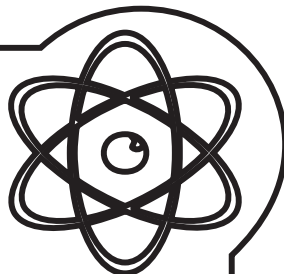
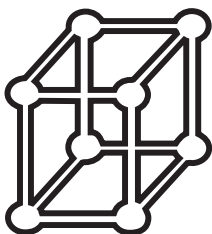


EESTI FÜÜSIKA SELTS



**EESTI
FÜÜSIKA SELTSI
AASTARAAMAT**

**2011
XXII
aastakäik**



TARTU 2012

TEHISLIHASED: AJAMID MIKROROBOTITELE, KUID MITTE AINULT

KARL KRUUSAMÄE

TÜ tehnoloogiainstituut

SISSEJUHATUS

Lähis-Ida kroonikud kirjeldasid juba 13. sajandil masinaid, mis olid võimelised serveerima teed või esitama eelprogrammeeritud muusikapalasisid – neid seadmeid võib pidada kaasaegsete robotite kaugeiks esivanemaiks. Ent täpselt nagu tänapäevased robotid erinevad funktsionaalsuselt ja ehituselt oma 800 aasta vanustest eelkäijatest, tuleb eeldada sama radikaalseid muudatusi ka tuleviku masinatest.

Tänaasel päeval on valdkondasid, mis ei saaks ilma robotiteta üldse hakkama, eelkõige võib siinkohal tuua näiteks tööstuse. Tööstusrobotika tohutu areng 20. sajandil on viinud selleni, et robotid valmistavad praktiliselt kõik autod, arvutid, mobiiltelefonid, mööbliesemed ja muud igapäevased seadmed. Teine, kahjuks igapäevane valdkond, kus robotika on muutunud peaaegu asendamatuks, on sõjatööstus ning arusaadavalt ei leia me kusagilt detailset dokumentatsiooni või teadusajakirjandust, mis kirjeldaks nende masinate tõelist tehnilist taset.

Vahest üks olulisim ja kindlasti ka tehniliselt kõige nõudlikum valdkond robotika rakendamiseks on meditsiinitehnika. Robotabiliste kasutamine inimeste ravis ei ole ajendatud ainult kiirematest ja täpsematest operatsioonidest, vaid selle peamine eesmärk on minimaalse invasiivsusega protseduurid. Juba tänaasel päeval aitavad masinad läbi viia keerulisi kirurgilisi protseduure, mis jätavad inimkehale kõigest kümne-millimeetrise läbimõõduga arme [1].

Kuid robot, mis lõhub inimese ravimisel võimalikult vähe tervet kude, peab paratamatult ka ise olema väga pisike. Ehk võiks üks kaugem eesmärk olla sõnastatud kui püüd roboti poole, mille patsient neelab kapsliga alla, misjärel arukas masin aktiveerub, ujub inimkehas probleem-

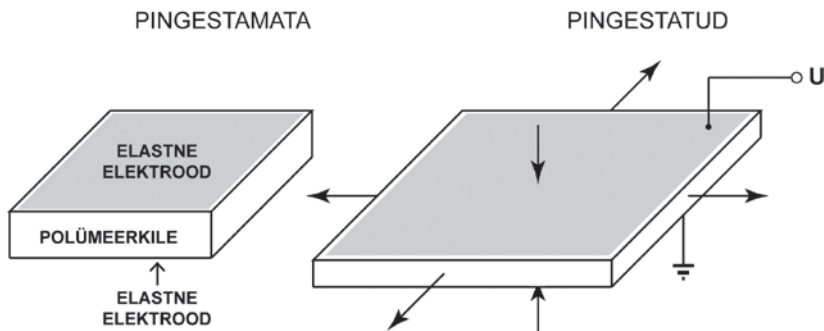
sesse piirkonda ning alustab lokaalset ravi. Pärast protseduuri lõpule viimist väljutab keha pisikese robotarsti tavapärased kanaleid pidi. Mida aga tähendab taolise mikroroboti ehitamine tehnilisest küljest?

Tänapäeval kasutab enamik väiksemaid (eriti just meditsiinitehnika) kasutusel olevaid roboteid elektriajameid. Need on kiired, täpsed ja võrdlemisi efektiivsed, samuti on nende juhtimine küllaltki lihtne. Ent ka kõige pisemad elektrimootorid on organismis edasiliikumiseks liiga suured, jäädes oma mõõtmetelt millimeeterskaalasse. Teiseks koosneb iga elektrimootor paljudest eri osadest: magnetid, harjad, völli, metallkonstruktsioon jms. Lisaks käib tihtipeale mootoriga kaasas ka käigukast, mis aitab reguleerida ajami jõumomenti ja kiirust. Seega, kui soovime luua paarikümne mikromeetrise läbimõõduga elektrimootori, siis milliste mõõtmetega peaksid olema selle erinevad koostisosad? Ja kogu süsteemi funktsionaalsust silmas pidades võib täiendavalt küsida: mitut ajamit (või mootorit) üldse üks korralik *in vivo* ravirobot edukaks toimimiseks vajab? Pigem rohkem kui ühte. Ehk siit on selgelt näha, et n-ö mikrorobotid ei saa komponentide ehituses imiteerida oma suuremõõtmelisi eellasi. Tõenäoliselt ei ole võimalik vähendada traditsioonilist elektrimootorit sedavõrd pisikeseks, et suudaksime luua väiksema roboti kui 1 mm, mis sisaldaks enam kui ühte ajamit.

Liikudes väikesele skaalale, tuleb otsida uusi lahendusi – üks mikrorobootika tuleviku perspektiive võib peituda nn tehislihastes ehk elektromehaaniliselt aktiivsetes polümeerides (EAP). Elektromehaaniliselt aktiivsed materjalid muudavad oma kuju ja/või ruumala, kui neid elektriliselt stimuleerida. Neil materjalidel on tavapäraste ajamsüsteemide ees mitmeid eeliseid, ent antud kontekstis on kõige olulisem nende lihtne ehitus ning sellest tulenev hõlbustamine miniaturiseeritavus.

Täiendavalt on EAP täiturid müravabad, väga kerged, hea jõu-massi suhtega ning võimaldavad oluliselt keerukamaid liigutusmustreid kui pöörleva völli elektrimootorid. Ka kulumisest tingitud probleemid on nende täiturite jaoks võõrad, sest puuduvad omavahel liikuvad osad. Seetõttu võib üks EAP materjal sooritada sadu tuhandeid, kui mitte miljonid töotsükleid.

Ingliskeelses kirjelduses on EAP-de ning teiste materjalide, mille füüsikalisi omadusi saab väliselt kontrollida, koondterminiks *smart materials* (eesti keeles kasutusel nii nutimaterjalid, intelligentsed kui ka arukad materjalid). Oluline on siinkohal täheldada, et nutimaterjal on oluliselt laiem mõiste kui tehislihas, koondades enda alla ka nt materja-



Joonis 1. Dielektrilise elastomeeri tööpõhimõte.

lid, mille murdumisnäitajat või läbipaistvust annab elektrivälja või muu välise mõjuri toimele juhtida.

Tüüpiliselt on EAP-del ka anduromadused, st kui neid välise jõu toimele liigutada või kokku suruda, siis genereerivad need elektrivoolu. Kasutades ühe EAP riba juures nii selle andur- kui ka täituromadusi, saame nn isetundliku (ingl *self-sensing*) süsteemi, kus materjali enda mehhaanoelektrilist väljundit kasutatakse sisendina täituri tagasisidega juhtimisel.

Tehislihased võib üldise tööpõhimõtte põhjal jaotada kaheks põhi-klassiks: elektron- ja ioon-täituriid.

Nende materjalidega seonduvad uurimused võib omakorda jagada kolme rühma: uute materjalide arendamine, juhtimistooria ning rakenduste väljatöötamine. Käesolev artikkel seab eesmärgiks anda ülevaade erinevatest tehislihasetüüpidest ning demonstreerida nendega seonduvaid saavutusi nii meil kui ka mujal.

ELEKTRON-EAP

Kaks kõige tuntumat elektronjuhtiva EAP alamklassi on ferroelektriline polümeer (tugineb piezoelektrilisele efektile) ning dielektriline elastomeer (DE), kus mehaaniline koste on tingitud plaatkondensaatori elektrootidevahelisest külgetõmbejõust. Käesolev peatükk käsitleb põhilikult just DE-täitureid, kuna viimastel aastatel võib täheldada selget positiivset trendi nendega seonduvates uurimistulemustes ja rakendustes [2]. Kõnekas näide on ka see, et 2011. aastal jõuti esimeste tavakasutajarakendusteni, mis sisaldasid DE-tehnoloogiat: turule jõudis taktiilne

Apple iPodi ümbris, mis annab kasutajale oluliselt mitmekesisemat tagasisidet kui tavapärane vibromootor¹.

Dielektriline elastomeertäitur (*DEA – dielectric elastomer actuator*) koosneb tavaliselt kolmest kihist: õhuke dielektrikkile, mille vastas-pindadele on kantud elastne elektrootikiht. Joonisel 1 on kujutatud dielektrilise täituri ehitus ja tööpõhimõte: kulonilised jõud pigistavad elastomeeri nii, et suureneb elektrootidega kaetud pindala. Lisaks, kui DE-täiturile rakendada pinge, siis selle paksus väheneb, mis aga omakorda tingib elektrootidevahelise elektrivälja ja tõmbejõu tugevnemise. Põhjalikku ülevaadet DE-täituritest ja nende rakendustest saab soovi korral lugeda Carpi jt raamatust „*Dielectric Elastomers as Electromechanical Transducers*“ [3].

Dielektriliste täituri peamiseks eelisteks on deformatsiooni mastaap, mis võib materjaliti ulatuda üle 200% algsest täituri pindalast, ning kilohertsidesse küündiv töösagedus [3,4]. Kuigi DEA-de tootmine on lihtne ja majanduslikult soodne, siis igapäevast kasutuselevõtmist takistab nende võrdlemisi kõrge toitepinge: 1-20 kV [3].

Seetõttu on DEA-uuringute peamiseks eesmärgiks vähendada toitepinget, mis sõltub separaatorile paksusest ja suhtelisest dielektrilisest läbitavusest. Vähem oluline ei ole ka selle materjali elastsusmoodul, millest oleneb saavutatav deformatsioon. Teine tähtis väljakutse on elektrootide loomine ning nende kinnitamine dielektrikkile külge. Tarvis on luua hästijuhtivad elektrootid, mis veniksid dielektrikuga kaasa ning püsiksid selle pinnal ka pärast arvukaid töötsükleid.

Mitmetest väljakutsetest hoolimata ennustatakse DE-materjalidele suurt tulevikku nii teadusmaailmas kui ka olimeseadmetes. Juba tänasel päeval on valmistatud arvukalt erinevaid prototüüpe, mis demonstreerivad nende materjalide võimalikke kasutusvaldkondasid. Akbari jt on valmistanud DEA-matriksi, kus ühe täituri mõõtmed on 100 x 100 µm [5]. Sedavõrd väikese täituri loomise peamiseks ajendiks on nn *bio-logy-on-chip* või *lab-on-chip* seadmed, mis lubavad üksikute rakkudega eksperimenteerimist. Analooorse tehnoloogia abil on Punning jt ehitanud omapärase kolmetäituri süsteemi, mis võimaldab nt suunata pisikest peeglit [6]. Mõlemal juhul kasutasid autorid täituri valmistamisel dielektrikuna PDMS-kilet, kus elastsed kuldelektrootid saavutatakse metalliioonide pommitamisega selle materjali pinnakihtidesse [5,6].

Carpi jt kasutavad DE-täitureid, et juhtida muudetava fookuskaugu-

1 www.vivitouch.com

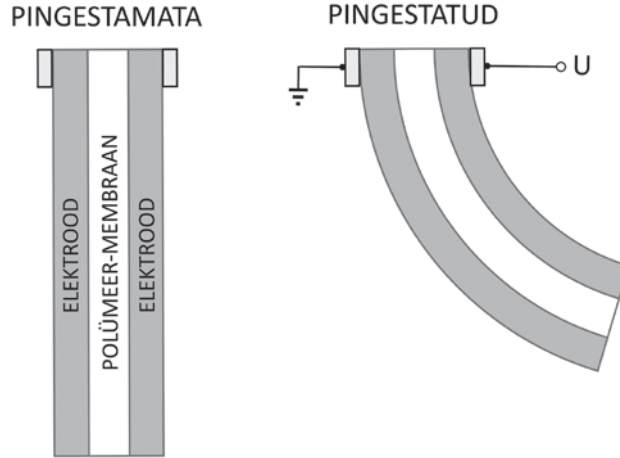
sega läätse, mis tulevikus võib olla igapäevane komponent videokameras või fotoaparaatides [7]. Kaasaegsed puutetundlikud ekraanid ei võimalda kasutajal tajuda nuppe või saada muul moel sõrmedega tagasisidet ekraanilt. Ent kattes puutetundliku ekraani pisikeste nutimaterjalidest täituritega, saame neid üles-alla liigutades tekitada sõrmede all tunde, nagu see liiguks üle nuppude ja tähtede välja. Taoline tehnoloogia on eriti oluline nägemispuudega inimestele, kes sooviksid kasutada Braille' kirja rakendavat e-lugurit [8].

Anderson jt konstrueerisid laagri- ja metallivaba mootori, kus võlli ajavad ringi kuus süsinikpastast elektrodidega DE-täiturit toitepingel 2,5 kV. Kuigi hetkel on prototüüpmootori kiirused suurusjärgus 25 millipööret sekundis, siis autorite endi hinnangul saab tulevikus sedalaadi mootoriga teostada protseduure ka tugevas magnetväljas, nt kui kirurg vajab opereerimisel tuumamagnetresonantsseadme abi [9].

Ka DE-materjalide sensoromadused pakuvad võimalusi erinevateks rakendusteks, nt energiatootmises. Dielektrilise elastomeeri abil saab muundada mehaanilise liigutuse elektrienergiaks: efekt saavutatakse tehislhase mahtuvuse muutumisega. Laadides väljavenitatud DE-plaatkondensaatori ning lubades seejärel täituriil taastada oma esialgne kuju, saame piisavalt olulise mahtuvuse muutuse, mis väljendub elektrodidevahelise pinge tõususe, ent kasvab ka kondensaatorisse salvestatud energia [3]. Kui elastomeeri väljavenitamiseks kasutada looduslikku ja piiramatut ressursi nagu merelained, saab niisugust tehnoloogiat kasutada taastuvenergia tootmisel. Ent DE-de võimsus on siiski pigem tagasihoidlik: 10-sentimeetrilises lainetuses genereeris üks DE-merepoi maksimaalselt 1,2 W, kuid poolemeetriste lainete korral on eeldatav keskmine võimsus ligikaudu 50 W [10]. Arusaadavalt ei lahenda taoline ujuk Maa võimalikku energiakriisi, kuid suudab rahuldada nt ookeanisse paigutatud navigeerimispoide energiavajaduse.

IOON-EAP

Ioonsetes EAP-des (IEAP) on mehaaniline deformatsioon tingitud ennekoike ioonide liikumisest polümeerkarkassis. Klassikalise IEAP näitena võib välja tuua ioonjuhtiva polümeer-metallkomposiidi (*IPMC – ionic polymer-metal composite*), kus ioonpolümeermembraani (nt Nafioni) vastaspinnad on kaetud väärismetallist (nt plaatina või kuld) elektroodi-



Joonis 2. Ioon-EAP tööpõhimõte.

dega [11]. Aastal 1999 kirjeldasid Baughman jt uudset süsiniknanotorudest valmistatud elektrodidega IEAP-d [12]. Täna teame, et tehisliahaste elektrodimaterjalidena sobivad mitmed erinevad süsiniku allotroobid (nt süsinikaerogeel või karbiidne süsinik). Sääraseid tehisliahaseid võib koondada üldnimetuse süsinik-polümeerkomposiit (CPC – *carbon-polymer composite*) alla. Kolmas oluline klass IEAP-sid on juhtivpolümeerist (nt polüüpürrool) elektrodidega tehisliahased, mida ingliskeelses kirjanduses tähistatakse lühendiga CP (*conducting polymer*) või CPA (*conducting polymer actuator*).

IEAP-de uuringute üks olulisi teaduskeskusi paikneb ka Eestis, kus Tartu Ülikooli arukate materjalide ja süsteemide laboris² tegeletakse prof Alvo Aabloo käe all üldnimetatud täiturite ja sensorite arendamise, modelleerimise ja rakenduste väljatöötamisega.

Joonisel 2 on kujutatud IEAP-dele iseloomulik käitumine konfiguratsioonis, kus materjali üks ots on fikseeritud liikumatute kontaktide vahele. Kui rakendada pinnaelektrodide vahele pinge, siis näeme painutust. Kuigi IPMC, CPC- ja CP-täituriid on üldjoontes väga sarnased, siis nende toimimismehhanismid on pigem erinevad ning teadlaste jaoks jätkuva arutelu keskmeks.

IPMC puhul on membraan tüüpiliselt ise ioonne (*ionic*), st polüme-

² www.ims.ut.ee

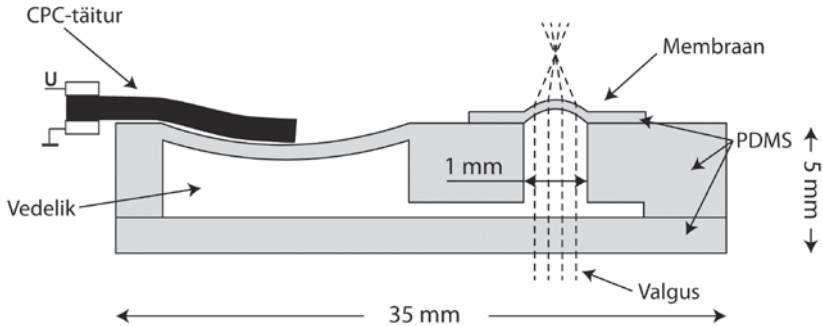
riahelaga on seotud anioonsed rühmad, ning polümeerkarkassi sisse viidud katioonid (nt Li^+) saavad selles vabalt liikuda. Veel sisaldab IPMC solventi (nt vett) ning pingestamisel hakkavad katioonid liikuma negatiivse elektroodi suunas, sidudes endaga ka solvendi molekulile. Arusaadavalt kasvab sellega osakeste kontsentratsioon negatiivse elektroodi läheduses ning antud pind venib välja, st materjal paindub positiivse elektroodi suunas [11].

Süsinikelektroodidega tehisliahaste korral on polümeermembraan ioone läbilaskev ning elektrolüüdina kasutatakseioonvedelikku (nt EMIBF_4), mis aga tähendab, et süsteemis saavad liikuda nii anioonid kui ka katioonid. Elektrivälja toimel liiguvad anioonid ja katioonid vastas-elektroodide lähedusse ja sisse ning liigutuse tekkimist võib taas kord põhjendada ühe pinna väljavenimisega, mis on tingitud sellest, et katioonid on suuremad kui anioonid [13].

Nii CPC kui ka IPMC puhul võib liigutust selgitada ka pinnaelektroodis tekkivate elektrostaatiliste protsessidega, mis on tingitud elektrilise kaksikkihi kujunemisest elektrodimaterjali piirpinnal. Eriti suur mõju võib neil protsessidel olla just CPC-de korral, kuna poorsel süsinikelektroodil on võrdlemisi suur eripind. Võib oletada, et reaalsuses on mõlemal mainitud protsessil oma mõju seda tüüpi IEAP-de liigutusele.

Juhtivpolümeeridel põhinevad täiturid on käsitletavatest IEAP-dest kõige omapärasemad: elektronjuhtiv polümeerelektrood vabastab redutseerimisel võrdlemisi suure ja liikumatu aniooni, mis „meelitab“ membraanist katioonid koos solvendi (nt propüleenkarbonaat) molekulidega enda juurde. Taas kord tingib taoline osakeste üleküllus ühe elektroodi pikenemise. Niisugune süsteem paindub negatiivse elektroodi suunas, st vastupidiselt tavapärasele IPMC- või CPC-täiturile. Ent vajadusel saab sünteesida ka CP-täitureid, kus just anioonid on mobiilsed, põhjustades hoopis täituri liigutust positiivse elektroodi suunas.

Üks IEAP-de olulisim eelis on võrdlemisi madal tööpinge, mis tavaliselt jääb vahemikku 1–3 V. Lisaks, nii CP- kui ka CPC-täiturid saab vajadusel teha täiesti metallivabad, mis muudab need materjalid suurepäraseks kandidaatideks *in vivo* robotikas ja/või *in vitro* bioloogilistes eksperimentides. Erinevalt DEA-dest ei eelda nende materjalide kasutamine sensorrežiimis süsteemi eelpingestamist, sest IEAP-riba painutamine välise jõuga tekitab ioonide liikumise polümeerkarkassis, mis on omakorda mõõdetav elektrodidevahelise pinge või lühisvooluna [14].

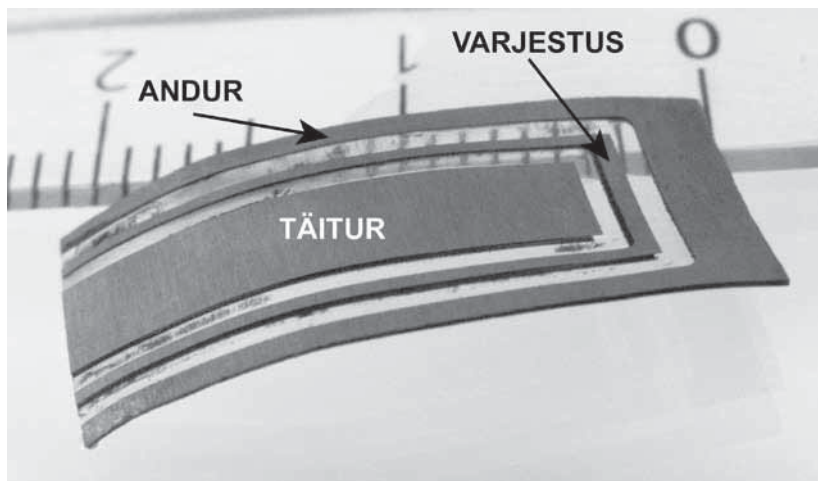


Joonis 3. Muudetava fookuskaugusega vedeliklääts.

Nagu eespool mainitud, on Tartu Ülikool IEAP-de valdkonnas üks juhtivaid teaduskeskusi, nt esimest korda maailmas valmistati just Eestis CPC-materjale, mille elektroodidena on kasutatud ka superkondensaatorites kasutusel olevat karbiidset süsinikku [13]. Samuti suudeti utiliseerida põlevkivi jääkprodukte, millest valmistati süsinikaerogeel-elektroodidega painduvaid täitureid [15]. Need tehislühased demonstreerivad väga tähelepanuväärset jõudu, suutes tõsta endast 165 korda suurema massiga esemeid [16]. IEAP-materjalide ühe näidisrakendusena valmistasid Vunder jt muudetava fookuskaugusega lääts, mille juhtimiseks kasutati just süsinikust elektroodidega tehislühaseid (joonis 3). Prototüüpläätse läbimõõt oli 1 mm ning fookuskaugust sai muuta vahemikus ∞ kuni 5 mm [17]. Taolist läätsesüsteemi saab tulevikus kasutada nt *lab-on-chip* seadmetes, kus sooritatakse muu hulgas ka optilisi mõõtmisi.

Must jt demonstreerisid, et karbiidse süsiniku baasil EAP-sid saab kasutada nii liigutusanduri kui ka elektrigeneraatorina [18]. Kuigi CPC elektroodide vahele genereeritud pinge jäi alla $400 \mu\text{V}$, on niisuguse mehhanoelektrilise kile omadusi võimalik rakendada mitmel viisil. Valmistades sellest materjalist kanga, mis muundab vibratsiooni elektriliseks, saab energiaallika väikese volutarbega süsteemile. Samuti võib CPC paigutada liigutusanduriks väikestesse ja kitsastesse süsteemidesse, kuna materjali enda paksus on ligikaudu $300\text{--}500 \mu\text{m}$.

Nagu eespool mainitud, on tavapärase IEAP-sensori väljund tingitud ionide liikumisest, mida põhjustab väline mehaaniline materjali painutamine. Ent hoides IEAP-täiturit üle pikema perioodi kõverdatud asendis, toimub ionide kontsentratsiooni ühtlustumine ning kaob



Joonis 4. Segmenteeritud elektroodidega isetundlik IPMC-täitur.

mõõdetav elektrisignaali. Seega ei võimalda taoline andursüsteem väga täpset positsiooni- või rikketuvastust. Vaadeldes aga komposiitmaterjali kui viiteliini, on võimalik luua füüsikaline mudel, mis kirjeldab IPMC või CPC painutust, mis ei ole tingitud vahetust ionide liikumisest, vaid materjali kõverusest sõltuvate takistite ja kondensaatorite jada- ja rööpühenduste ahelana [19].

Ent kui eesmärgiks on isetundlik täitur, mis muudaks kavandatava mikromõõtu süsteemi ehituse lihtsamaks, siis IEAP täitur- ja sensoromaduste modelleerimine on kõigest esimene samm täislahenduse teel. IPMC viiteliinis on toitepinge edasikandumine praktiliselt sama ajateguriga protsess kui mehaaniline liigutus, seega on pingestatud süsteemis vajalike kõverusest sõltuvate elektriliste parameetrite mõõtmine ülimalt keerukas. Ühe võimaliku lahendusena võib IPMC pinnale graveerida eraldi osad täiturpinge rakendamiseks ning sensorsignaali mõõtmiseks [20]. Joonisel 4 on kujutatud isetundlik IPMC: täitursegment liigutab kogu süsteemi ning tagasiside liigutuse kohta mõõdetakse andurelektroodi takistuse muutusena. Maandatud varjestuse roll on takistada täitursignaali levimist sensorile.

Peamiseks väljakutseks IEAP-de maailmas on optimeerimine täituri kiiruse ja jõu vahel. Reeglina, mida kiirem on IEAP painutus, seda väiksemat jõudu suudab see avaldada. Üldjoontes dikteerib siiski lõplikud

nõuded täituri omadustele (kiirus, jõud, kasutatud materjalid, mõõtmised jne) selle rakendusvaldkond.

Võttes arvesse IEAP-de spetsiifilisi omadusi, saab valmistada tehislühasest kardiosimulaatori, mis on tõmmatud paelana ümber südame [21]. Ajal, mil inimese süda töötab normaalselt, muundab rütmurpael liigutuse energiat elektriliseks, mis salvestatakse välisesse kondensaatoris või akusse, ning siis kui on tarvis südant ennast stimuleerida, tõmbub IEAP ümber südame järsult pingule, andes sellega abistava impulsi.

Kuna IEAP-d meenutavad oma käitumiselt bioloogilisi lihaseid, siis on mõisteta ka teadlaste soov valmistada neist elusloodusest inspireeritud roboteid, nt biomimeetilisi meduuse [22] või raikalasid [23], mis rakendavad just veekeskkonnas hästi toimivaid IPMC-täitureid. Kuid samaaegselt arendatakse imepisikesi CP-täitureid, mille töösagedused küündivad üle 100 Hz, et kasutada neid robotputukate tiibadena [24,25]. Kõikvõimalikud elusloodust matkivad robotid pakuvad eelkõige huvi loodusvaatlusi tegevatele teadlastele ning luureesmärkidel ka sõjatoöstusele.

KOKKUVÕTE

Lõpetuseks võib tõdeda, et tehislühased on viimase 20 aasta vältel demonstreerinud õigusjärgsust tavapärastele elektrimootoritele ning nende kasutamine igapäevastes rakendustes ei ole mitte tulevikuküsimus, vaid kaasaegne lahendus. Sellest hoolimata on täna veel elektromehaaniliselt aktiivsete materjalide kasutamisega seotud mitmeid kitsendusi, mille ületamisega teadlased ja insenerid usinalt vaeva näevad.

Kuigi dielektrilised täitured on odavad, töökindlad ning funktsioneerivad ka väga kõrgetel sagedustel, pidurdab kilovoltidesse küündiv tööpinge nende igapäevast rakendamist. Samas pakub DE-materjalide elektrigeneraerimisvõime huvi autonoomsete süsteemide energiaallikana.

Ioon-EAP suurim eelis on tuhandeid kordi madalam toitepinge, ent puudusena tuleb märkida täna veel võrdlemisi aeglast liigutuskirust. Süsteemis, kus kiirus ei ole faktor, saab juba praegu kasutada täitureid, mis liigutavad endast üle saja korra suurema massiga esemeid.

Teaduskirjanduses avaldatud prototüüpide rakenduste mitmekesisus

kinnitab aga, et tehislihased ning nende kasutusvaldkonnad on sama mitmekülgsed kui nende looduses eksisteerivad eeskujud.

TÄNUAVALDUSED

Avaldan siirast tänu oma doktoritöö juhendajatele – prof Alvo Aabloole ja dr Andres Punningule. Suur aitäh läheb ka kogu TÜ arukate materjalide ja süsteemide labori töökaale kollektiivile lõputute erialaste arutelude eest ning Mari Kikerpillile, kes aitas antud artiklit keeleliselt korrastada.

Käesoleva artikli valmimiseni viinud tegevusi on toetanud sihtfinantseeritav projekt SF0180008s08, Eesti Teadusfondi grandid 7811, 8553 ja 9236 ning doktorikool „Funktsionaalsed materjalid ja tehnoloogiad“, mida kaasrahastab Euroopa Sotsiaalfond projekti 1.2.0401.09-0079 raames.

VIITED

- [1] Gomes, P. Surgical Robotics: Reviewing the Past, Analysing the Present, Imagining the Future. *Robot. Comput. Integrated Manuf.* **2011**, 27, 261-6.
- [2] Carpi, F.; Bauer, S.; De Rossi, D. Stretching Dielectric Elastomer Performance. *Science* **2010**, 330, 1759-61.
- [3] Carpi, F.; De Rossi, D.; Kornbluh, R.; Pelrine, R.; Sommer-Larsen, P., Eds. *Dielectric Elastomers as Electromechanical Transducers: Fundamentals, Materials, Devices, Models and Applications of an Emerging Electroactive Polymer Technology*; Elsevier, 2008.
- [4] Pelrine, R.; Kornbluh, R.; Pei, Q.; Joseph, J. High-Speed Electrically Actuated Elastomers with Strain Greater than 100%. *Science* **2000**, 287, 836-9.
- [5] Akbari, S.; Shea, H. An Array of 100 μm x 100 μm Dielectric Elastomer Actuators with 80% Strain for Tissue Engineering Applications. *Sensor. Actuat. A-Phys* DOI: 10.1016/j.sna.2012.01.030
- [6] Punning, A.; Akbari, S.; Niklaus, M.; Shea, H. Multilayer Dielectric Elastomer Actuators with Ion Implanted Electrodes. *Proc. SPIE* **2011**, 7976, 79760U.
- [7] Carpi, F.; Frediani, G.; Turco, S.; De Rossi, D. Bioinspired Tunable Lens with Muscle-Like Electroactive Elastomers. *Adv. Funct. Mater.*

- 2011**, *21*, 4152-8.
- [8] Matysek, M.; Lotz, P.; Schlaak, H.F. Tactile Display with Dielectric Multilayer Elastomer Actuators. *Proc. SPIE* **2009**, 7287, 72871D.
 - [9] Anderson, I.A.; Tse, T.C.H.; Inamura, T.; O'Brien, B.M.; McKay, T.; Gissby, T. A Soft and Dexterous Motor. *Appl. Phys. Lett.* **2011**, *98*, 123704.
 - [10] Kornbluh, R.D.; Pelrine, R.; Prahlad, H.; Wong-Foy, A.; McCoy, B.; Kim, S.; Eckerle, J.; Low, T. From Boots to Buoys: Promises and Challenges of Dielectric Elastomer Energy Harvesting. *Proc. SPIE* **2011**, 7976, 797605.
 - [11] Shahinpoor, M.; Kim, K.J. Ionic Polymer-Metal Composites. I. Fundamentals. *Smart Mater. Struct.* **2001**, *10*, 819-33.
 - [12] Baughman, R.H.; Cui, C.; Zakhidov, A.A.; Iqbal, Z.; Barisci, J.N.; Spinks, G.M.; Wallace, G.G.; Mazzoldi, A.; De Rossi, D.; Rinzler, A.G. *et al.* Carbon Nanotube Actuators. *Science* **1999**, *284*, 1340-4.
 - [13] Torop, J.; Palmre, V.; Arulepp, M.; Sugino, T.; Asaka, K.; Aabloo, A. Flexible Supercapacitor-Like Actuator with Carbide-Derived Carbon Electrodes. *Carbon* **2011**, *49*, 3113-9.
 - [14] Pugal, D.; Jung, K.; Aabloo, A.; Kim, K.J. Ionic Polymer-Metal Composite Mechanoelectrical Transduction: Review and Perspectives. *Polym. Int.* **2010**, *59*, 279-89.
 - [15] Kaasik, F.; Torop, J.; Peikolainen, A.; Koel, M.; Aabloo, A. Carbon Aerogel Based Electrode Material for EAP Actuators. *Proc. SPIE* **2011**, 7976, 797600.
 - [16] Torop, J.; Kaasik, F.; Sugino, T.; Aabloo, A.; Asaka, K. Electromechanical Characteristics of Actuators Based on Carbide-Derived Carbon. *Proc. SPIE* **2010**, 7742, 76422A.
 - [17] Vunder, V.; Punning, A.; Aabloo, A. Variable-Focal Lens using Electroactive Polymer Actuator. *Proc. SPIE* **2011**, 7977, 79771E.
 - [18] Must, I.; Kaasik, F.; Põldsalu, I.; Johanson, U.; Punning, A.; Aabloo, A. A Carbide-Derived Carbon Laminate used as a Mechanoelectrical Sensor. *Carbon* **2011**, *50*, 535-41.
 - [19] Punning, A.; Johanson, U.; Anton, M.; Aabloo, A.; Kruusmaa, M. A Distributed Model of Ionomeric Polymer Metal Composite. *J. Intel. Mat. Syst. Str.* **2009**, *20*, 1711-24.
 - [20] Kruusamäe, K.; Brunetto, P.; Graziani, S.; Punning, A.; Di Pasquale, G.; Aabloo, A. Self-Sensing Ionic Polymer-Metal Composite Actuating Device with Patterned Surface Electrodes. *Polym. Int.* **2010**, *59*, 300-4.

- [21] Shahinpoor, M.; Kim, K.J. Ionic Polymer-Metal Composites: IV. Industrial and Medical Applications. *Smart Mater. Struct.* **2005**, *14*, 197-214.
- [22] Yeom, S.-W.; Oh, I.-K. A Biomimetic Jellyfish Robot Based on Ionic Polymer Metal Composite Actuators. *Smart Mater. Struct.* **2009**, *18*, 085002.
- [23] Punning, A.; Anton, M.; Kruusmaa, M.; Aabloo, A. A Biologically Inspired Ray-Like Underwater Robot with Electroactive Polymer Pectoral Fins. In *IEEE Conference „Mechatronics and Robotics 2004“*, Aachen, Germany, 13-15 Sept. 2004; pp. 241-45.
- [24] Khaldi, A.; Plesse, C.; Soyer, C.; Troadec, D.; Vidal, F.; Cattan, E.; Chevrot, C.; Teyssie, D. Micro-Beam Actuator Based on Conducting Interpenetrating Polymer Networks: From Patterning Process to Actuation in Open Air. In *2011 16th International Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference (TRANSDUCERS 2011)*, Beijing, China, 5-9 June 2011; pp. 462-5.
- [25] Plesse, C.; Khaldi, A.; Wang, Q.; Cattan, E.; Teyssié, D.; Chevrot, C.; Vidal, F. Polyethylene oxide–polytetrahydrofuran–PEDOT Conducting Interpenetrating Polymer Networks for High Speed Actuators. *Smart Mater. Struct.* **2011**, *20*, 124002.