors and Actuators, A: Physical*, 2012, vol. 186, pp. 86–93.
- [50] M. Billot, X. Xu, J. Agnus, E. Piat, and P. Stempflé, "Multi–axis MEMS force sensor for measuring friction components involved in dexterous micromanipulation: design and optimisation," *Int. J. Nanomanuf.*, vol. 11, no. 3–4, pp. 161–184, Jan. 2015.
- [51] W. Zhang *et al.*, "Design and characterization of a silicon piezoresistive three–axial force sensor for micro–flapping wing MAV applications," in *International Conference on Experimental Mechanics 2014*, 2015, vol. 9302, p. 93023E.
- [52] A. Tibrewala, A. Phataralaoha, and S. Büttgenbach, "Development, fabrication and characterization of a 3D tactile sensor," *J. Micromechanics Microengineering*, vol. 19, no. 12, 2009.
- [53] Y. M. and K. T. and F. S. and H. Takao, "A MEMS hardness sensor with reduced contact force dependence based on the reference plane concept aimed for medical applications," *Jpn. J. Appl. Phys.*, vol. 55, no. 4S, p. 04EF11, 2016.
- [54] Y. Zhao *et al.*, "Design and development of a cutting force sensor based on semiconductive strain gauge," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 237, pp. 119–127, Jan. 2016.
- [55] N. Thanh–Vinh, H. Takahashi, K. Matsumoto, and I. Shimoyama, "Two–axis MEMS– based force sensor for measuring the interaction forces during the sliding of a droplet on a micropillar array," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 231, pp. 35–43, Jul. 2015.
- [56] R. Kozai, K. Terao, T. Suzuki, F. Shimokawa, and H. Takao, "A novel configuration of tactile sensor to acquire the correlation between surface roughness and frictional force," in 2015 28th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS), 2015, pp. 245–248.
- [57] P. D. S. and S. M. and J.-T. L. and B. A. and K. W. and J. Davidson, "Axial asymmetry for improved sensitivity in MEMS piezoresistors," J. Micromechanics Microengineering, vol. 26, no. 9, p. 95014, 2016.
- [58] T. Okatani, H. Takahashi, K. Noda, T. Takahata, K. Matsumoto, and I. Shimoyama, "A Tactile Sensor Using Piezoresistive Beams for Detection of the Coefficient of Static Friction," *Sensors*, vol. 16, no. 5. 2016.
- [59] R. W. and Y. L. and W. X. and B. B. and G. Z. and J. L. and J. X. and W. Z. and C. X. and B. Zhang, "A 'fitness-wheel-shaped' MEMS vector hydrophone for 3D spatial acoustic orientation," *J. Micromechanics Microengineering*, vol. 27, no. 4, p. 45015, 2017.
- [60] T. Omiya *et al.*, "Micropillar type three-axis force sensor for measurement of cellular force," in 2015 Transducers 2015 18th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (TRANSDUCERS), 2015, pp. 188–191.
- [61] H. Liu, Z. Yu, Y. Liu, and X. Fang, A micro-force sensor with beam-membrane structure for measurement of friction torque in rotating MEMS machines, vol. 8, no. 10. 2017.
- [62] P. Curie and J. Curie, "Développement par compression de l'électricité polaire dans les cristaux hémièdres à faces inclinées," *Bull. Minéralogie*, pp. 90–93, 1880.
- [63] A. N. Holden, G. T. Kohman, W. P. Mason, and S. O. Morgan, "Heavy Water Rochelle

Salt," Phys. Rev., vol. 56, no. 4, p. 378, Aug. 1939.

- [64] F. Puskás, "Piro- és Piezoelektromos jelenségek," Firka, vol. 17., no. 2., pp. 63-66, 2007.
- [65] L. Pápay, Kristálytan, Ásvány–, Kőzettan. Szeged: Szegedi Egyetemi Kiadó, 2006.
- [66] Á. Budó, *Kísérleti Fizika II*. Budapest: Tankönyvkiadó, 1979.
- [67] C. Kittel, Introduction to Solid State Physics, 8th ed. Wiley, 2004.
- [68] T. Sterk, "Az elektret," Fiz. Szle., no. 11, pp. 340–346, 1961.
- [69] K. Kovács and T. Rádóczi, "Ferroelektromos kerámiák 1. rész: Elméleti alapok, anyagrendszerek és tulajdonságok," *Építőanyag*, vol. 58, no. 1, pp. 2–5, 2006.
- [70] P. Dineva, D. Gross, R. Müller, and T. Rangelov, *Dynamic fracture of piezoelectric materials : solution of time-harmonic problems via BIEM*. 2014.
- [71] T. Hanada, "Basic Properties of ZnO, GaN, and Related Materials," 2009, pp. 1–19.
- [72] H. Morcok and Ü. Özgür, *Zinc Oxide: Fundamentals, Materials and Device Technology*. Weinheim: Wiley–VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2009.
- [73] S. Priya *et al.*, "A Review on Piezoelectric Energy Harvesting: Materials, Methods, and Circuits," *Energy Harvest. Syst.*, vol. 4, no. 1, pp. 3–39, Feb. 2017.
- [74] T. Polster and M. Hoffmann, "Aluminum nitride based 3D, piezoelectric, tactile sensor," in *Procedia Chemistry*, 2009, vol. 1, no. 1, pp. 144–147.
- [75] T. Takeshita, T. Kobayashi, R. Takei, T. Itoh, and S. Takamatsu, "Soft-rubber-packaged Pb(Zr,Ti)O3 MEMS touch sensors for human-machine interface applications," in *Japanese Journal of Applied Physics*, 2017, vol. 56, no. 4.
- [76] D. Feili, M. Barra, M. Ziegler, and H. Seidel, "AlN based piezoelectric force sensor for energy autonomous sensor systems," in 2011 16th International Solid–State Sensors, Actuators and Microsystems Conference, 2011, pp. 1072–1075.
- [77] V. M. Mastronardi, F. Guido, M. De Vittorio, and S. Petroni, "Flexible force sensor based on c-axis oriented aluminum nitride," in *Procedia Engineering*, 2014, vol. 87, pp. 164–167.
- [78] T. Kohno, M. Mihara, A. Tanabe, T. Abe, M. Okuyama, and M. Sohgawa, "Deposition and Characterization of Al₂O₃ and BiFeO₃ Thin Films on Titanium Substrates for Tough MEMS Devices," *IEEJ Trans. Sensors Micromachines*, vol. 137, no. 1, pp. 46–47, 2017.
- [79] S. C. Chan, D. T. W. Lin, K. C. Liu, J. J. Ou, and A. Verma, "Fabrication of ZnO thin film sensor for MIS flexible force feedback device," in 2016 IEEE 11th Annual International Conference on Nano/Micro Engineered and Molecular Systems, NEMS 2016, 2016, pp. 524–527.
- [80] F. Bernard, L. Gimeno, B. Viala, B. Gusarov, and O. Cugat, "Direct Piezoelectric Coefficient Measurements of PVDF and PLLA under Controlled Strain and Stress," *Proceedings*, vol. 1, no. 4, p. 335, Aug. 2017.
- [81] A. J. Dick, "Characterizing Effective d31 Values for PZT from the Nonlinear Oscillations of Clamped–Clamped Micro– Resonators," Strojniški Vestn. – J. Mech. Eng., vol. 59, no. 01, pp. 50–55, Jan. 2013.

- [82] Y. Ting, Suprapto, A. Nugraha, C. W. Chiu, and H. Gunawan, "Design and characterization of one-layer PVDF thin film for a 3D force sensor," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 250, pp. 129–137, Oct. 2016.
- [83] D. H. Kim, M. G. Lee, B. Kim, and Y. Sun, "A superelastic alloy microgripper with embedded electromagnetic actuators and piezoelectric force sensors: A numerical and experimental study," *Smart Mater. Struct.*, vol. 14, no. 6, pp. 1265–1272, Dec. 2005.
- [84] R. Sedaghati, J. Dargahi, and H. Singh, "Design and modeling of an endoscopic piezoelectric tactile sensor," in *International Journal of Solids and Structures*, 2005, vol. 42, no. 21–22, pp. 5872–5886.
- [85] L. Baxter, *Capacitive Sensors, Design and Application SE Electronics Technology*. New York: IEEE Press, 1997.
- [86] P. Ekkels *et al.*, "Air gap-based MEMS switch technology using nickel surface micromachining," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 166, no. 2, pp. 256–263, Apr. 2011.
- [87] D. Zhang, W. Drissen, J.-M. Breguet, R. Clavel, and J. Michler, "A high-sensitivity and quasi-linear capacitive sensor for nanomechanical testing applications," J. *Micromechanics Microengineering*, vol. 19, no. 7, p. 75003, 2009.
- [88] J. Qu, W. Zhang, A. Jung, S. Silva–Da Cruz, and X. Liu, "A MEMS microgripper with two–axis actuators and force sensors for microscale mechanical characterization of soft materials," in *IEEE International Conference on Automation Science and Engineering*, 2015, vol. 2015–Octob, pp. 1620–1625.
- [89] Q. Xu, "Design, Fabrication, and Testing of an MEMS Microgripper With Dual–Axis Force Sensor," *IEEE Sens. J.*, vol. 15, no. 10, pp. 6017–6026, 2015.
- [90] A. Nag, S. Feng, S. C. Mukhopadhyay, J. Kosel, and D. Inglis, "3D printed mould-based graphite/PDMS sensor for low-force applications," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 280, pp. 525–534, Sep. 2018.
- [91] P. Maiolino, F. Galantini, F. Mastrogiovanni, G. Gallone, G. Cannata, and F. Carpi, "Soft dielectrics for capacitive sensing in robot skins: Performance of different elastomer types," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 226, pp. 37–47, May 2015.
- [92] R. D. Ponce Wong, J. D. Posner, and V. J. Santos, "Flexible microfluidic normal force sensor skin for tactile feedback," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 179, pp. 62–69, Jun. 2012.
- [93] H. Yousef, J. P. Nikolovski, and E. Martincic, "Flexible 3D force tactile sensor for artificial skin for anthropomorphic robotic hand," in *Procedia Engineering*, 2011, vol. 25, pp. 128–131.
- [94] J. A. Dobrzynska and M. A. M. Gijs, "Flexible polyimide-based force sensor," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 173, no. 1, pp. 127–135, Jan. 2012.
- [95] A. C. and S. Bergbreiter, "A novel all–elastomer MEMS tactile sensor for high dynamic range shear and normal force sensing," J. Micromechanics Microengineering, vol. 25, no. 9, p. 95009, 2015.
- [96] S. Asano *et al.*, "Flipped CMOS-diaphragm capacitive tactile sensor surface mountable on flexible and stretchable bus line," in 2015 Transducers – 2015 18th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems, TRANSDUCERS

2015, 2015, pp. 97–100.

- [97] Y. Hata *et al.*, "Fully-integrated, fully-differential 3-axis tactile sensor on platform LSI with TSV-based surface-mountable structure," in 2017 19th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (TRANSDUCERS), 2017, pp. 500– 503.
- [98] H. B. Muhammad *et al.*, "A capacitive tactile sensor array for surface texture discrimination," in *Microelectronic Engineering*, 2011, vol. 88, no. 8, pp. 1811–1813.
- [99] Y. Huang, H. Yuan, W. Kan, X. Guo, C. Liu, and P. Liu, "A flexible three-axial capacitive tactile sensor with multilayered dielectric for artificial skin applications," *Microsyst. Technol.*, vol. 23, no. 6, pp. 1847–1852, 2017.
- [100] N. Li, H. Zhu, W. Wang, and Y. Gong, "Parallel double-plate capacitive proximity sensor modelling based on effective theory," *AIP Adv.*, vol. 4, no. 2, Feb. 2014.
- [101] Y. Zhang, R. Howver, B. Gogoi, and N. Yazdi, "A high-sensitive ultra-thin MEMS capacitive pressure sensor," in 2011 16th International Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference, 2011, pp. 112–115.
- [102] R. A. Brookhuis, T. S. J. Lammerink, R. J. Wiegerink, M. J. De Boer, and M. C. Elwenspoek, "3D force sensor for biomechanical applications," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 182, pp. 28–33, Aug. 2012.
- [103] H. Mirzanejad and M. Agheli, "Soft force sensor made of magnetic powder blended with silicone rubber," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 293, pp. 108–118, Jul. 2019.
- [104] H. Wang *et al.*, "Design Methodology for Magnetic Field–Based Soft Tri–Axis Tactile Sensors," *Sensors*, vol. 16, no. 9. 2016.
- [105] H. Wang et al., "A Low-cost Soft Tactile Sensing Array Using 3D Hall Sensors," in *Procedia Engineering*, 2016, vol. 168, pp. 650–653.
- [106] M. Woytasik *et al.*, "Two- and three-dimensional microcoil fabrication process for three-axis magnetic sensors on flexible substrates," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 132, no. 1 SPEC. ISS., pp. 2–7, Nov. 2006.
- [107] S.-K. Yeh, J.-H. Lee, and W. Fang, "On the detection interfaces for inductive type tactile sensors," *Sensors Actuators A Phys.*, vol. 297, p. 111545, Oct. 2019.
- [108] T. Takeshita, K. Harisaki, H. Ando, E. Higurashi, H. Nogami, and R. Sawada, "Development and evaluation of a two-axial shearing force sensor consisting of an optical sensor chip and elastic gum frame," *Precision Engineering*, vol. 45, Elsevier, pp. 136–142, 01–Jul–2015.
- [109] G. Palli, L. Moriello, and C. Melchiorri, "Performance and sealing material evaluation in 6-axis force-torque sensors for underwater robotics," *IFAC-PapersOnLine*, vol. 28, no. 2, pp. 177–182, Jan. 2015.
- [110] A. Cirillo, P. Cirillo, G. De Maria, C. Natale, and S. Pirozzi, "Improved version of the tactile / force sensor based on optoelectronic technology," *Procedia Eng.*, vol. 00, pp. 1– 4, Jan. 2016.
- [111] J. Gafford, F. Doshi–Velez, R. Wood, and C. Walsh, "Machine learning approaches to environmental disturbance rejection in multi–axis optoelectronic force sensors," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 248, pp. 78–87, Sep. 2016.

- [112] P. S. Sreetharan, J. P. Whitney, M. D. Strauss, and R. J. Wood, "Monolithic fabrication of millimeter-scale machines," *J. Micromechanics Microengineering*, vol. 22, no. 5, May 2012.
- [113] A. A. Abushagur, N. Arsad, I. M. Reaz, and A. A. Bakar, "Advances in Bio-Tactile Sensors for Minimally Invasive Surgery Using the Fibre Bragg Grating Force Sensor Technique: A Survey," *Sensors*, vol. 14, no. 4. 2014.
- [114] M. Kalantari, J. Dargahi, J. Kövecses, M. G. Mardasi, and S. Nouri, "A new approach for modeling piezoresistive force sensors based on semiconductive polymer composites," *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 17, no. 3, pp. 572–581, 2012.
- [115] B. J. Kim, C. A. Gutierrez, and E. Meng, "Parylene–Based Electrochemical–MEMS Force Sensor for Studies of Intracortical Probe Insertion Mechanics," J. *Microelectromechanical Syst.*, vol. 24, no. 5, pp. 1534–1544, 2015.
- [116] W. Jing and D. J. Cappelleri, "Micro-force sensing mobile microrobots," 2015, vol. 9494, pp. 949405-949410.
- [117] S. M. and A. A. and J. Fochtmann, "A MEMS sensor for microscale force measurements," *J. Micromechanics Microengineering*, vol. 26, no. 2, p. 25013, 2016.
- [118] J. K. and S. B. and Y. C. and P. C. L. and M. B.-G. Jun, "Design and fabrication of auxetic stretchable force sensor for hand rehabilitation," *Smart Mater. Struct.*, vol. 24, no. 7, p. 75027, 2015.
- [119] H. J. Pandya, J. Sheng, and J. P. Desai, "MEMS–Based Flexible Force Sensor for Tri– Axial Catheter Contact Force Measurement," J. Microelectromechanical Syst., vol. 26, no. 1, pp. 264–272, 2017.
- [120] K. Reck, E. V Thomsen, and O. Hansen, "MEMS Bragg grating force sensor," Opt. Express, vol. 19, no. 20, pp. 19190–19198, 2011.
- [121] S. Y. Tu, W. C. Lai, and W. Fang, "Vertical integration of capacitive and piezo-resistive sensing units to enlarge the sensing range of CMOS-MEMS tactile sensor," in 2017 IEEE 30th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS), 2017, pp. 1048–1051.
- [122] B. Han, Y. J. Yoon, M. Hamidullah, A. T. H. Lin, and W. T. Park, "Silicon nanowirebased ring-shaped tri-axial force sensor for smart integration on guidewire," J. *Micromechanics Microengineering*, vol. 24, no. 6, Jun. 2014.
- [123] M. S. Suen, Y. C. Lin, and R. Chen, "A flexible multifunctional tactile sensor using interlocked zinc oxide nanorod arrays for artificial electronic skin," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 269, pp. 574–584, Jan. 2018.
- [124] S. M. Won *et al.*, "Multimodal Sensing with a Three–Dimensional Piezoresistive Structure," *ACS Nano*, vol. 13, no. 10, pp. 10972–10979, Oct. 2019.
- [125] K. Kim, J. Park, J. hoon Suh, M. Kim, Y. Jeong, and I. Park, "3D printing of multiaxial force sensors using carbon nanotube (CNT)/thermoplastic polyurethane (TPU) filaments," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 263, pp. 493–500, Aug. 2017.
- [126] T. H. da Costa and J. W. Choi, "A flexible two dimensional force sensor using PDMS nanocomposite," *Microelectron. Eng.*, vol. 174, pp. 64–69, Apr. 2017.
- [127] P. Ray and R. Rao, "Al-doped ZnO thin-film transistor embedded micro-cantilever as

a piezoresistive sensor," Appl. Phys. Lett., vol. 102, 2013.

- [128] M. Hatzinger, S. T. Kwon, S. Langbein, S. Kamp, A. Häcker, and P. Alken, "Hans Christian Jacobaeus: Inventor of human laparoscopy and thoracoscopy," *J. Endourol.*, vol. 20, no. 11, pp. 848–850, Nov. 2006.
- [129] B. de Goede *et al.*, "Meta–analysis of laparoscopic versus open cholecystectomy for patients with liver cirrhosis and symptomatic cholecystolithiasis.," *Br. J. Surg.*, vol. 100, no. 2, pp. 209–16, Jan. 2013.
- [130] B. Jaffray, "Minimally invasive surgery," Arch. Dis. Child., vol. 90, no. 5, pp. 537–542, May 2005.
- [131] T. Leal Ghezzi and O. Campos Corleta, "30 Years of Robotic Surgery," *World J. Surg.*, vol. 40, no. 10, pp. 2550–2557, Oct. 2016.
- [132] S. Kalan *et al.*, "History of robotic surgery," *Journal of Robotic Surgery*, vol. 4, no. 3. pp. 141–147, 2010.
- [133] Z. Nawrat, "State of the art in medical robotics in Poland: Development of the Robin Heart and other robots," *Expert Rev. Med. Devices*, vol. 9, no. 4, pp. 353–359, Jul. 2012.
- [134] O. A. J. Van Der Meijden and M. P. Schijven, "The value of haptic feedback in conventional and robot-assisted minimal invasive surgery and virtual reality training: A current review," *Surgical Endoscopy*, vol. 23, no. 6. Springer New York LLC, pp. 1180– 1190, 2009.
- [135] M. E. Hagen, J. J. Meehan, I. Inan, and P. Morel, "Visual clues act as a substitute for haptic feedback in robotic surgery," *Surg. Endosc. Other Interv. Tech.*, vol. 22, no. 6, pp. 1505–1508, Jun. 2008.
- [136] M. Moradi Dalvand, B. Shirinzadeh, S. Nahavandi, and J. Smith, "Effects of realistic force feedback in a robotic assisted minimally invasive surgery system," *Minim. Invasive Ther. Allied Technol.*, vol. 23, no. 3, pp. 127–135, 2014.
- [137] C. C. J. Alleblas, M. P. H. Vleugels, and T. E. Nieboer, "Ergonomics of laparoscopic graspers and the importance of haptic feedback: the surgeons' perspective," *Gynecol. Surg.*, vol. 13, no. 4, pp. 379–384, Nov. 2016.
- [138] M. Kitagawa, D. Dokko, A. M. Okamura, and D. D. Yuh, "Effect of sensory substitution on suture-manipulation forces for robotic surgical systems," J. Thorac. Cardiovasc. Surg., vol. 129, no. 1, pp. 151–158, Jan. 2005.
- [139] J. K. Koehn and K. J. Kuchenbecker, "Surgeons and non-surgeons prefer haptic feedback of instrument vibrations during robotic surgery," *Surg. Endosc.*, vol. 29, no. 10, pp. 2970–2983, Oct. 2015.
- [140] A. M. Okamura, "Haptic feedback in robot-assisted minimally invasive surgery," *Current Opinion in Urology*, vol. 19, no. 1. pp. 102–107, Jan–2009.
- [141] B. Zhao and C. A. Nelson, "A sensorless force-feedback system for robot-assisted laparoscopic surgery," *Comput. Assist. Surg.*, 2019.
- [142] A. Abiri *et al.*, "Artificial palpation in robotic surgery using haptic feedback," *Surg. Endosc.*, vol. 33, no. 4, pp. 1252–1259, Apr. 2019.
- [143] A. Abouei Mehrizi, M. Moini, E. Afshari, J. Kadkhodapour, A. Sadjadian, and S.

Najarian, "Application of artificial palpation in vascular surgeries for detection of peripheral arterial stenosis," *J. Med. Eng. Technol.*, vol. 38, no. 4, pp. 169–178, 2014.

- [144] K. B. Karthikeyan and V. Nithya, "Design and development of a 5 DOFs robotic surgical instrument with a force feedback for RAMIS," *Int. J. Interact. Des. Manuf.*, vol. 13, no. 1, pp. 183–191, Mar. 2019.
- [145] M. Moradi Dalvand, B. Shirinzadeh, A. H. Shamdani, J. Smith, and Y. Zhong, "An actuated force feedback-enabled laparoscopic instrument for robotic-assisted surgery," *Int. J. Med. Robot. Comput. Assist. Surg.*, vol. 10, no. 1, pp. 11–21, 2014.
- [146] J. Radó et al., "3D force sensors for laparoscopic surgery tool," in 2016 Symposium on Design, Test, Integration and Packaging of MEMS/MOEMS (DTIP), 2016, pp. 1–4.
- [147] F. Ju et al., "A miniature piezoelectric spiral tactile sensor for tissue hardness palpation with catheter robot in minimally invasive surgery," Smart Mater. Struct., vol. 28, no. 2, Feb. 2019.
- [148] R. Ahmadi, M. Packirisamy, J. Dargahi, and R. Cecere, "Discretely loaded beam-type optical fiber tactile sensor for tissue manipulation and palpation in minimally invasive robotic surgery," *IEEE Sens. J.*, vol. 12, no. 1, pp. 22–32, 2012.
- [149] P. Puangmali, H. Liu, L. D. Seneviratne, P. Dasgupta, and K. Althoefer, "Miniature 3– axis distal force sensor for minimally invasive surgical palpation," *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 17, no. 4, pp. 646–656, 2012.
- [150] A. H. H. Hosseinabadi, M. Honarvar, and S. E. Salcudean, "Optical Force Sensing In Minimally Invasive Robotic Surgery," in 2019 International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 2019, pp. 4033–4039.
- [151] Y.-J. Park, J.-Y. Yoon, Y.-H. Lee, and S.-B. Choi, "The Repulsive Force Spectrum of Magnetorheological Fluids Based Tactile Devices Applicable to Robot Surgery," *Curr. Smart Mater.*, vol. 4, no. 1, pp. 75–82, Apr. 2019.
- [152] K. Bark *et al.*, "In vivo validation of a system for haptic feedback of tool vibrations in robotic surgery," *Surg. Endosc.*, vol. 27, no. 2, pp. 656–664, 2013.
- [153] C. R. Wottawa *et al.*, "Evaluating tactile feedback in robotic surgery for potential clinical application using an animal model," *Surg. Endosc.*, vol. 30, no. 8, pp. 3198–3209, Aug. 2016.
- [154] L. Mucha, K. Lis, and D. Krawczyk, "Experimental Verification of Force Interactions for Robinhand Prototype Motion Controller," 2019, pp. 56–61.
- [155] R. TEBANO, G. AUDISIO, and A. P. FIORAVANTI, "Method and system for estimating the inflation pressure of a tire," EP 2 655 103 B1, 2014.
- [156] M. BRUSAROSCO, F. MANCOSU, and D. AROSIO, "Method and system for determining a tyre load during the running of a motor vehicle," EP 1 642 108 B1, 2010.
- [157] L. Valenta, "Gumiabroncsok terhelésmérésére szolgáló szenzor," P1200300/20, 2013.
- [158] K. R. Magiawala, B. Dunbridge, G. W. McIver, D. Juzswik, T. DeZorzi, and A. M. Straub, "Tire tread integrity monitoring system and method," EP 1 281 949 B1, 2007.
- [159] S. Savaresi, M. Tanelli, and P. Langthaler, "METHOD FOR CALCULATING FORCES ACTING ON THE FOOTPRINT AREA OF A TYRE AND APPARATUS FOR

CALCULATING SAID FORCESNo Title," US 8,165,827 B2, 2012.

- [160] J. Yunta, D. Garcia–Pozuelo, V. Diaz, and O. Olatunbosun, "A strain–based method to detect tires' loss of grip and estimate lateral friction coefficient from experimental data by fuzzy logic for intelligent tire development," *Sensors (Switzerland)*, vol. 18, no. 2, Feb. 2018.
- [161] G. Erdogan, L. Alexander, and R. Rajamani, "Estimation of tire-road friction coefficient using a novel wireless piezoelectric tire sensor," *IEEE Sens. J.*, vol. 11, no. 2, pp. 267– 279, 2011.
- [162] B. G. Tabachnick and L. S. Fidell, Using multivariate statistics (6th ed.). 2012.
- [163] M. Altrichter, G. Horváth, B. Pataki, and G. Strausz, Neurális hálózatok. Budapest, 2006.
- [164] D. Svozil, V. Kvasnička, and J. Pospíchal, "Introduction to multi-layer feed-forward neural networks," in *Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems*, 1997, vol. 39, no. 1, pp. 43–62.
- [165] I. Kaastra and M. Boyd, "Designing a neural network for forecasting financial and economic time series," *Neurocomputing*, vol. 10, no. 3, pp. 215–236, 1996.
- [166] T. L. Kóczy, D. Tikk, and J. Botzheim, *Intelligens rendszerek*. Győr: Széchenyi István Egyetem, 2007.
- [167] M. A. Hopcroft, W. D. Nix, and T. W. Kenny, "What is the Young's modulus of silicon?," J. Microelectromechanical Syst., vol. 19, no. 2, pp. 229–238, Apr. 2010.
- [168] J. Diz and M. Humbert, "Practical aspects of calculating the elastic properties of polycrystals from the texture according to different models," J. Appl. Crystallogr., vol. 25, no. pt 6, pp. 756–760, Dec. 1992.
- [169] EAL Munkacsoport, "A mérési bizonytalanság meghatározása kalibrálásnál," 2003.
- [170] UK Accreditation Service, "M3003 The Expression of Uncertainty and Confidence in Measurement," Middlesex, 2007.
- [171] Országos Mérésügyi Hivatal, "Útmutató a mérési bizonytalanság kifejezéséhez," Budapest, 1995.
- [172] Rome Laboratory, *Reliability engineer's toolkit*. Griffiss AFB N.Y.: Rome Laboratory, Reliability Analysis Center, 1993.
- [173] Z. L. Wang, "Introduction of Piezotronics and Piezo-Phototronics," 2012, pp. 1–17.
- [174] S. Zoltán, "Vékonyréteg és nanoszerkezetű cink–oxid tervezett szintézise és vizsgálata optoelektronikai eszközök számára," BME TTK PhD értekezés, 2017.
- [175] E. Róbert, "Nedveskémiai úton növesztett ZnO nanoszálak előállítása és vizsgálata nanoelektromechanikai érzékelők fehlesztése céljából," Pannon Egyetem, PhD értekezés, 2014.
- [176] A. Békési, "Piezoelektromos nanoszál alapú mechanikai érzékelők minősítése," BME, 2016.
- [177] International Organization for Standardization, "International Standard ISO 3534–1 Statistics – Vocabulary and Symbols – Part 1: Probability and General Statistical Terms," 1993.

[178] Joint Committee for Guides in Metrology, "Evaluation of Measurement data – Guide to the expression of uncertainty in measurement," 2008.

15 SAJÁT PUBLIKÁCIÓK

Doktori értekezés alapjául szolgáló publikációk:

- [S1] Radó, János, Csaba Dücső, Péter Földesy, Gábor Szebényi, Zbigniew Nawrat, Kamil Rohr and Péter Fürjes, "3D force sensors for laparoscopic surgery tool," Microsyst. Technol., vol. 24, no. 1, pp. 519–525, Jan. 2018., IF: 1,513, idézetek száma: 2
- [S2] Radó, Janos, Csaba Dücsö, Péter Földesy, Gábor Szébenyi, Hunor Sántha, Kamil Rohr, Lukasz Mucha, Krzysztof Lis, Wojciech Sadowski, Dariusz Krawczyk, Piotr Kroczek, Zbigniew Małota, Zbigniew Nawrat and Péter Füijes, "Force sensitive smart laparoscope of ROBIN HEART surgical robot," in Symposium on Design, Test, Integration and Packaging of MEMS/MOEMS, DTIP 2018, 2018, pp. 1–4., idézetek száma: 1
- [S3] Radó, J., C. Dücső, G. Battistig, G. Szebényi, G. Szebényi, P. Fürjes, Z. Nawrat and K. Rohr., "3D force sensors for laparoscopic surgery tool," in 2016 Symposium on Design, Test, Integration and Packaging of MEMS/MOEMS (DTIP), 2016, pp. 1–4., idézetek száma: 4
- [S4] Bouvet–Marchand, A., A. Graillot, J. Volk, R. Dauksevicius, C. Sturm, M. Grundmann, E. Saoutieff, A. Viana, B. Christian, V. Lebedev, J. Radó, I. E. Lukács, N. Q. Khánh, D. Grosso and C. Loubat., "Design of UV–crosslinked polymeric thin layers for encapsulation of piezoelectric ZnO nanowires for pressure–based fingerprint sensors," J. Mater. Chem. C, vol. 6, no. 3, pp. 605–613, 2018., IF: 6,641, idézetek száma: 4
- [S5] Radó, János, Csaba Dücső, Péter Földesy, István Bársony, Kamil Rohr, Lukasz Mucha, Krzysztof Lis, Wojciech Sadowski, Dariusz Krawczyk, Piotr Kroczek, Zbigniew Małota, Gábor Szebényi, Hunor Sántha, Zbigniew Nawrat and Péter Fürjes, "Biomechanical Tissue Characterisation by Force Sensitive Smart Laparoscope of Robin Heart Surgical Robot," Proceedings, vol. 2, no. 13, p. 1035, Nov. 2018., idézetek száma: 1
- [S6] Nawrat, Zbigniew, Kamil Rohr, Péter Fürjes, Lukasz Mucha, Krzysztof Lis, János Radó, Csaba Dücso, Péter Földesy, Wojciech Sadowski, Dariusz Krawczyk, Piotr Kroczek, Gábor Szebényi, Pál Soós and Zbigniew Małota, "Force Feedback Control System Dedicated for Robin Heart Surgical Robot," in Procedia Engineering, 2016, vol. 168, pp. 185–188., idézetek száma: 6
- [S7] Rorh, K., Péter Fürjes, L. Mucha, K. Lis, Janos Radó, Csaba Dücső, Péter Földesy, D. Krawczyk, P. Kroczek, Z. Malota, G. Szebényi and Z. Nawrat, "Robin Heart Force Feedback/Control System Based on INCITE Sensors: preliminary study," Med. Robot. Reports, pp. 10–17, 2015., idézetek száma: 4
- [S8] J. Radó, A. Nagy, and J. Volk, "Jármű gumiabroncs menetdinamikai állapotát mérő eszköz," U 19 00189, 2019.

A dolgozathoz csak közvetetten kapcsolódó publikáció:

[S9] J. Radó, G. Battistig, A. E. Pap, P. Fürjes, and P. Földesy, "Thermal Noise Limited, Scalable Multi– Piezoresistor Readout Architecture," Proceedings, vol. 1, no. 4. 2017., idézetek száma: 1

Egyéb publikációk:

- [S10] M. Szappanos, J. Radó, G. Battistig, P. Földesy, and J. Volk, "Energy Harvesting Powered Wireless Vibration Analyser," Proceedings, vol. 2, no. 13, p. 884, Nov. 2018.
- [S11] Udvardi, Péter, János Radó, András Straszner, János Ferencz, Zoltán Hajnal, Saeedeh Soleimani, Michael Schneider, Ulrich Schmid, Péter Révész and János Volk, "Spiral–Shaped Piezoelectric MEMS Cantilever Array for Fully Implantable Hearing Systems," Micromachines, vol. 8, no. 10, p. 311, Oct. 2017., IF: 2,426, idézetek száma: 6
- [S12] Radó, János, Péter Udvardi, Saeedeh Soleimani, Lucky Kenda Peter, István Bársony, Péter Révész, and János Volk, "Low–Frequency Piezoelectric Accelerometer Array for Fully Implantable Cochlear Implants," Proceedings, vol. 2, no. 13, p. 1059, Nov. 2018., idézetek száma: 1
- [S13] Seifikar, Masoud, Björn P. Christian, János Volk, János Radó, István E. Lukács, Rolanas Dauksevicius, Rimvydas Gaidys, Vadim Lebedev, Antoine Viana, and Eoin P. O'Reilly., "Direct observation of spontaneous polarization induced electron charge transfer in stressed ZnO nanorods," Nano Energy, vol. 43, pp. 376–382, Jan. 2018., IF: 15,548 idézetek száma: 1

Konferencia prezentációk:

- [1] Radó János, "Mikro– és nanoméretű erőmérők", HTE előadás, Budapest, 2019.
- [2] János Radó et al, "Mechanical Energy Harvester Assisted Wireless Sensors", WMRIF, Budapest 2019
- [3] János Radó et al, "Biomechanical tissue characterisation by force sensitive smart laparoscope of Robin Heart Surgical Robot", Eurosensors, Graz, 2018
- [4] János Radó et al, "Low–frequency piezoelectric accelerometer array for fully implantable cochlear implants", Eurosensors, Graz, 2018
- [5] János Radó et al, "Force sensitive smart laparoscope of Robin Heart Surgical Robot", DTIP, Rome, 2018
- [6] Radó János, "Tapintásérzékelés az orvosi robotikában", MTA előadás, Budapest, 2017
- [7] János Radó et al, "Thermal noise limited, scalable multi–piezoresistor readout architecture", Eurosensors, Paris, 2017
- [8] Radó János, "MEMS technológiával előállított 3D erőmérő szenzorok", Kandó Konferencia, Budapest, 2017
- [9] János Radó et al, "3D force sensors for laparoscopic surgery tool", DTIP, Budapest, 2016
- [10] János Radó et al, "Monitoring the tyre deformation on a vehicle on the run", Eurosensors, Budapest, 2016
- [11] János Radó et al, "3D force sensors for laparoscopic surgery tool/for surgery robotics", Roboty Medyczne, Zabrze, 2016
- [12] Radó János et al, "3D mikro–erőmérő sebészrobot alkalmazáshoz", OATK, Balatonalmádi, 2015

Egyéb konferencia prezentáció:

[13] Miklós Szappanos et al, "Energy Harvesting Powered Wireless Vibration Analyser", Eurosensors, Graz, 2018

16 FÜGGELÉK

Bizonytalansági mérlegek

A felállított bizonytalansági mérlegek a 19. és 20. táblázatban láthatók. Mivel több mennyiség értékének (δV_x , δV_{xR} , δt_s , δt_{sR}) csak a h- és h+, alsó és felső határoló értéke ismert, ezért ezeknek a mennyiségeknek a valószínűségi eloszlása egyenletes eloszlás [177], a standard bizonytalanság pedig a

$$u^2(x_i) = \frac{1}{3}a^2 \tag{45}$$

összefüggéssel számolható, ahol *a* a határoló értékek különbségének a fele. A bizonytalanság összetevő a standard bizonytalanság és az érzékenységi együttható szorzataként számolható:

$$u_i(y) = c_i u(x_i) \tag{46}$$

 V_x és t_s a bizonytalanság összetevőinek négyzetösszegéből vont négyzetgyök:

$$V_{x} = \sqrt{V_{xi}^{2} + \delta V_{x}^{2} + \delta V_{xD}^{2} + \delta V_{xR}^{2} + \delta V_{xL}^{2}}$$
(47)

$$t_{s} = \sqrt{t_{si}^{2} + \delta t_{s}^{2} + \delta t_{sD}^{2} + \delta t_{sR}^{2} + \delta t_{sF}^{2}}$$
(48)

Hőmé	Menny	Becslés	Standard	Valószínű	Érzékeny-	Bizonyta-
r-	i-ség		bizonytalansá	-ség	ségi	lanság
séklet			g	eloszlás	együtthat	összetevő
			$u(x_i)$		Ó	$u_i(y)$
					Ci	
	Vxi	1,597778 V	50,217 μV	Normális	1,0	50,217 μV
	$\delta V x$	0 V	0,577 μV	Egyenletes	1,0	0,577 μV
	$\delta V x_D$	0 V	0,000 µV		1,0	0,000 µV
	$\delta V x_R$	0 V	0,029 μV	Egyenletes	1,0	0,029 µV
	$\delta V x_L$	0,001540 V	0,670 µV	Normális	1,0	0,670 µV
	δts	0 °C	0,23 °C	Egyenletes	-337,7	-77,671
20°C					μV/°C	μV
-20°C	δts _D	0 °C	0,00 °C		-337,7	0,000 µV
					μV/°C	
	δts _R	0 °C	0,06 °C	Egyenletes	-337,7	-20,262
					μV/°C	μV
	δts _F	0 °C	0,00 °C		-337,7	0,000 µV
					μV/°C	
	Vx	1,596238 V				94,688 μV
	Vxi	1,5940472 V	49,319 μV	Normális	1,0	49,319 μV
-10°C	$\delta V x$	0 V	0,577 µV	Egyenletes	1,0	0,577 μV
	$\delta V x_D$	0 V	0,000 µV		1,0	0,000 μV

	$\delta V x_R$	0 V	0,029 µV	Egyenletes	1,0	0,029 μV
	$\delta V x_L$	0,001540 V	0,670 µV	Normális	1,0	0,670 µV
	δts	0 °C	0,23 °C	Egyenletes	-438,8	-100,924
					μV/°C	μV
	δts _D	0 °C	0,00 °C		-438,8	0,000 µV
					μV/°C	
	δts _R	0 °C	0,06 °C	Egyenletes	-438,8	-26,328
					μV/°C	μV
	δts _F	0 °C	0,00 °C		-438,8	0,000 µV
					μV/°C	•
	Vx	1,5925072 V			•	115,378
		,				μV
	Vxi	1,5891162 V	521,533 μV	Normális	1,0	521,533
			•			μV
	$\delta V x$	0 V	0,577 μV	Egyenletes	1,0	0,577 μV
	$\delta V x_D$	0 V	0,000 µV		1,0	0,000 µV
	$\delta V x_R$	0 V	0,029 µV	Egyenletes	1,0	0,029 µV
	$\delta V x_L$	0,001540 V	0,670 µV	Normális	1,0	0,670 µV
	δts	0 °C	0,23 °C	Egyenletes	-605,2	-139,196
0°C					μV/°C	μV
00	δts _D	0 °C	0,00 °C		-605,2	0,000 µV
					μV/°C	
	δts _R	0 °C	0,06 °C	Egyenletes	-605,2	-36,312
					μV/°C	μV
	δts _F	0 °C	0,00 °C		-605,2	0,000 µV
					μV/°C	
	Vr	1 5875762 V				541,010
	VЛ	1,5075702 1				
	V A	1,5075702 1				μV
	Vx Vxi	1,5825746 V	644,282 μV	Normális	1,0	μV 644,282
	Vxi	1,5825746 V	644,282 μV	Normális	1,0	μV 644,282 μV
	Vxi δVx	1,5825746 V 0 V	644,282 μV 0,577 μV	Normális Egyenletes	1,0	μV 644,282 μV 0,577 μV
	Vxi δVx δVx_D	1,5825746 V 0 V 0 V	644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV	Normális Egyenletes 	1,0 1,0 1,0	μV 644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV
	Vxi δVx δVxD δVxR	1,5825746 V 0 V 0 V 0 V	644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV	Normális Egyenletes Egyenletes	1,0 1,0 1,0 1,0	μV 644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV
	Vxi δVx δVxD δVxR δVxL	1,5825746 V 1,5825746 V 0 V 0 V 0 V 0,001540 V	644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV 0,670 μV	Normális Egyenletes Egyenletes Normális	1,0 1,0 1,0 1,0 1,0	μV 644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV 0,670 μV
	Vxi Vxi δVx δVxD δVxR δVxL δts	1,5825746 V 1,5825746 V 0 V 0 V 0 V 0,001540 V 0 °C	644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV 0,670 μV 0,23 °C	Normális Egyenletes Egyenletes Normális Egyenletes	1,0 1,0 1,0 1,0 1,0 -782,9	μV 644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV 0,670 μV -180,067
10°C	Vxi Vxi δVx δVxD δVxR δVxL δts	1,5825746 V 1,5825746 V 0 V 0 V 0 V 0,001540 V 0 °C	644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV 0,670 μV 0,23 °C	Normális Egyenletes Egyenletes Normális Egyenletes	1,0 1,0 1,0 1,0 -782,9 μV/°C	μV 644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV 0,670 μV -180,067 μV
10°C	Vxi Vxi δVx δVxD δVxR δVxL δts δtsD	1,5875746 V 1,5825746 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 0 V 0 0 V 0 0 V 0 0 V 0 0 °C 0 °C	644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV 0,670 μV 0,23 °C 0,00 °C	Normális Egyenletes Egyenletes Normális Egyenletes	1,0 1,0 1,0 1,0 -782,9 μV/°C -782,9	μV 644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV 0,670 μV -180,067 μV 0,000 μV
10°C	Vxi Vxi δVx δVxD δVxR δVxL δts δtsD	1,5875746 V 1,5825746 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 0 V 0 0 V 0 0 C	644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV 0,670 μV 0,23 °C 0,00 °C	Normális Egyenletes Egyenletes Normális Egyenletes 	1,0 1,0 1,0 1,0 -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C	μV 644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV 0,670 μV -180,067 μV 0,000 μV
10°C	Vxi Vxi δVx δVxD δVxR δVxL δts δtsD δtsR	1,5875746 V 1,5825746 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 O V 0 O V 0 O C 0 °C 0 °C	644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV 0,670 μV 0,23 °C 0,00 °C 0,06 °C	Normális Egyenletes Egyenletes Normális Egyenletes Egyenletes	1,0 1,0 1,0 1,0 -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C -782,9	μV 644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV 0,670 μV -180,067 μV 0,000 μV
10°C	Vxi Vxi δVx δVxD δVxR δVxL δts δtsD δtsR	1,5875746 V 1,5825746 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 0 V 0 0 V 0 0 C 0 °C 0 °C	644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV 0,670 μV 0,23 °C 0,00 °C 0,06 °C	Normális Egyenletes Egyenletes Normális Egyenletes Egyenletes	1,0 1,0 1,0 1,0 -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C	μV 644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV 0,670 μV -180,067 μV 0,000 μV -46,974 μV
10°C	$\begin{array}{c} Vxi \\ \hline Vxi \\ \hline \delta Vx \\ \hline \delta Vx_D \\ \hline \delta Vx_R \\ \hline \delta Vx_L \\ \hline \delta ts \\ \hline \delta ts_D \\ \hline \delta ts_R \\ \hline \delta ts_F \end{array}$	1,5875746 V 1,5825746 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 °C	644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV 0,670 μV 0,23 °C 0,00 °C 0,06 °C 0,00 °C	Normális Egyenletes Egyenletes Normális Egyenletes Egyenletes	1,0 1,0 1,0 1,0 -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C	$\begin{array}{c c} \mu V \\ 644,282 \\ \mu V \\ 0,577 \ \mu V \\ 0,000 \ \mu V \\ 0,029 \ \mu V \\ 0,070 \ \mu V \\ -180,067 \\ \mu V \\ 0,000 \ \mu V \\ \hline -46,974 \\ \mu V \\ 0,000 \ \mu V \\ \hline 0,000 \ \mu V \\ \end{array}$
10°C	$\begin{array}{c} Vxi \\ \hline Vxi \\ \hline \delta Vx \\ \hline \delta Vx_D \\ \hline \delta Vx_R \\ \hline \delta Vx_L \\ \hline \delta ts \\ \hline \delta ts_D \\ \hline \delta ts_R \\ \hline \delta ts_F \\ \hline \end{array}$	1,5875746 V 1,5825746 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 OV 0 V 0 OV 0 OV 0 OV 0 OC 0 °C 0 °C 0 °C 0 °C	644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV 0,670 μV 0,23 °C 0,00 °C 0,06 °C 0,00 °C	Normális Egyenletes Egyenletes Normális Egyenletes Egyenletes	1,0 1,0 1,0 1,0 -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C	μV 644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV 0,670 μV -180,067 μV 0,000 μV -180,067 μV 0,000 μV -46,974 μV 0,000 μV
10°C	Vxi Vxi δVx δVxD δVxR δVxL δtsD δtsD δtsF Vx	1,5875746 V 1,5825746 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0,001540 V 0 °C 0 °C 0 °C 0 °C 1,5810346 V	644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV 0,670 μV 0,23 °C 0,00 °C 0,00 °C	Normális Egyenletes Egyenletes Normális Egyenletes Egyenletes	1,0 1,0 1,0 1,0 -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C	μV 644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV 0,670 μV -180,067 μV 0,000 μV -46,974 μV 0,000 μV
10°C	Vxi Vxi δVx δVxD δVxR δVxL δts δtsD δtsF Vx	1,5875746 V 1,5825746 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 °C 0 °C 0 °C 0 °C 1,5810346 V	644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV 0,670 μV 0,23 °C 0,00 °C 0,00 °C	Normális Egyenletes Egyenletes Normális Egyenletes Egyenletes	1,0 1,0 1,0 1,0 -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C	μV 644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV 0,670 μV -180,067 μV 0,000 μV -46,974 μV 0,000 μV -46,974 μV 0,000 μV
10°C	Vxi Vxi δVx δVxD δVxR δVxL δts δtsD δtsR δtsF Vx Vxi	1,5873702 V 1,5825746 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 °C 0 °C 0 °C 0 °C 1,5810346 V 1,5738139 V	644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV 0,670 μV 0,23 °C 0,00 °C 0,00 °C 0,00 °C 413,792 μV	Normális Egyenletes Egyenletes Normális Egyenletes Egyenletes	1,0 1,0 1,0 1,0 -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C	μV 644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV 0,670 μV -180,067 μV 0,000 μV -46,974 μV 0,000 μV 670,620 μV 413,792
10°C	$Vx i$ Vxi δVx δVxD δVxR δVxL δts δtsD δtsR δtsF Vx Vxi	1,5873732 V 1,5825746 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 °C 0 °C 0 °C 0 °C 1,5810346 V 1,5738139 V	644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV 0,670 μV 0,23 °C 0,00 °C 0,00 °C 0,00 °C 413,792 μV	Normális Egyenletes Egyenletes Normális Egyenletes Egyenletes 	1,0 1,0 1,0 1,0 -782,9 μV/°C	μV 644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV 0,670 μV -180,067 μV 0,000 μV -180,067 μV 0,000 μV -46,974 μV 0,000 μV -46,974 μV 0,000 μV -46,974 μV 0,000 μV -46,974 μV 0,000 μV
10°C 20°C	Vxi Vxi δVx δVxD δVxR δVxL δtsD δtsR δtsF Vx Vxi δVx	1,5875746 V 1,5825746 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 V 0 °C 0 °C 0 °C 0 °C 1,5810346 V 1,5738139 V 0 V	644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV 0,670 μV 0,23 °C 0,00 °C 0,00 °C 0,00 °C 413,792 μV 0,577 μV	Normális Egyenletes Egyenletes Normális Egyenletes Egyenletes Normális Egyenletes	1,0 1,0 1,0 1,0 -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C -782,9 μV/°C 1,0 1,0	μV 644,282 μV 0,577 μV 0,000 μV 0,029 μV 0,670 μV -180,067 μV 0,000 μV -180,067 μV 0,000 μV -46,974 μV 0,000 μV -46,974 μV 0,000 μV -46,974 μV 0,000 μV -46,974 μV 0,000 μV

	$\delta V x_R$	0 V	0,029 μV	Egyenletes	1,0	0,029 µV
	$\delta V x_L$	0,001540 V	0,670 μV	Normális	1,0	0,670 μV
	δts	0 °C	0,23 °C	Egyenletes	-895,2	-205,896
					μV/°C	μV
	δts _D	0 °C	0,00 °C		-895,2	0,000 µV
					μV/°C	
	δts _R	0 °C	0,06 °C	Egyenletes	-895,2	-53,712
					μV/°C	μV
	δts _F	0 °C	0,00 °C		-895,2	0,000 µV
					μV/°C	
	Vx	1,5722739 V				465,299
						μV
	Vxi	1,5644616 V	122,633 μV	Normális	1,0	122,633
						μV
	$\delta V x$	0 V	0,577 μV	Egyenletes	1,0	0,577 μV
	$\delta V x_D$	0 V	0,000 µV		1,0	0,000 µV
	$\delta V x_R$	0 V	0,029 µV	Egyenletes	1,0	0,029 μV
	$\delta V x_L$	0,001540 V	0,670 µV	Normális	1,0	0,670 μV
	δts	0 °C	0,23 °C	Egyenletes	-916 <i>,</i> 5	-210,795
30°C					μV/°C	μV
50 C	δts _D	0 °C	0,00 °C		-916,5	0,000 µV
					μV/°C	
	δts _R	0 °C	0,06 °C	Egyenletes	-916,5	-54,990
					μV/°C	μV
	δts_F	0 °C	0,00 °C		-916,5	0,000 µV
					μV/°C	
	Vx	1,5629216 V				250,000
						μV
	Vxi	1,5543038 V	82 <i>,</i> 907 μV	Normális	1,0	82,907 μV
	$\delta V x$	0 V	0,577 μV	Egyenletes	1,0	0,577 μV
	$\delta V x_D$	0 V	0,000 µV		1,0	0,000 µV
	$\delta V x_R$	0 V	0,029 µV	Egyenletes	1,0	0,029 μV
	$\delta V x_L$	0,001540 V	0,670 μV	Normális	1,0	0,670 μV
	δts	0 °C	0,23 °C	Egyenletes	-1108	-254,840
40°C					μV/°C	μV
	δts _D	0 °C	0,00 °C		-1108	0,000 µV
					μV/°C	
	δts _R	0 °C	0,06 °C	Egyenletes	-1108	-66,480
					μV/°C	μV
	δts _F	0 °C	0,00 °C		-1108	0,000 μV
					μV/°C	
	Vx	1,5527638 V				276,111
						μV

19. táblázat: bizonytalansági mérleg - a piezo elemre eső feszültség

Hőmérséklet	Mennyiség	Becslés	Standard bizonytalanság	Valószínű- ség eloszlás	Érzé- keny- ségi eh.	Bizonyta lanság összetev ő
	tsi	- 20,31°C	0,018 °C	Normális	1,0	0,018 °C
	δts	0 °C	0,230 °C	Egyenletes	1,0	0,230 °C
2000	δts _D	0 °C	0,000 °C		1,0	0,000 °C
-20 C	δts _R	0 °C	0,060 °C	Egyenletes	1,0	0,060 °C
	δts _F	0 °C	0,000 °C		1,0	0,000 °C
	ts	- 20,31°C				0,238 °C
	tsi	- 10,26°C	0,022 °C	Normális	1,0	0,022 °C
	δts	0 °C	0,230 °C	Egyenletes	1,0	0,230 °C
10°C	δts _D	0 °C	0,000 °C		1,0	0,000 °C
-10 C	δts _R	0 °C	0,060 °C	Egyenletes	1,0	0,060 °C
	δts _F	0 °C	0,000 °C		1,0	0,000 °C
	ts	- 10,26°C				0,239 °C
	tsi	-0,20°C	0,000 °C	Normális	1,0	0,000 °C
	δts	0 °C	0,230 °C	Egyenletes	1,0	0,230 °C
	δts _D	0 °C	0,000 °C		1,0	0,000 °C
0°C	δts _R	0 °C	0,060 °C	Egyenletes	1,0	0,060 °C
	δts _F	0 °C	0,000 °C		1,0	0,000 °C
	ts	- 10,26°C				0,238 °C
	tsi	9,81°C	0,010 °C	Normális	1,0	0,010 °C
	δts	0 °C	0,230 °C	Egyenletes	1,0	0,230 °C
	δts _D	0 °C	0,000 °C		1,0	0,000 °C
10°C	δts _R	0 °C	0,060 °C	Egyenletes	1,0	0,060 °C
	δts _F	0 °C	0,000 °C		1,0	0,000 °C
	ts	- 10,26°C				0,238 °C
	tsi	20,16°C	0,076 °C	Normális	1,0	0,076 °C
	δts	0 °C	0,230 °C	Egyenletes	1,0	0,230 °C
20°C	δts _D	0 °C	0,000 °C		1,0	0,000 °C
20 0	δts _R	0 °C	0,060 °C	Egyenletes	1,0	0,060 °C
	δts _F	0 °C	0,000 °C		1,0	0,000 °C
	ts	20,16°C				0,250 °C
	tsi	30,46°C	0,040 °C	Normális	1,0	0,040 °C
	ðts	<u>0°C</u>	0,230 °C	Egyenletes	1,0	0,230 °C
30°C	ðts _D	<u>0 °C</u>	0,000 °C		1,0	0,000 °C
	ðts _R	<u>0°C</u>	0,060 °C	Egyenletes	1,0	0,060 °C
	ots _F		0,000 °C		1,0	0,000 °C
	ts	50,46°C	0.002.00	No	1.0	0,241 °C
4000	tS _i	40,01°C	0,023 °C	INORMALIS	1,0	0,023 °C
40°C	OLS Sto		0,230 °C	Egyenietes	1,0	0,230 °C
	olsd	UU	0,000 °C		1,0	0,000 °C

	δts _R	0 °C	0,060 °C	Egyenletes	1,0	0,060 °C
	δts _F	0 °C	0,000 °C		1,0	0,000 °C
	ts	40,61°C				0,239 °C

20. táblázat: bizonytalansági mérleg - a klímakamra hőmérséklete

Végül a kiterjesztett bizonytalanságot az alábbi egyenlettel számoltam [178]:

$$U = k * u(\overline{q}) \tag{49}$$

ahol k a kiterjesztési tényező. Mivel a mérendő mennyiség normális eloszlású és a standard bizonytalanság kellőképpen megbízható k=2 szabványos kiterjesztési tényezőt használtam, így a kiterjesztett bizonytalanság közelítőleg 95%-os megbízhatósági valószínűségnek felel meg. A különböző hőmérséklet pontokhoz tartozó kiterjesztett bizonytalanságokat a 21. táblázatban foglaltam össze.

Hőmérséklet [°C]	Hőmérséklet mérésére vonatkozó kiterjesztett bizonytalanság [°C]	Feszültség mérésére vonatkozó kiterjesztett bizonytalanság [µV]
-20	0,5	189
-10	0,5	231
0	0,5	1082
10	0,5	1341
20	0,5	931
30	0,5	500
40	0,5	552

21. táblázat: kiterjesztett bizonytalanságok