

MONOAKTUATORSKA PERISTALTSKA MIKROČRPALKA

Borut Pečar, Matej Možek, Drago Resnik, Danilo Vrtačnik

ZNANSTVENI ČLANEK

Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, Tržaška 25, 1000 Ljubljana

POVZETEK

Predstavljamo visokozmogljivo piezoelektrično elastomerno peristaltsko mikročrpalko, realizirano z enim samim piezoelektričnim aktuatorjem. Slednje omogoča krmiljenje z enostavnim enofaznim krmilnikom in ohranja želene lastnosti konvencionalnih večaktuatorskih peristaltskih mikročrpalk, kot so nezahtevnost za izdelavo, nizka cena produkta, čistost in zanesljivost. Izdelani prototipi se ponajbolj z visoko pretočno zmogljivostjo (do $0,24 \text{ mL min}^{-1}$ za vodo in do $0,84 \text{ mL min}^{-1}$ za zrak), tlačno zmogljivostjo (do 360 mbar za vodo in do 80 mbar za zrak), visoko sesalno zmogljivostjo (do 165 mbar za vodo in do 140 mbar za zrak), sposobnostjo črpanja dvofaznih medijev in sposobnostjo samostojnega polnjenja.

Ključne besede: piezoelektrična peristaltška mikročrpalka, numerične simulacije, PDMS-elastomer, mehka litografija, črpanje dvofaznega medija

Peristaltic micropump

ABSTRACT

A high performance piezoelectric PDMS peristaltic micropump with a single actuator is presented that enables driving with less expensive and simpler single-phase controllers while maintaining all superior properties of conventional peristaltic micropumps such as robustness, simplicity and purity due to the absence of the valves. Fabricated prototypes featured high water / air flowrate performance (up to 0.24 mL min^{-1} / up to 0.84 mL min^{-1}), back-pressure performance (up to 360 mbar / up to 80 mbar), high suction pressure performance (down to 165 mbar / down to 140 mbar), bubble tolerance and self-priming.

Keywords: piezoelectric peristaltic micropump, numerical simulations, PDMS-elastomer, soft lithography, bubble tolerance

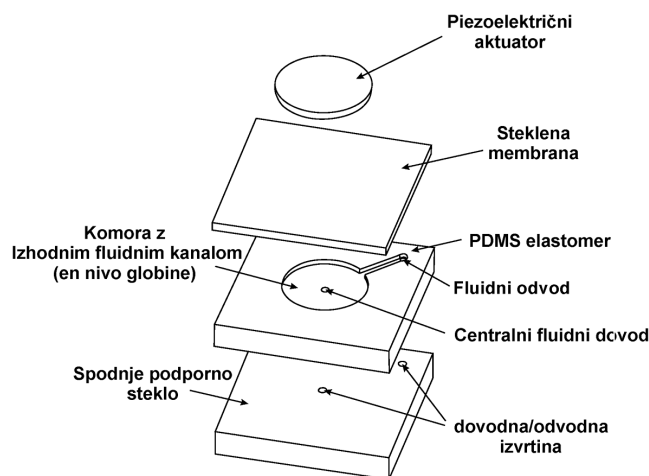
1 UVOD

Piezoelektrična peristaltška mikročrpalka sestoji iz serije v sosledju krmiljenih segmentov, ki po načelu peristaltike deformirajo fluidni kanal in poganjajo tekočino [1]. Prednosti peristaltskih mikročrpalk pred konvencionalnimi ventilnimi mikročrpalkami so preprosta izdelava, nizka cena končnega produkta ter zanesljivost in čistost zaradi odsotnosti ventilov [2]. Prav slednja lastnost, čistost (ni zoženih področij ventilov, na katerih bi se lahko nalagale nečistoče), jim omogoča uvrstitev med številne biomedicinske, farmacevtske in kemijske aplikacije ter aplikacije v prehrabni industriji [3]. Odsotnost ventilov in neagresivno delovanje peristaltskih mikročrpalk omogočata nedestruktivno črpanje občutljivih bioloških medijev ali suspenzij z mikrokapsulami [4].

Slabost piezoelektričnih peristaltskih mikročrpalk je njihova zahteva po naprednih večfaznih krmilnikih, ki omejujejo njihovo uporabo v najširšem naboru potencialnih aplikacij [5].

O prvi piezoelektrični peristaltski mikročrpalki s tremi piezoelektričnimi aktuatorji poroča Smits leta 1990 [6]. Črpalka je bila patentirana v Ameriki leta 1990 [7]. Leta 2003 je Berg s sodel. [8] predstavil delovanje dvostopenjske peristaltske mikročrpalk z dvema črpalnima komorama in dvema aktuatorjema. Z natančnim fazno zamaknjenim krmiljenjem dosežejo podoben učinek delovanja, kot ga izkazuje peristaltška mikročrpalka s tremi aktuatorji. Taka dvostopenjska mikročrpalka je bila patentirana leta 2010 [9].

V Laboratoriju za mikrosenzorske strukture in elektroniko (LMSE) Fakultete za elektrotehniko smo načrtali in izdelali prvo piezoelektrično peristaltško mikročrpalko z enim samim piezoelektričnim aktuatorjem, s čimer smo omogočili krmiljenje z enostavnim enofaznim krmilnikom. Pri tem smo ohranili ugodne lastnosti konvencionalnih večaktuatorskih peristaltskih mikročrpalk. Nov princip je rezultat našega dolgoletnega dela na področju naprednega 3-D popolno sklopljenega elektro-mehansko-fluidnega (EMF) modeliranja po metodi končnih elementov (FEM) [10]. Model, ki obsega tudi področje piezoelektričnih mikročrpalk z zapiralnimi ventili, je edinstven v svetovnem merilu, saj se dosedanje odprte objave popolno sklopljenih 3-D EMF-modelov, primernih za virtualno prototipiranje in analizo, nanašajo izključno na področje preprostejših difuzorskih mikročrpalk. Nov tip mikročrpalk smo poimenovali monoaktuatorska peristaltška mikročrpalka, v nadaljevanju okrajšano MAP-mikročrpalka.



Slika 1: Zgradba monoaktuatorske peristaltske mikročrpalk

2 ZASNOVA IN PRINCIP DELOVANJA MAP-MIKROČRPALKE

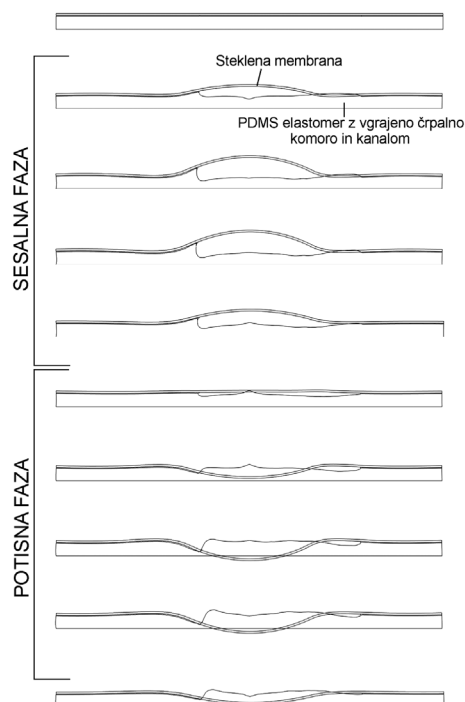
2.1 Zasnova MAP-mikročrpalke

Zgradba monoaktuatorne peristaltnske mikročrpalke je prikazana na **sliki 1**.

Osnova črpalke je PDMS-elastomer, na spodnji strani spojen na podporno steklo. V podpornem steklu sta vrtini za dovod in odvod fluida v/iz črpalke. Na zgornji strani elastomera je odtisnjena enonivojska struktura mikročrpalne komore in fluidnega kanala. V elastomer sta dodatno izdelani dve vrtini, prva v centru črpalne komore, druga pa na koncu mikrofluidnega kanala. Mikročrpalna komora in kanal sta zaprta s stekleno membrano, na kateri je nameščen piezoelektrični aktuator.

2.2 Princip delovanja

Unikaten koncept monoaktuatorne peristaltnske mikročrpalke je rezultat virtualnega prototipiranja po metodi končnih elementov (FEM) z uporabo razvitega naprednega 3-D popolno sklopljenega elektro-mehansko-fluidnega (EMF) modela [10]. Slednji je primeren za detajlno analizo delovanja in optimizacijo ključnih geometrijskih parametrov piezoelektričnih mikročrpalk. S tranzientno numerično simulacijo je mogoče natančno določiti deformacijo vseh sestavnih delov mikročrpalke ter hitrost in tlak medija v vsakem trenutku in v vsaki točki mreže. Na **sliki 2** je prikazana simulirana deformacija membrane in elastomerne

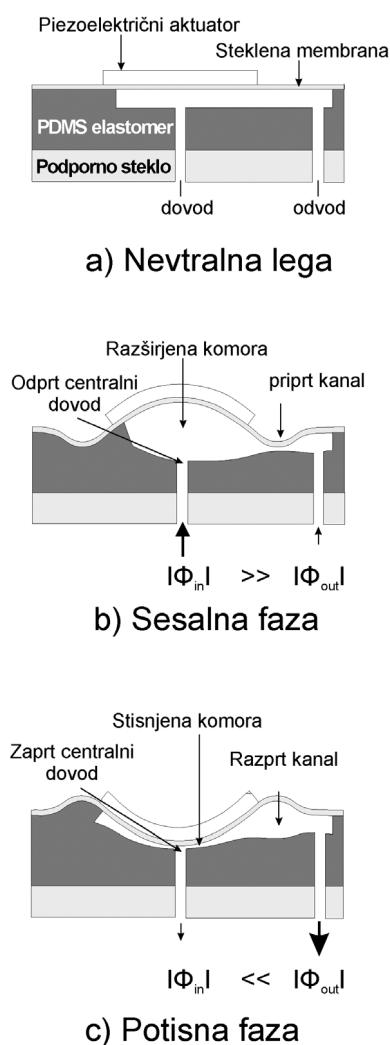


Slika 2: Simulirana deformacija membrane in PDMS-elastomera po vzdolžnem prerezu mikročrpalke med delovanjem. Za predstavitvene namene je deformacija ojačana 200-krat.

plasti z vgrajeno črpalno komoro in izhodnim fluidnim kanalom v kritičnih trenutkih sesalne in potisne faze pri sinusnem vzbujanju s frekvenco 200 Hz in amplitudo 200 V. Za predstavitvene namene je deformacija ojačana 200-krat. Opozoriti velja, da je skalirana deformacija gradnikov črpalke, ne pa njihova geometrija. Zato **slika 2**, ki prikazuje delovanje mikročrpalke v potisni fazi, daje lažen vtis pomika membrane preko dna črpalne komore in izhodnega kanala.

Za nazornejši prikaz in razlago delovanja MAP-mikročrpalke prilagamo še poenostavljen shematski prikaz delovnega cikla (**slika 3**).

Predstavljena črpalka nima ventilov in deluje po principu aktivnega sekvenčnega pripiranja/razpiranja vhodne dovodne šobe in izhodnega fluidnega kanala. Pripiranje opravlja aktivirana membrana, ki je preko elastičnega elastomera mehko vpeta na spodnje podporno steklo (**slika 3a**). Dinamična deformacija mehko vpete aktivirane membrane se pomembno razlikuje od deformacije trdo vpetih membran konvencionalnih



Slika 3: Shematski prikaz delovanja monoaktuatorne peristaltnske mikročrpalke

neelastomernih piezoelektričnih mikročrpalk. Pri mehko vpeti aktuirani membrani se poleg primarnega ekstreme deformacije v centru membrane (v osi piezoelektričnega aktuatorja) pojavita še sekundarni in tercialni ekstrem v koncentričnih krožnicah na membrani. Značilnost predlagane zasnove je vertikalni fluidni dovod speljan direktno v center velike mikročrpalne komore, torej na mesto največje membranske deformacije.

Delovni cikel mikročrpalke razdelimo na sesalno in potisno fazo. V sesalni fazi (slika 3b), torej v času pozitivne polperiode vzbujevalnega signala, se osrednji del membranskega stekla s spojenim aktuatorjem konkavno deformira, s čimer povzroči odpiranje vhodne dovodne šobe. Istočasno napet elastomer pod aktuatorjem in začetni podtlak v črpalni komori (podtlak nastane, ker fluid ne more hipoma vdreti v črpalno komoro) preprečujeta premik centra deformiranega dela membranskega stekla navzgor. Zato se krožni obod membrane (tipično 1–2 mm od roba piezoelektričnega aktuatorja za našo geometrijo) pritisne v elastomer. S tem se del izhodnega fluidnega kanala, ki leži pod konveksno deformiranim krožnim obodom, pripre. Center membrane (točka na membrani, ki leži v osi piezoelektričnega aktuatorja) je primarni ekstrem membranske deformacije – maksimum (slika 3b), krožni obod pa sekundarni ekstrem membranske deformacije – minimum. Zaradi priprtega izhodnega fluidnega kanala večina tekočine steče skozi vhodno dovodno šobo, podtlak na membrano se zmanjša, zato lahko predhodno stisnjen elastomer na obodu membrane premakne osrednji konkavno deformiran del membrane navzgor in vsesa tekočino v črpalno komoro. Premik se opravi s fazno zakasnitvijo glede na čas priprtja izhodnega kanala.

Fazni zamik med pripiranjem izhodnega kanala in odpiranjem dovodne šobe s sesanjem tekočine se kaže v sekvenčnem gibanju membrane po načelu peristaltike. Slednje skupaj s primerno geometrijo črpalne komore in izhodnega fluidnega kanala (opisano v nadaljevanju) omogoči veliko tlačno in pretočno zmogljivost črpanja.

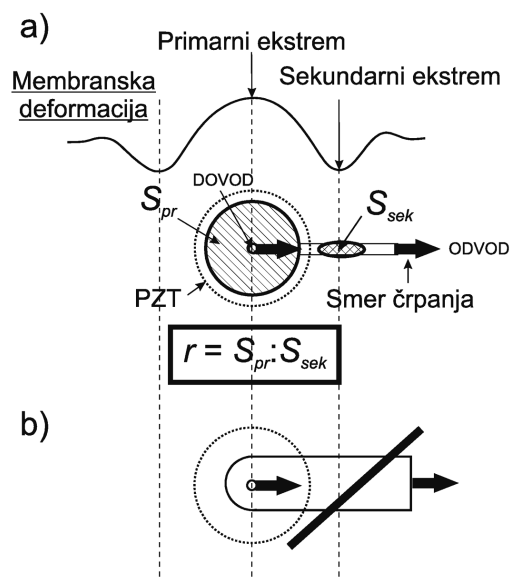
V potisni fazi (slika 3c), torej med negativno polperiodo vzbujevalnega signala, se osrednji del membranskega stekla s prilepljenim aktuatorjem konveksno deformira, s čimer se začne pripiranje vhodne dovodne šobe. Istočasno stisnjen elastomer pod aktuatorjem in velik začetni nadtlak v črpalni komori preprečujeta hiter premik centra deformiranega dela membranskega stekla navzdol, zaradi česar sili krožni obod membrane – sekundarni ekstrem membranske deformacije – navzgor. S tem se del izhodnega fluidnega kanala, ki leži pod konveksno deformiranim krožnim obodom (sekundarni ekstrem membranske deformacije), razpre. Zaradi razprtega izhodnega

fluidnega kanala in priprte dovodne šobe teče tekočina proti izhodu. Podtlak na membrano se zmanjša, zato lahko predhodno raztegnjen elastomer na krožnem obodu membrane s faznim zamikom premakne osrednji konveksno deformiran del membrane navzdol in izrine preostanek tekočine iz črpalne komore. Opazen je fazni zamik med razpiranjem izhodnega kanala in pripiranjem dovodne šobe z izrivanjem tekočine.

Pri manjših amplitudah vzbujanja se šoba in kanal le pripirata, pri višjih pa tudi v celoti zapreta. Ocenjujemo, da je mikročrpalka ob krmiljenju z nižjimi amplitudami vzbujanja (pod 170 V) primerna za črpanje občutljivih bioloških medijev ali suspenzij z mikrokapsulami, pri višjih (nad 170 V) pa dosežemo popolno zapiranje šobe/kanala ter veliko pretočno in tlačno zmogljivost. Predlagana mikročrpalka lahko deluje v režimu ventila, saj je mogoče z enosmerno napetostjo popolnoma zapreti njeno fluidno pot. Izmerjena amplituda za popolno naleganje membrane na centralno dovodno šobo je 170 V, za zatesnitev izhodnega fluidnega kanala pa 240 V. Meritev je bila opravljena s 400 mbar tlačne obremenitve na izhodu. Izmerjeno puščanje zaprte fluidne poti v obeh primerih je bilo manjše od $5 \mu\text{L h}^{-1}$.

3 ANALIZA OSNOVNIH GEOMETRIJSKIH PARAMETROV IN NAČRTOVALSKE SMERNICE ZA ZASNOVO UČINKOVITE MAP-MIKROČRPALKE

Na sliki 4a je prikazan tipičen vzdolžni prerez deformirane membrane monoaktuatorske peristaltske mikročrpalke skupaj s pogledom od zgoraj na njeno



Slika 4: Vzdolžni prerez deformirane membrane skupaj s tlorisom mikročrpalne komore in izhodnega fluidnega kanala (a) in primer nedelujoče MAP-mikročrpalke z nizkim razmerjem $S_{pr} : S_{sek}$ (b).

mikročrpalno komoro in fluidni mikrokanal. Oba prikaza sta med seboj prostorsko usklajena z vertikalnimi črtkanimi črtami.

Primarni ekstrem membranske deformacije se nahaja nad sredino mikročrpalne komore v osi piezoelektričnega aktuatorja. Sekundarna ekstrema membranske deformacije se nahajata zunaj področja piezoelektričnega aktuatorja. Za delovanje mikročrpalke je pomemben sekundarni ekstrem, ki se nahaja nad fluidnim mikrokanalom. Delovanje MAP-mikročrpalke je odvisno od ugodnega razmerja r med površino črpalne komore na področju pod primarnim ekstremom membranske deformacije in površino kanala na področju pod sekundarnim ekstremom membranske deformacije (**slika 4a**). To razmerje naj bo čim večje za čim večjo učinkovitost črpanja. Priporočeno razmerje je vsaj $r = 10$, saj želimo pri potisni fazi čim več tekočine prečrpati iz črpalne komore ven iz črpalke in ne le v razprto področje kanala (**slika 3c**). Ugodno razmerje dosežemo z realizacijo velike črpalne komore in izogibanjem razširitvi kanala (pri načrtovanju) v omejenem področju sekundarnega ekstrema membranske deformacije nad fluidnim mikrokanalom.

Slika 4b prikazuje primer zasnove MAP-mikročrpalke s slabo izbranim razmerjem $r \approx 1$. V tem primeru je površina mikročrpalne komore enako velika kot površina kanala pod sekundarnim ekstremom membranske deformacije. Analiza v simulacijskem okolju je pokazala, da takšna geometrija črpalne komore in fluidnega kanala ne zagotavlja funkcionalnosti načrtanega prototipa. Razmerje r našega prototipa je vsaj 40.

Za učinkovito in zanesljivo delovanje MAP-mikročrpalke priporočamo čim večjo površino mikročrpalne komore in komori prilagojeno velikost aktuatorja. Izdelani prototipi imajo črpalno komoro premera 8 mm in aktuatorjem premera 10 mm. Glede na rezultate analize s simulacijskim modelom [10] velika črpalna komora ugodno vpliva na pretočno in tlačno zmogljivost ter omogoči optimalno delovanje že pri nizkih frekvencah vzbujanja ($f < 200$ Hz). Velika površina vhodne šobe, odsotnost ventilov in nizka frekvenca delovanja preprečujejo velike hitrosti fluida na dovodu in ob padcu statičnega tlaka zavirajo kavitacijo.

Globina črpalne komore in fluidnega kanala je odvisna od geometrije membrane in aktuatorja. Večji aktuator dovoljuje realizacijo globlje črpalne komore in izhodnega fluidnega kanala, s čimer se manjša možnost za mašenje pri prečrpavanju trdnih delcev ali slučajnih nečistoč v mediju. Globina naših odlitih struktur komore in kanalov je 17 μm . Tako izbrana globina omogoča glede na velikost piezoelektričnega aktuatorja in črpalne komore učinkovito pripiranje

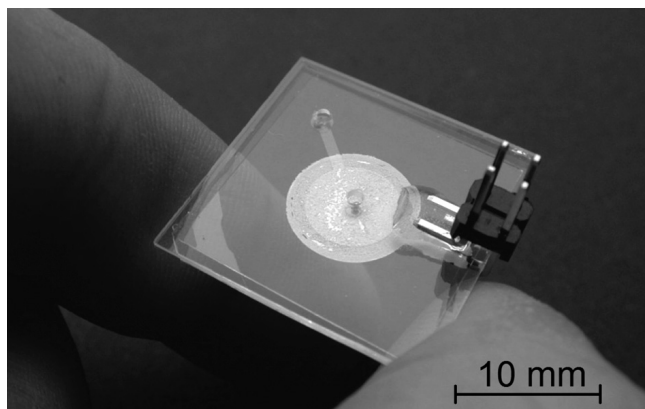
vhodne centralne šobe in izhodnega kanala ter hkrati zagotavlja veliko kompresijsko razmerje črpalke. To posledično omogoči sposobnost črpanja dvofaznega medija in sposobnost samopolnjenja. Črpanje dvofaznega medija in sposobnost samopolnjenja sta odločilni za uporabnost in zanesljivost mikročrpalke v realnih aplikacijah [11].

Izbrana širina kanala je 1000 μm . Rezultati numerične analize kažejo, da ožanje kanala manjša pretok, vendar ohranja zastojni tlak mikročrpalke. 1000 μm debelo spodnje podporno steklo in 800 μm debel PDMS-elastomer sta kvadratne oblike (23 mm \times 23 mm). Dimenzije 170 μm debele steklene membrane so nekoliko manjše (21 mm \times 21 mm). S tem so njeni krhki robovi pomaknjeni v notranjost, kar jih ščiti pred poškodbami, ki bi lahko nastale pri upravljanju. Piezoelektrični aktuator ima obliko diska s premerom 10 mm, debeline 200 μm .

4 IZDELAVA PRVIH PROTOTIPOV MAP-MIKROČRPALK

Zasnova monoaktuatorske peristaltske črpalke je relativno preprosta (glej **slika 1**). Izdelavi MAP-mikročrpalke zadošča že preprost enonivojski kalup brez procesno zahtevnih mikrostruktur. Slednje zmanjša zahtevo po visoki ločljivosti mask pri procesu fotolitografije in zmanjša število procesnih korakov, kar pospeši in poceni postopek izdelave. Enonivojska struktura je primerna za realizacijo na enonivojskem elastomernem čipu v kombinaciji z drugimi enonivojskimi elementi, kot so mikrokanali, mikromešalniki, razdelilni elementi in mikroventili.

Izdelava strukture steklo-PDMS-steklo-PZT je potekala takole: elastomerni del z vgrajenimi strukturami (mikročrpalna komora in fluidni kanal) smo izdelali z mehko litografijo (angl. *soft lithography*). Za izdelavo odlitka smo uporabili dvodelni komplet PDMS Sylgard® 184, proizvajalca Dow Corning Corporation™. Ta sestoji iz prepolimera (baze) in prečnega povezovalca (trdilca), zmešanega v razmerju 10 : 1. Kalup za izdelavo odlitka smo izdelali v procesu enostopenjske fotolitografije in globokega reaktivnega ionskega jedkanja (DRIE) silicija. Spajanje PDMS-elastomera z debelim podpornim steklom in tanko kvadratno stekleno membrano (oboje natrijevo steklo) smo izvedli s predhodno aktivacijo površin v kisikovi plazmi. Z isto tehnologijo smo na podporno steklo spojili še fluidne priključke, preko katerih tekočina priteka v črpalno in izteka iz nje. Za pogon črpalke smo izbrali piezoelektrični aktuator S-51, proizvajalca PI Ceramic™, ki smo ga na vrh steklene membrane prilepili s prevodnim epoksidnim lepilom EPO-TEK EE129-4. **Slika 5** prikazuje izdelano MAP-mikročrpalno.



Slika 5: Izdelana MAP-mikročrpalka

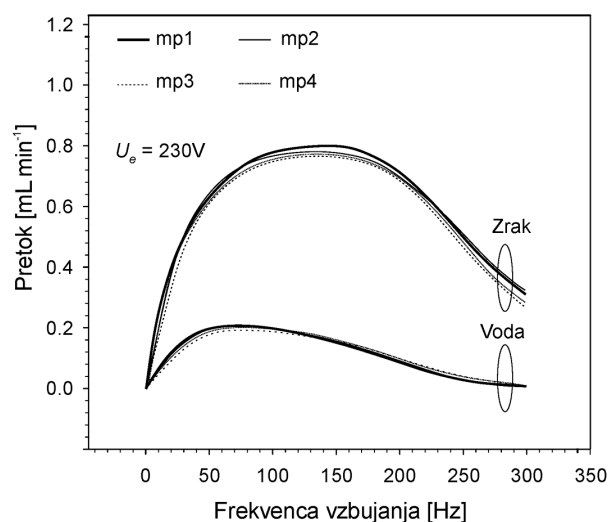
Posebnost preproste zasnove MAP-mikročrpalke je znatna tolerantnost za napake pri sestavljanju med izdelavo. Pri mikropregradni črpalki [12], ki se po delovanju najbolj približa predlaganemu konceptu, sta pretočna in tlačna zmogljivost močno odvisni od lege izhodnega pregradnega ventila. Lega mora biti natančno optimizirana glede na geometrijo in snovne lastnosti elastomera, membrane in piezoelektričnega aktuatorja ter glede na izbrano frekvenco vzbujevalnega signala [10]. Slednje posledično zahteva natančno nameščanje aktuatorja glede na odtisnjeno strukturo pregradnega ventila, kar poveča možnosti za napake pri izdelavi. Predlagana zasnova MAP-mikročrpalke dovoljuje manjše zamike piezoelektričnega aktuatorja zunaj osi vtisnjene mikročrpalne komore, saj se s tem le premakne lega pripiranja izhodnega fluidnega kanala. Učinkovitost samega pripiranja pa se pri tem ne spremeni.

5 REZULTATI KARAKTERIZACIJE IZDELANIH PROTOTIPOV MAP-MIKROČRPALK

Izdelali smo štiri enake prototipe MAP-mikročrpal (mp1, mp2, mp3 in mp4) z namenom, da preučimo konsistentnost med izdelavo. Izdelane prototipe MAP-mikročrpal smo karakterizirali z avtomatskim merilnim sistemom [13].

Na **sliki 6** so izmerjeni pretoki deionizirane vode in zraka za štiri izdelane prototipe MAP-mikročrpal v odvisnosti od frekvence vzbujanja (od 10 Hz do 300 Hz). Amplituda vzbujanja vseh prototipov je $U_e = 230$ V.

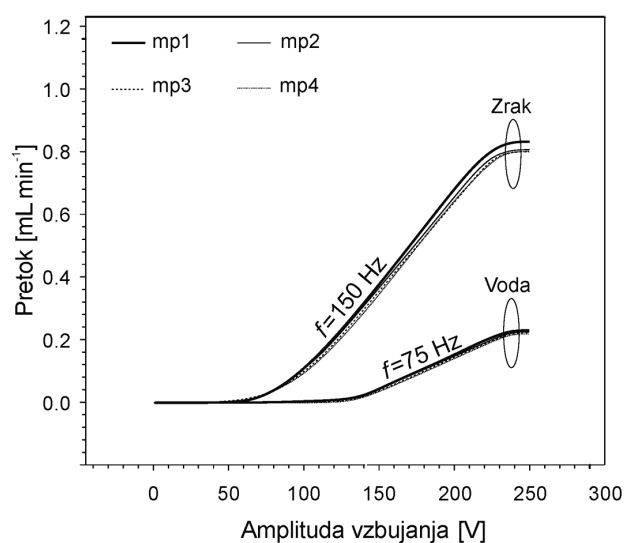
Pri črpanju vode so pretočne karakteristike mikročrpal še najbolj podobne zlepkom dveh eksponentnih funkcij, prve v smeri naraščanja in druge v smeri upadanja. Strme funkcije lahko v začetnem intervalu od 10 Hz do 30 Hz opišemo z linearno funkcijo s smernim koeficientom $0,0052 \text{ mL min}^{-1} \text{ Hz}^{-1}$. Smer naraščanja se nadaljuje do frekvence 70 Hz, kjer karakteristike dosežejo svoj maksimum ($0,20 \text{ mL min}^{-1}$).



Slika 6: Izmerjeni pretoki pri ničelnem zastojnem tlaku (za vodo in zrak) v odvisnosti od frekvence vzbujanja za štiri prototipe MAP-mikročrpal

Ekstremni karakteristik nakazujejo na lastno frekvenco sistemov mikročrpal, napolnjenih z vodo. Na frekvenčnem območju od 110 Hz do 220 Hz pretok linearno upada s koeficientom $-0,00116 \text{ mL min}^{-1} \text{ Hz}^{-1}$. Z večanjem frekvence vzbujanja (nad 230 Hz) pretoki eksponentno pojenjajo. Razlike med izmerjenimi karakteristikami prototipov pripišemo ročnemu sestavljanju mikročrpal. Pri tem poudarjamo izdelavo preboja PDMS-plasti, razlike pri poravnavi preboja na vrtino v podpornem steklu, napake v poravnavi piezoelektričnega aktuatorja glede na center črpalne komore in razlike v debelini prevodnega lepila. Pri črpanju zraka dosežejo prototipi največje vrednosti med $0,77 \text{ mL min}^{-1}$ in $0,81 \text{ mL min}^{-1}$ pri 150 Hz.

Slika 7 prikazuje izmerjene pretoke deionizirane vode in zraka za štiri izdelane prototipe MAP-mikro-



Slika 7: Izmerjeni pretoki pri ničelnem zastojnem tlaku (za vodo in zrak) v odvisnosti od amplitude vzbujanja za štiri prototipe MAP-mikročrpal

črpalk v odvisnosti od amplitude vzbujanja. Frekvenca vzbujalnega signala nastavimo tako, da dosežemo optimalno zmogljivost glede na črpan medij (**slika 6**).

Pretoki vode vseh prototipov so do amplitude vzbujanja 120 V zanemarljivi. Sledi eksponentno naraščanje v prehodnem območju od 120 V do 160 V, nadaljnjo naraščajočo smer do amplitude 230 V pa najlaže opišemo z linearno funkcijo s smernim koeficientom $0,0022 \text{ mL min}^{-1} \text{ V}^{-1}$. Mikročrpalke dosežejo največji pretok med $0,22 \text{ mL min}^{-1}$ in $0,24 \text{ mL min}^{-1}$.

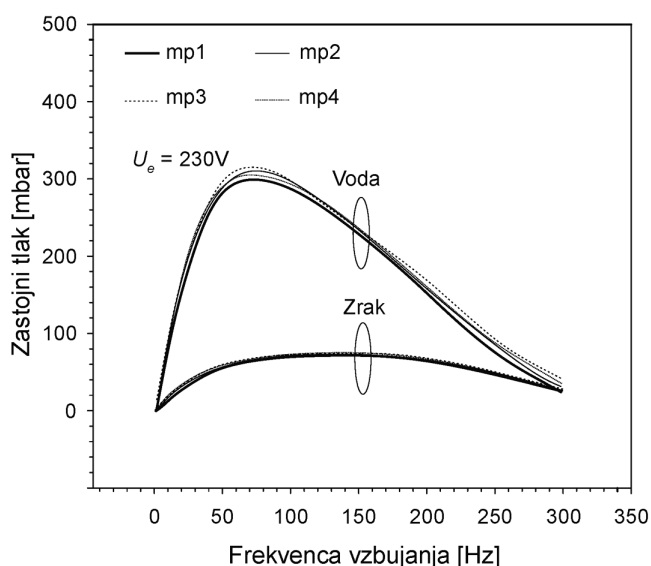
Pretok zraka je za vse prototipe do frekvence 60 Hz zanemarljiv. Nad 60 Hz sledi faza eksponentnega naraščanja do 110 Hz, nato pa še faza skoraj linearno naraščajoče smeri $0,006 \text{ mL min}^{-1} \text{ V}^{-1}$.

Pri vseh prototipih za oba uporabljena medija opazimo smer stagniranja pri vzbujanju z amplitudo večjo od 230 V. Slednje pripišemo nasičeni polarizacije piezoelektričnega aktuatorja.

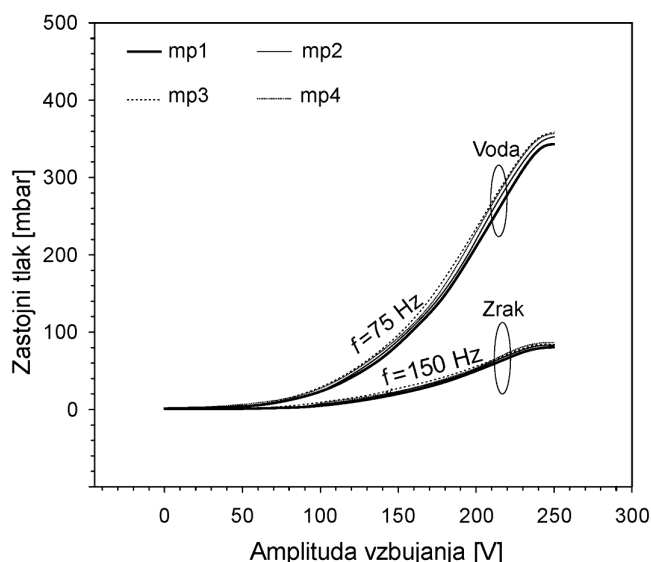
Na **sliki 8** so prikazani izmerjeni zastojni tlaki pri črpanju deionizirane vode in zraka za štiri izdelane prototipe MAP-mikročrpalke v odvisnosti od frekvence vzbujanja (od 10 Hz do 300 Hz). Amplituda vzbujanja vseh prototipov je $U_e = 250 \text{ V}$.

Tlačne karakteristike pri črpanju vode opišemo kot eksponentno naraščajoče do 75 Hz, kjer dosežejo svojo največjo vrednost med 300 mbar in 320 mbar. Z naraščajočo frekvenco vzbujanja (nad 75 Hz) tlak eksponentno upade. Tlačne karakteristike prototipov pri črpanju zraka dosežejo največjo vrednost 75 mbar pri 150 Hz.

Slika 9 prikazuje izmerjene zastoje tlake deionizirane vode in zraka za štiri izdelane prototipe MAP-mikročrpalke v odvisnosti od amplitude vzbujanja. Frekvenca vzbujalnega signala nastavimo tako, da



Slika 8: Izmerjeni zastojni tlaki (za vodo in zrak) v odvisnosti od frekvence vzbujanja za štiri prototipe MAP-mikročrpalke

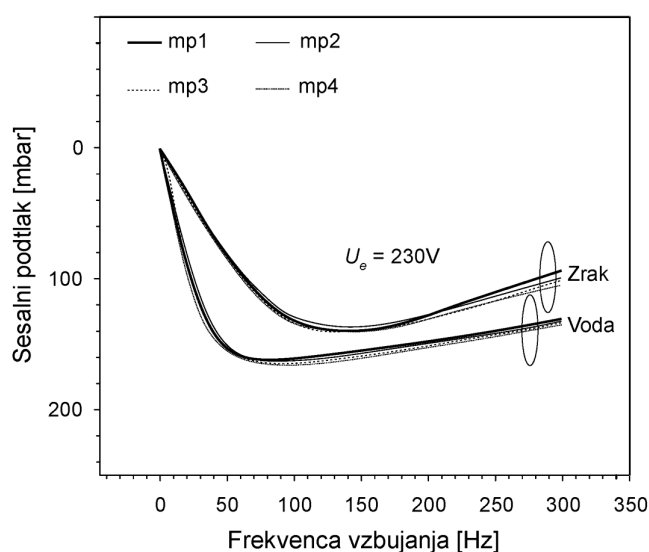


Slika 9: Izmerjeni zastojni tlaki (za vodo in zrak) v odvisnosti od amplitude vzbujanja za štiri prototipe MAP-mikročrpalke

dosežemo optimalno zmogljivost glede na črpan medij (**slika 8**).

Zastojni tlaki vseh prototipov za vodo in zrak so do amplitude vzbujanja 50 V zanemarljivi. Sledi eksponentno naraščanje v prehodnem območju od 50 V do 220 V. Največji dosežen zastojni tlak vode je 360 mbar, zraka pa 80 mbar.

Primernost in zanesljivost mikročrpalke v realnih aplikacijah se poleg zmogljivosti ocenjuje tudi na podlagi njene sposobnosti samostojnega polnjenja in sposobnosti črpanje mešanice plina in tekočine. Samostojno polnjenje omogoči uspešen zagon črpalke brez pomoči zunanje tlačne naprave. Sposobnost samostojnega polnjenja se oceni na podlagi karakteristik



Slika 10: Izmerjeni podtlaki (za vodo in zrak) v odvisnosti od frekvence vzbujanja za štiri prototipe MAP-mikročrpalke

podtlaka, ki ga je mikročrpalka sposobna ustvariti pri črpanju medija.

Slika 10 prikazuje karakteristike podtlakov v odvisnosti od frekvence vzbujanja pri konstantni amplitudi 230 V.

Na podlagi primerjav karakteristik podtlakov in zastojnih tlakov (**sliki 8 in 10**) ugotovimo, da sesalna zmogljivost MAP-mikročrpalk ni enaka potisni zmogljivosti. Če je največji črpalni tlak pri črpanju zraka 75 mbar, je največji sesalni podtlak do 140 mbar. MAP-mikročrpalka je pri črpanju zraka bolj učinkovita v vleku kot v potisku, pri črpanju vode pa ravno nasprotno. Če je največji črpalni tlak pri črpanju vode 300 mbar, je največji sesalni podtlak med 160 mbar in 165 mbar. Karakteristike sesalnega podtlaka dosežejo največjo vrednost pri 150 Hz za zrak in pri 75 Hz za vodo.

Doseganje visokega sesalnega podtlaka za vodo in zrak pripišemo plitki (17 μm) črpalni komori ter velikemu piezoelektričnemu aktuatorju (10 mm), ki zagotavlja veliko deformacijo membrane in posledično veliko kompresijsko razmerje. Ocenjeno kompresijsko razmerje predlaganih prototipov je večje od ena. Na podlagi izmerjenih vrednosti lahko sklenemo, da je mikročrpalka samopolnilna.

6 SKLEP

Načrtali, izdelali in karakterizirali smo visokozmogljive piezoelektrične peristaltske mikročrpalko z enim samim aktuatorjem. Namen dela je bil zmanjšati ali celo odpraviti poglobitno slabost konvencionalnih piezoelektričnih peristaltskih mikročrpalk. To je zahteva po naprednih večfaznih električnih krmilnikih, ki omejuje uporabo tovrstnih mikročrpalk v najširšem razponu mogočih aplikacij.

Za dosego cilja smo načrtali inovativen vertikalni fluidni dovod, ki vodi direktno v center črpalne komore. Med delovanjem se mehko vpeta steklena membrana in elastomer deformirata na način, ki omogoči pripiranje in razpiranje centralne fluidne šobe in

izhodnega fluidnega kanala po načelu peristaltike (tipičen fazni zamik med aktuiraanima segmentoma).

Za eksperimentalno potrditev principa delovanja in oceno ponovljivosti procesa izdelave smo izdelali in karakterizirali štiri enake prototipe MAP-mikročrpalk.

Izdelani prototipi se ponašajo z visoko pretočno zmogljivostjo (do 0,24 mL min^{-1} za vodo in do 0,84 mL min^{-1} za zrak), tlačno zmogljivostjo (do 360 mbar za vodo in do 80 mbar za zrak), visoko sesalno zmogljivostjo (do 165 mbar za vodo in do 140 mbar za zrak), sposobnostjo črpanja dvofaznih medijev in sposobnostjo samostojnega polnjenja.

Prepričani smo, da bodo predlagane MAP-mikročrpalko našle mesto v številnih aplikacijah biomedicine in širše. Povsod tam, kjer se zahteva robustnost, ki jo lahko zagotovi le preprosta enofazna krmilna elektronika.

Zahvala

Avtorji se zahvaljujejo Javni agenciji za raziskovalno dejavnost Republike Slovenije in Ministrstvu za izobraževanje, znanost in šport za podporo predstavljenemu delu.

7 LITERATURA

- [1] L. S. Jang, Y. C. Yu, *Microsys. Technol.*, 14 (2008), 241–248
- [2] L. S. Jang, W. H. Kan, *Biomed Microdevices*, 9 (2007), 619–626
- [3] T. T. Nguyen, N. S. Goo, *J. Bionic. Eng.*, 5 (2008), 135–141
- [4] C. W. Huang, G. B. Lee, *J. Micromech. Microeng.*, 7 (2007), 1266
- [5] F. Amirouche, Y. Zhou, T. Johnson, *Microsyst. Technol.*, 15 (2009), 647–666
- [6] J. G. Smits, *Sensors Actuators A*, 21 (1990), 203–206
- [7] J. G. Smits, U.S. Patent No. 4,938,742 (1990)
- [8] J. M. Berg, *Sensors Actuators A*, 104 (2003), 6–10
- [9] M. Kumagai, M. Shibata, T. Wada, U.S. Patent Application 12/585,208 (2009)
- [10] B. Pečar, D. Vrtačnik, D. Resnik, M. Možek, U. Aljančič, T. Dolžan, S. Amon, D. Križaj, *Design and Fabrication Sensors*, 13 (2013), 3092–3108
- [11] M. Richter, R. Linnemann, P. Woias, *Sensor Actuat A-Phys*, 68 (1998), 480–486
- [12] I. D. Johnston, J. B. Davis, R. Richter, G. I. Herbert, M. C. Tracey, *Analyst.*, 129 (2004), 829–834
- [13] T. Dolžan, D. Vrtačnik, D. Resnik, U. Aljančič, M. Možek, B. Pečar, S. Amon, 49th Int. Conf. on Microelectronics, Devices and Materials (MIDEM), Kranjska Gora, 2013, str. 151–154