

# ERŐVISSZAJELZÉS ÉS MESTERSÉGES TAPINTÁS A MINIMÁLISAN INVAZÍV SEBÉSZETBEN

– okos laparoszkópok és sebészeti robotok

Radó János,<sup>1,2</sup> Dücső Csaba,<sup>1</sup> Szebényi Gábor,<sup>3</sup> Zbigniew Nawrat,<sup>4</sup> Fűrjes Péter<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Energiatudományi Kutatóközpont MFA, Mikrorendszerek Laboratórium, Budapest

<sup>2</sup>Óbudai Egyetem, Anyagtudományok és Technológiák Doktori Iskola, Budapest

<sup>3</sup>Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Polimertechnika Tanszék, Budapest

<sup>4</sup>Foundation of Cardiac Surgery Development, Biocybernetics Laboratory – FRK, Zabrze, Lengyelország

## Laparoszkóptól a sebészeti robotokig

A sebészet fejlődésében 21. századi léptékkal 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 [1]. Ettől az időponttól kezdve a műtétek egy része elvégezhetővé vált az úgynevezett minimálinvazív (minimális beavatkozással járó)

eljárással, amelynek számos előnye van a korábbi hagyományos, nyitott műtétekkel szemben. Ezek az előnyök a beteg vonatkozásában több szempontból is jelentősek. A minimálinvazív sebészet (MIS) kisebb műtéti sebet eredményez, amely egyrészt kisebb műtét utáni fájdalommal jár, másrészt csökkenti a fertőzésveszélyt, a felépülési időt, ennek megfelelően a kórházban 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 költségét,

A cikk megírását, illetve a kapcsolódó kutatómunkát a Nemzeti Kutatási, Fejlesztési és Innovációs Alap és az ENIAC JU az „Intelligens katéterek fejlett rendszerekben, műtéti beavatkozásokhoz – INCITE” projekten (azonosítási számai: ENIAC Call 2013-1 / 621278-2 és NEMZ\_12-1-2014-0005) keresztül, a Nemzeti Kutatási és Fejlesztési Hivatal a Nemzeti Versenyképességi és Kiválósági Programon (azonosító: NVKP\_16-1-2016-0018) keresztül támogatta. A kutatás és a publikáció az Emberi Erőforrások Minisztériuma ÚNKP OE-RH, 1415/34, 2019 kódszámú Új Nemzeti Kiválóság Programjának támogatásával valósult meg (támogatott: Radó János).

Köszönjük a Mikrorendszerek Laboratórium minden dolgozójának a fejlesztett MEMS eszközök mikromechanikai technológiákkal történő előállítását, valamint az FRK szakembereinek a robotvezérlés fejlesztésekben való részvételét.



*Radó János* mechatronikai mérnökként szerzett 2013-ban alap, 2015-ben mesterdiplomát. Jelenleg az Óbudai Egyetem Anyagtudományok és Technológiák Doktori Iskola doktorjelöltje. Szakmai munkáját az Energiatudományi Kutatóközpont Műszaki Fizikai és Anyagtudományi Intézeténél végzi. Kutatási területe a mikro-elektromechanikai (MEMS) és nano-elektromechanikai (NEMS) szerkezetek vizsgálata, tervezése.



*Dücső Csaba* PhD, az Energiatudományi Kutatóközpont tudományos főmunkatársa. Kutatási területe: mikroérzékelők, vékonyréteg- és mikromegmunkálási technológiák.



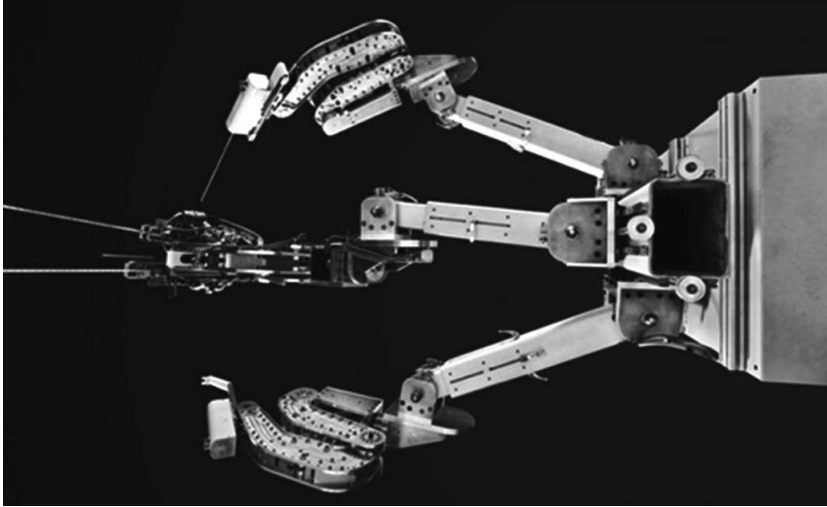
*Szebényi Gábor* okleveles gépészmérnök (BME 2007), PhD (2011). A BME Polimertechnika Tanszék egyetemi docense, az Anyagvizsgáló szaklaboratórium vezetője. A polimer kompozitok vizsgálata mellett kutatási területe a polimerek orvostechnikai alkalmazása, orvostechnikai eszközök és implantátumok fejlesztése és vizsgálata. Számos kutatási projektben, orvosokkal együttműködve kutatta és kutatja a polimerek orvostechnikai alkalmazásainak új területeit, fejleszti a meglévő eszközöket.



*Zbigniew Nawrat* fizikus, akadémikus PhD munkájától kezdődően mesterséges szervekkel (szívbillentyű-protézisek és vérszivattyúk), illetve sebészeti robotikával kapcsolatos úttörő kutatásokat folytat. A RobinHeart sebészeti robot tervezője. A Szívsebészeti Fejlesztések Alapítvány Szívprotézisek Intézete igazgatója, tanít a Sziléziai Orvostudományi Egyetemen. Az International Society for Medical Robotics alapítója és elnöke, a *Medical Robotics Reports* folyóirat alapító és főszerkesztője.



*Fűrjes Péter* a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem mérnök-fizikus, és MBA szakán végzett, fő kutatási területe komplex mikrorendszerek – BioMEMS, Lab-on-a-Chip, Organ-on-Chip eszközök – fejlesztése analitikai, orvosi diagnosztikai alkalmazásokhoz. Az Energiatudományi Kutatóközpont Mikrorendszerek Laboratóriumának vezetője, a BME meghívott előadója. Eurosenors Fellow, az Európai Naneo-elektronikai Társaság tudományos bizottságának tagja.



1. ábra. Az FRK által fejlesztett RobinHeart mc<sup>2</sup> sebészeti robot.

amely 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 üregeken belül, mint ahogy azokat az orvos a testen kívül mozgatja. Ezt pedig a tanulási folyamat 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 a 3 dimenziós képfeldolgozás 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, mégsem jelentette a laparoszkópos műtétek hátrányainak teljes leküzdését. A mai értelemben vett robotasszisztált műtétek – amelyek 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 mozgását tették lehetővé. A robot továbbá virtuálisan visszaállította a műtéti üregeken 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, amelyeket egy valós idejű 3D kamera kép segítségével joystick jellegű karokkal mozgat a valós mozgatási irányoknak megfelelően. Mindemel-

lett a már ismert – a kisebb beavatkozással járó – előnyöket a műtétek robot általi támogatása, a nagyobb precizitásnak köszönhetően tovább fokozta [2]. 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 lehetőségén keresztül (1. ábra).

Azonban a mai napig sem sikerült kielégítő módon megoldani a sebész tapintásának visszaadását. A feladat – amelyeken több kutatócsoport is párhuzamosan dolgozik – kettős: egyrészt szükséges egy szenzor vagy szenzorcsoport, amely összegyűjti az információkat a szervek, szövetek

felületéről, állagáról, másrészt pedig egy beavatkozó rendszer, amely az összegyűjtött információkat továbbítja az irányító felé és valamely módon azt a sebész számára is értelmezhető formába transzformálja.

## Orvostársadalom és tapintásérzékelés

Felmerül a kérdés, hogy az orvostársadalom részéről a tapintásérzékelésre van-e egyáltalán igény. A sebészrobot-asszisztált – erő-visszacsatolás nélküli – műtétek az elmúlt 20-25 évben széles körben alkalmazott eljárások, így szinte rutineljárásnak számítanak. És valóban, egy felmérés szerint a sebészrobot által asszisztált műtétekben már számottevő tapasztalattal rendelkező orvosok nem igénylik az erő-visszacsatolást [3]. Aki számos hasonló műtétet levezényelt már, megtanul érezni a szemével. A 3D képfeldolgozó és megjelenítő eszközök alkalmazásával, külső segítség nélkül is felismeri a korlátokat, határokat. 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. 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 az orvosok számára legnagyobb kihívás a szövetek állagának, tömörségének a meghatározása. A legtöbb szakember ezért is gondolja fontosnak az erő-visszacsatolást. Természetesen fontosnak tartják azt is, hogy érezzék, mekkora erőt fejtenek ki az adott szerve-re. Harmadik helyen pedig az ergonómiai szempontok végeztek. Nevezetesen az orvos kezére ható erők csökkentését, mint az erő-visszacsatolás kiaknázható előnyét nevezték meg. Vizsgálták azt is, ki milyen típusú visszacsatolást részesít előnyben. A diszkrét, egy beállított erőlimit elérésekor jelentkező hangjelzéshez képest

a vizuális és haptikus (tapintási érzékeléssel kapcsolatos) visszacsatolás lényegesen hasznosabb lehet, mert folyamatos, valós idejű információt szolgáltat a műtét során. Nyilvánvaló, hogy ezen rendszerek számtalan kihívás elé állítják a kutatókat [4]. A kis hibák és jelkésleltetések az ilyen szabályozó rendszerekben kontrollálhatatlan oszcillációt, instabilitást eredményezhetnek, amelyek a sebészetben megengedhetetlenek. A műtői környezet pedig számos igényt támaszt az amúgy már kereskedelmi forgalomban is beszerezhető, hatékonyan működő erőmérőkkel szemben. Kihívást jelentenek a szenzorok beültetésére rendelkezésre álló igen kicsiny terek, a méretbeli, geometriai korlátok, nem beszélve az elektromos és biokompatibilitás vagy a sterilizálhatóság szigorú előírásairól.

## Az erőmérés lehetőségei

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

Az irodalomban olyan példát is találhatunk, amikor egyszerűen a kereskedelmi forgalomban kapható erőmérő eszközöket helyeznek el a sebészrobot csipeszére. E 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.

Egyes kutatók próbálkoztak erőmérő cella vagy nyúlásmérő bélyeg laparoszkóp fejébe történő beépítésével [5], illetve laparoszkóp vezetőhüvelyére ragasztott, félhidakba rendezett nyúlásmérő bélyegek elhelyezésével is [6].

A nyúlásmérő bélyegeknél lényegesen nagyobb érzékenységűek a szilícium alapú MEMS (mikro-elektromechanikai rendszer) erőmérő szenzorok. A mikro-mechanikai technológiával előállított mikroerőmérő szenzorok kiemelt szerepet játszanak a tapintásérzékelésben, a robotikában és az orvosbiológia területén, csakúgy, mint a gépjármű-alkalmazásokban. Működésük alapja, hogy a támadó erővektort elmozdulássá vagy mechanikai feszültséggé transzformálják. Kutatócsoportunk is ezek fejlesztésével, laparoszkópcsipeszbe történő beültetésével foglalkozott [7].

Kézenfekvő megoldás – az erőmérésre már számos területen alkalmazott – piezoelektromos hatás kiaknázása. A módszer nagy előnye, hogy az érzékeléshez nem szükséges külső tápforrás, és az eszközök válaszüze rendkívül gyors, ugyanakkor a jelfeldolgozás – különösen statikus erők mérése esetén – nehézkes.

Az optikai elven működő rendszerek nagy előnye, az MRI (mágneses rezonancia képalkotás) kompatibilitás. A szenzorok kialakíthatók a csipesz belsejében, vagy beépíthetők a laparoszkóp/katéter szárába, ahol a terhelő erővel arányos fényintenzitás-változás detektálható. Egy másik megoldás a laparoszkóp tövében elhelyezett érzékelő rendszer. Ebben az esetben a fényt egy optikai résen átvezetve és egy osztott fotodiódával detektálva, a dióda egyes szegmenseinek fotóáram-változása lesz arányos az elhajlás mértékével, tehát közvetve a laparoszkóp végén ható erővel.

Szintén a sebészrobotikában felhasználható eredményeket értek el magnetoreológiai folyadékok alkalmazásával. A vas-karbonil részecskéket tartalmazó szilikonolaj-rendszer viszkozitása mágneses térrel változtatható, így a laparoszkópra ható ellenőrző hangozható. A módszerrel olyan tesztminták állíthatók elő, amelyek flexibilitása és dinamikája hasonló a természetes szövetekéhez.

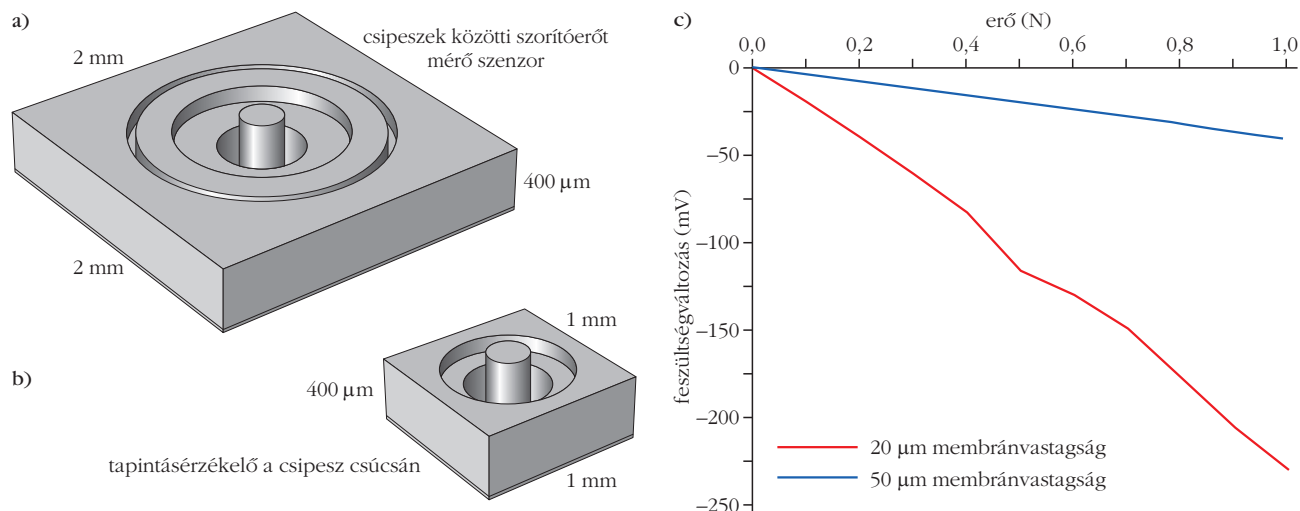
Természetesen nem csak erőt lehet monitorozni. Számos példát találunk a sebészrobotikában, amikor a vizsgált mennyiség a gyorsulás. A gyorsulásszenzorok jelei alapján is elkülöníthetők egymástól olyan események, mint a szövet elérése, varrótű megfogása, elengedése, eszközök ütközése.

## Valós idejű erő-visszacsatolás műtét közben

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

Gyakran alkalmazott megoldás a pneumatikus beavatkozó. Ebben az esetben felfújható ballon nyomását változtatják szolenoidszelepen keresztül a mért erő függvényében. A félgömb alakú szilikonballonokat a kontrolleren helyezik el úgy, hogy az az irányító orvos ujjbegyeit stimulálja. Jellemzően diszkrét nyomásértékeket állítanak be úgy, hogy az első nyomás-szint megfeleljen annak a minimális erőnek, amivel a szövetet – annak megfogásához – szorítani kell.

Egy másik módszer a kommutátor nélküli egyenáramú motorok használata. Az igen egyszerű kivitelű – egy tekercsből és egy mozgó állandó mágnesből álló – lineáris motorokkal a laparoszkóp rezgése csatolható vissza az orvos kezére. A rezgések tulajdonságaiból pedig a sebész következtetni tud a műtét során bekövetkező – vizuálisan nem azonosítható – eseményekre.



2. ábra. A specifikációknak megfelelő Si erőmérő szerkezetek sématis rajzai: méreteik  $2 \times 2 \text{ mm}^2$  (a) a csipeszek közötti szorítóerőt mérésére dedikált szenzorok esetén, és  $1 \times 1 \text{ mm}^2$  (b) a csipesz csúcsán elhelyezkedő tapintásérzékelő chip esetén. A deformálódó membrán átmérője mindkét esetben  $500 \mu\text{m}$ , az érzékenységet – a támadó erőre adott kimeneti feszültségváltozást – a membránvastagság határozza meg (c), ami  $50 \mu\text{m}$  és  $20 \mu\text{m}$ .

Végül – a lengyel kollégákkal közös projektünkben is alkalmazott módszer – a kefe nélküli egyenáramú nyomatékmotorok (BLDC motor) használata [8]. A 3D erőmérő jeleit az orvosoldali haptikus vezérlő interfészen elhelyezett 3 darab BLDC motorra csatolják vissza, ezzel reprodukálva az erőmérőre ható erőt, mint vektormennyiséget.

## MEMS 3D vektoriális erőmérő integrálása a RobinHeart sebészeti robotba

Az előző fejezetekben ismertetett szempontok figyelembevételével olyan érzékelő rendszert terveztünk és valósítottunk meg, amely méretét tekintve alkalmas lehet laparoszkópcsipeszbe történő integrálásra. Az ENIAC INCITE projekt során – a technológiai lehetőségekhez mérten – a legkisebb MEMS piezorezisztív erőmérő szenzorokat alakítottuk ki, majd ezeket olyan flexibilis elektronikaiba építettük, amely már a laparoszkópfejben képes ellátni a szenzorok jelének előzetes kondicionálását és digitalizálását. Megoldottuk az elektronika modellcsipeszbe történő integrálását, illetve lengyel partnereink segítségével demonstráltuk az erőinformáció RobinHeart sebészeti robot vezérlésében történő feldolgozását haptikus erőviszajjelzést megvalósítva.

### Piezorezisztív MEMS erőmérő kialakítása mikromechanikai technológiákkal

Az irodalom és saját tapasztalatok alapján az erővektor és a mechanikai deformáció detektálására a piezorezisztív elven alapuló kiolvasási módszert választottuk. Ebben az esetben kihasználjuk, hogy mechanikai feszültség hatására a félvezető sáv szerkezete módosul, és ennek megfelelően az elektronok – n-típus –, illetve a lyukak – p-típus – effektív tömege és így mozgékonyasága megváltozik. Ez természetesen fajla-

gos ellenállás-változással, és így a piezoelem abszolút ellenállásának megváltozásával jár.

A 3D erőmérő mátrix specifikációja (például mérési tartomány, érzékenység, geometria, gyártástechnológia): a tervezett alkalmazási céloknak megfelelően definiáltuk a MEMS erőmérő eszköz funkcionális és technikai paramétereit. A geometria pontos paramétereinek meghatározására (membrán vastagsága, laterális geometria) és a beágyazott piezorezisztív ellenállások érzékenységének vizsgálatára/tervezésére végeसेlemes modellt fejlesztettünk és ezeket részleteiben elemeztük. Az eszközök membránelmozdulását és érzékenységét a csatolt elektromechanikai modelledményekből számítottuk COMSOL Multiphysics® 4.3a (Burlington, MA, USA), illetve SILVACO (Santa Clara, CA, USA) szimulációs szoftverek alkalmazásával (2. ábra). A végeसेlem-számítások eredményei alapján elkészítettük az erőmérőcsalád fotolitográfiához szükséges maszkterveit – amelynek során figyelembe vettük a lehetséges tokozási technikákat is, mint amilyen a szenzor hátoldali kötése üveghez.

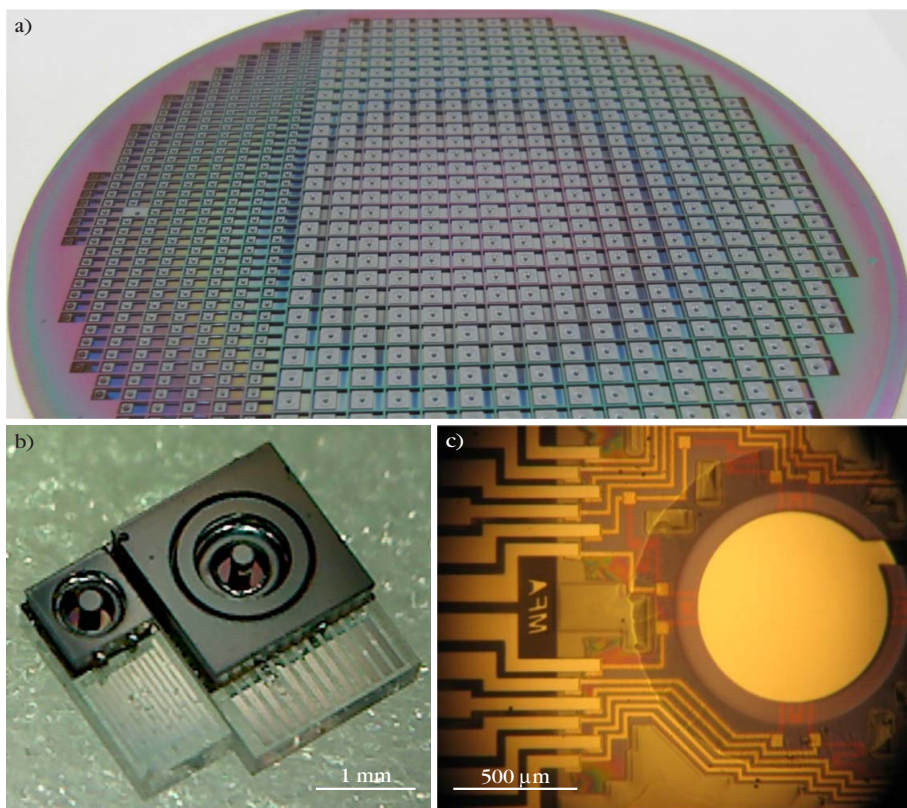
A mikroerőmérő eszközöket az Energiatudományi Kutatóközpont MFA Mikrorendszerek Laboratóriumának szilícium mikrotechnológiai megmunkáló során készítettük el. Kiinduló hordozóként (100) orientációjú, n-típusú Si-SiO<sub>2</sub>-Si szerkezetű szeleteket alkalmaztunk – a szimulációs tervezésnek megfelelően –  $20 \mu\text{m}$  és  $50 \mu\text{m}$  vastagságú előoldali szilíciumréteggel. A hátoldali fémkontaktus kialakításához Borofloat33™ (Schott AG, Mainz, Németország) típusú bórtartalmú,  $500 \mu\text{m}$  vastag üvegszeleteket használtunk. A piezoelem kialakítása megfelelő dózissal adalékolással történt. A szigetelő rétegeket atmoszférikus és alacsony nyomású gőzfázisú leválasztással (APCVD, LPCVD), a vezető Al- és AlSi-rétegeket vákuumgőzléssel és porlasztással vittük fel a szeletre. A leválasztott rétegek planáris strukturálását nedves és száraz marási technológiákkal (reaktív ionmarás, vagy RIE –

Diener Pico, Ebhausen, Németország) oldottuk meg. Szenzorunk 3D geometriáját mély reaktív ionmarással (DRIE – Bosch eljárás) alakítottuk ki Oxford Plasmalab 100 (Bristol, Egyesült Királyság) ICP plazmamaró berendezést használva. Az elkészült szilícium- és üvegszeleteket maszkillesztőben végzett illesztés után anódos bondolással Süss SB 6L (Garching, Németország) szeletkötő berendezésben kötöttük össze, majd gyémánttárcsás programozható DISCO DAD 320 chipfűrésszel (Tokio, Japán) szeleteltük fel (3. ábra).

### Intelligens laparoszkóp

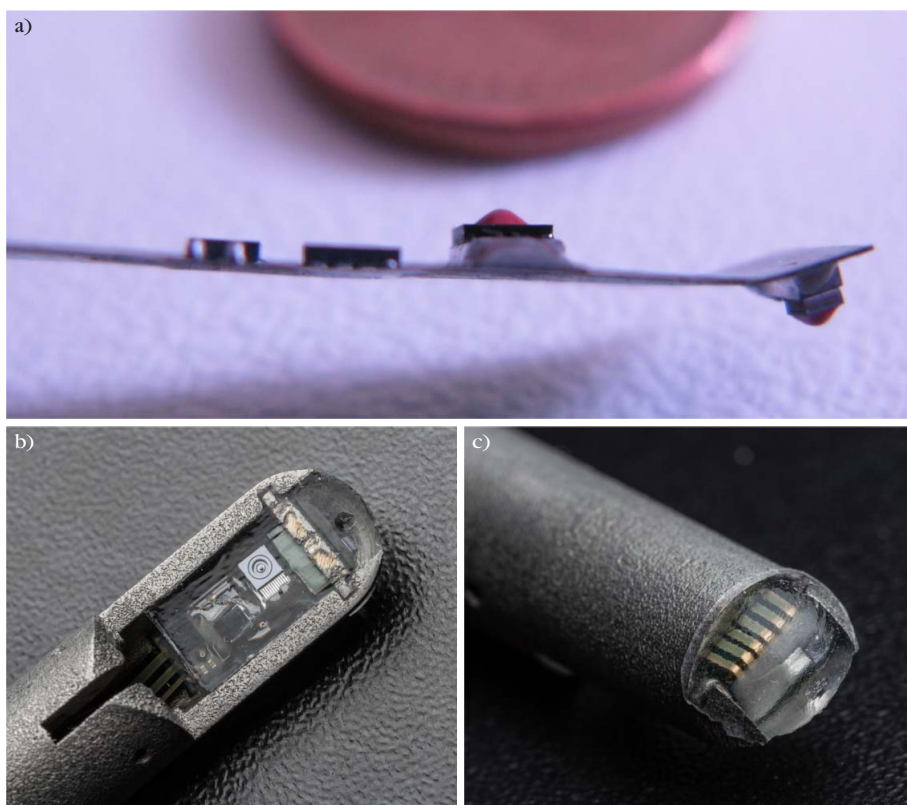
Ezek után a két, eltérő érzékenyséű és méretű erőmérőt egy laparoszkópcsipesz-modellbe ültettük úgy, hogy az erőmérők jeleit a csipeszben történő digitalizálást követően egy flexibilis nyomtatott áramkörön keresztül a robotkarig vezettük. A nagyobb (kevésbé érzékeny) szenzor a csipesz belsejébe került és a szorító erő mértékét mérte, míg a kisebb (érzékenyebb) szenzor – tapintásérzékelőként – a csipesz hegyébe került. A csipesz végső kialakítása – amely rozsdamentes orvosi ötvözetből (EOS StainlessSteel GP1) közvetlen lézeres fémszinterezés (DMLS) technológiával készült és biokompatibilis bevonattal (Nusil MED 6215 orvosi minőségű additív szilikon) láttuk el – a 4. ábrán látható.

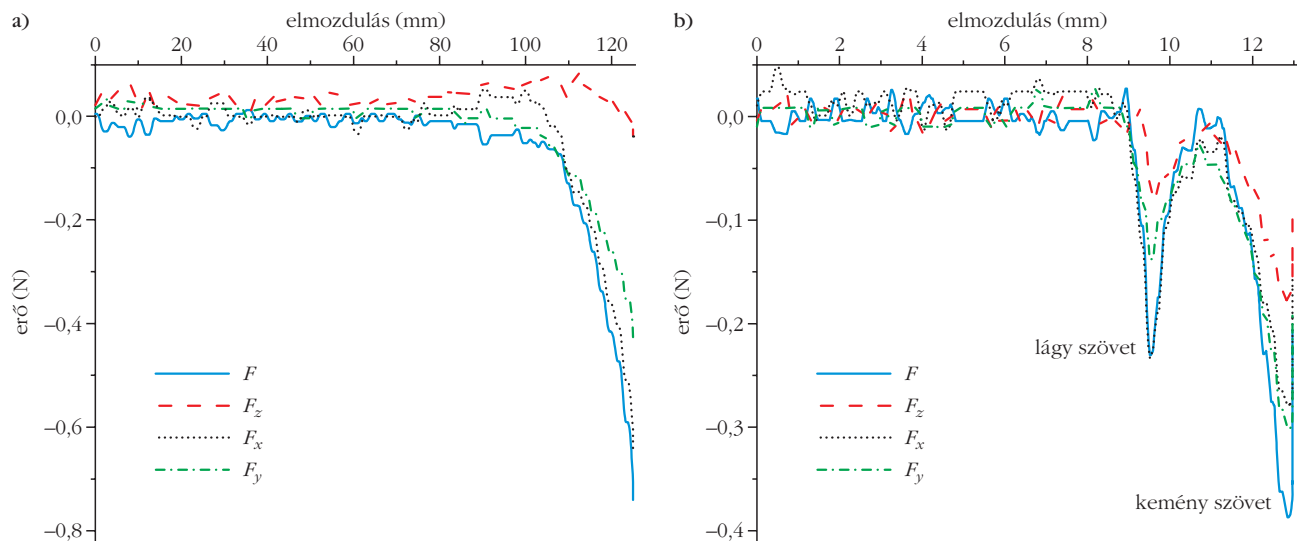
Az erőmérő szenzorokkal integrált fémcsipeszt az FRK szakemberei egy mechatronikus laparoszkópba építették. Okos laparoszkópunk már képes kommunikálni a MIS robotvezérlő rendszerrel, így beépíthetővé vált a RobinHeart PVA és RobinHeart mc<sup>2</sup> sebészeti robotokba. A laparoszkóp és a robot vezérlő rendszere közötti kommunikáció a megfelelő adatbiztonság érde-



3. ábra. A 3D megmunkált szilíciumszelet membránelemekkel (a), a hátoldali üveggel bondolt, elkészült szenzorok (b) és a piezorezisztív érzékelő elemek a Si-membrán hátoldalán (c).

4. ábra. A flexibilis nyomtatott áramkör csipeszbe ültetett vége a két erőmérő szenzorral és a két AD konverterrel (a). A tapintásérzékelő szenzor a nyomtatott áramkör hátoldalán van, szereléskor visszahajtván a csipesz hegyére kerül. A fémcsipeszbe épített erőmérő chipék és a hibrid áramkör biokompatibilis polimerrel borítva – demonstrációs célból a polimer átlátszó (b és c).





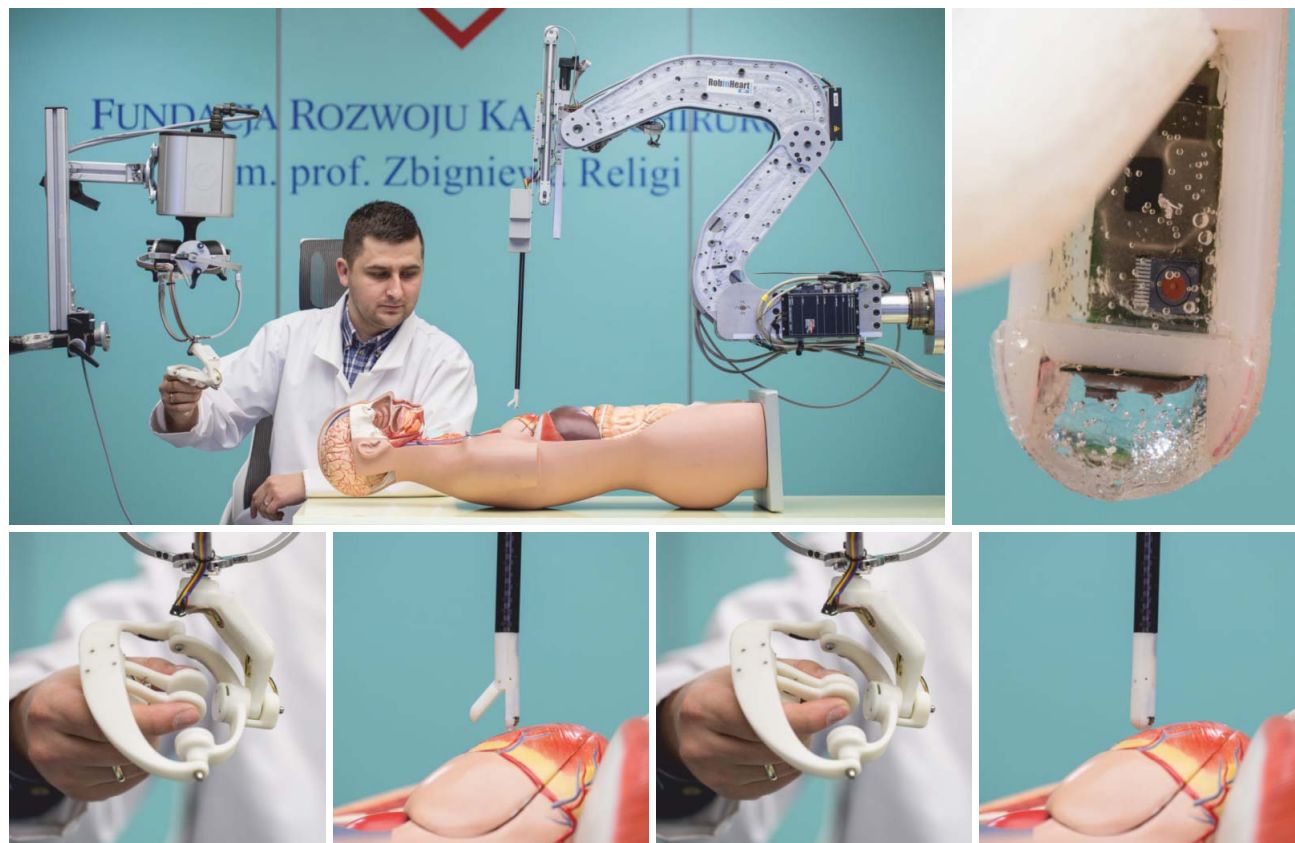
5. ábra. A tapintásérzékelő szenzor válaszjelei csirkeszív (a) és csirkeszárny lágy és kemény szövet esetén (b): a szövet rugalmassági paramétereit az egységnyi elmozduláshoz tartozó fajlagos erőértékek mutatják.

kében a járműiparban elterjedt soros, aszinkron kommunikációs (CAN) protokoll szerint folyik. Ennek megfelelően a laparoskopban elhelyezett jelfeldolgozó áramkör kétvezetékes, szinkron (I<sup>2</sup>C) kommunikációját egy megfelelő áramkör segítségével konvertálnunk kell. Ez az áramkör végzi a szenzorok jeleinek kondicionálását, konverzióját, gyűjtését, zajszűrését, kalibrációját, továbbítását, valamint biztosítja a szenzorok alacsony zajú tápellátását is.

Biomechanikai tesztek és haptikus erő-visszacsatoló rendszerrel rendelkező sebészeti robot

A RobinHeart PVA robotba épített erőmérő szenzorokkal biomechanikai vizsgálatokat végeztünk és megállapítottuk, hogy a visszamért villamos jelek alapján elkülöníthetők a lágy (bőr, izomszövet) és kemény (csont) szövetek, ahogy ez az 5. ábrán bemutatott néhány mérési eredmény alapján látható.

6. ábra. A RobinHeart mc<sup>2</sup> kísérleti sebészrobot és haptikus vezérlése (RobinHand) kiegészítve a kontakt erő mérésre képes „okos” laparoskopppal. A rendszer alkalmas valós idejű erővisszajelzésre a vezérlő sebész számára.



Fejlesztéseink legkomolyabb célja az volt, hogy erővisszajelzést, virtuális tapintásérzetet tudjunk biztosítani az operációt végző sebésznek. Ez a laparoszkópba integrált erőmérő szenzorok legbonyolultabb alkalmazása, amely a szenzorok és a RobinHeart mc<sup>2</sup> sebészrobot haptikus kontrollerének (RobinHand) összekapcsolását jelentette (6. ábra). Az elektronikailag és mechanikailag is integrált erőmérő szenzorok jeleit – megfelelő kondicionálás után – a sebészeti robot vezérlő rendszeréhez továbbítottuk. Az EK-MFA szakemberei által meghatározott erőszámítási algoritmust programoztuk a robot vezérlő szoftverébe, így a laparoszkóp csúcsába épített szenzor által detektált vektoriális erőt a kontroller vissza tudja adni a motorok erőkomponensekkel arányos fékezésén keresztül a sebész kezére. Vagyis, amikor a laparoszkópcsipesz csúcsa kemény felülethez érintkezik, a mért ellenirányú erőnek megfelelően a vezérlő rutin lassítja vagy megállítja a robotlaparoszkóp mozgását, illetve a haptikus kontroller motorjainak nyomatóka is változik, valós érzetet adva vissza a sebésznek.

## Összefoglalás, kitekintés

A szenzorokkal felszerelt „okos” eszközök – az első ilyen telefon 2007-es bemutatása óta – jelentősen megváltoztatták mindennapi életünket, és ez a forradalom a technológia minden területére áterjedt. Az írásunkban bemutatott „okos” laparoszkópok olyan minimálisan invazív műtéti rendszerek és technológiák fejlesztését szolgálják, amelyek képesek felgyorsítani a paradigmaváltást a drága és bonyolult műtéti beavatkozások irányából a költséghatékony, betegbarát, minimálisan invazív beavatkozások felé. Mindamelllett hozzájárul olyan új műtéti eljárások kidolgozásához is, amelyek javíthatják a betegek túlélési arányait és az elérhető posztoperatív életminőséget.

Mindazonáltal a komplex, minimálisan invazív műtéti eljárások pontos vezérlést és ellenőrzést igényelnek. A sebésznek folytonos, valós idejű, multimodális információkra van szüksége a műtéti terület szerkezetéről,

funkcionalitásáról és anatómiájáról. Munkánk során olyan demonstrációs műtéti rendszerek tervezését, építését, elemzését és funkcionális tesztelését végeztük, amelyek integrált áramkört és MEMS komponensek alkalmazásával extrém kis méretben integrálják az érzékelő, jelfeldolgozó és csatlakozó funkciókat, lehetővé téve taktilis információ továbbítását a laparoszkóp és a sebész között. Ennek megfelelően demonstráltuk a mechanikai érzékelési lehetőségek (tapintás, erő-visszacsatolás) alkalmazhatóságát MIS rendszerekben, megalkotva az első, MEMS erőmérő eszközzel felszerelt, erővisszacsatolással rendelkező kísérleti sebészeti robotrendszert (FRK – RobinHeart mc<sup>2</sup>).

Kutatócsoportunk aktuális fejlesztései (az ECSEL POSITION-II projekt keretében) a vektoriális erőmérő szenzorok további méretcsökkentését, és azok katéterrendszerekbe történő beültetését célozzák, ami reményeink szerint lehetővé teszi kontakt erő visszajelzését szív és érrendszeri elektrofiziológiás, illetve katéterablációs beavatkozások során.

## Irodalom

1. M. Hatzinger, S. T. Kwon, S. Langbein, S. Kamp, A. Häcker, P. Alken: Hans Christian Jacobaeus: Inventor of human laparoscopy and thoracoscopy. *J. Endourol.* 20/11 (2006) 848–850.
2. Z. Nawrat: State of the art in medical robotics in Poland: Development of the Robin Heart and other robots. *Expert Rev. Med. Devices* 9/4 (2012) 353–359.
3. M. E. Hagen, J. J. Meehan, I. Inan, P. Morel: Visual clues act as a substitute for haptic feedback in robotic surgery. *Surg. Endosc. Other Interv. Tech.* 22/6 (2008) 1505–1508.
4. A. M. Okamura: Haptic feedback in robot-assisted minimally invasive surgery. *Current Opinion in Urology* 19/1 (2009) 102–107.
5. A. Abouei Mehrizi, M. Moini, E. Afshari, J. Kadkhodapour, A. Sadjadian, S. Najarian: Application of artificial palpation in vascular surgeries for detection of peripheral arterial stenosis. *J. Med. Eng. Technol.* 38/4 (2014) 169–178.
6. M. Moradi Dalvand, B. Shirinzadeh, A. H. Shamdani, J. Smith, Y. Zhong: An actuated force feedback-enabled laparoscopic instrument for robotic-assisted surgery. *Int. J. Med. Robot. Comput. Assist. Surg.* 10/1 (2014) 11–21.
7. J. Radó et al.: 3D force sensors for laparoscopic surgery tool. In *2016 Symposium on Design, Test, Integration and Packaging of MEMS/MOEMS* (2016) 1–4.
8. L. Mucha, K. Lis, D. Krawczyk: *Experimental Verification of Force Interactions for Robinhand Prototype Motion Controller.* (2019) 56–61.

**A koronavírus-járvány miatt a 2020. évi FIZIKATANÁRI ANKÉT ÉS ESZKÖZBEMUTATÓ sajnos elmaradt, de elkészült ELŐADÁSÁT, bemutató KÍSÉRLETÉT – akár rövid videómelléklettel –, POSZTERÉT a Szemlében megjelenő cikk formájában**

**OSSZA MEG KOLLÉGÁIVAL!**  
**Köszönettel, a szervezők**

