

TARTU ÜLIKOOL

LOODUS- JA TEHNOLOOGIATEADUSKOND

Füüsika Instituut

**VEIKO VUNDER**

**FOKUSEERITAVA LÄÄTSESÜSTEEMI  
KONSTRUEERIMINE JA PROTOTÜÜPIMINE**

MAGISTRITÖÖ (30 EAP)

Juhendajad: Prof. Alvo Aabloo

Andres Punning, Ph. D

Tartu 2010

# Sisukord

Sissejuhatus .....	4
1. EAP ülevaade .....	7
2. PDMS ülevaade.....	10
2.1. Füüsilised omadused.....	10
2.2. Optilised omadused .....	11
2.3. Keemilised omadused.....	12
2.4. Sidumine.....	13
3. Ülesande püstitus .....	15
4. Aktuaatori rõhu mõõtmine .....	17
5. Deformatsiooni uurimine .....	18
5.1. Modelleerimine Comsol-iga.....	18
5.1.1. Geomeetria ja ääretingimused.....	18
5.1.2. Arvutus ja järeltöötlus .....	19
5.2. Matemaatilised valemid .....	20
5.3. Tulemused .....	21
6. Läätsesüsteemi prototüübi ehitamine.....	23
6.1. Prototüüp 1 .....	23
6.2. Prototüüp 2 .....	25
6.3. Prototüüp 3 .....	26
6.4. Prototüüpide vedeliku valik.....	30
7. Prototüübi fookuskauguse mõõtmine.....	32
8. Tulemuste analüüs.....	34
Kokkuvõte.....	36

9. Viited.....	37
Abstract .....	41

## Sissejuhatus

Muutuvfookusega läätsesüsteeme on uuritud ja valmistatud juba aastaid, kuid üha suurenev miniatuursete optiliste seadmete kasv nõuab järjest paremaid ja efektiivsemaid mooduseid läätsede konstrueerimiseks. Viimaste aastate jooksul on üha enam hakatud paigutatama läätsesüsteeme populaarsetesse kompaktesse seadmetesse, näiteks mobiiltelefonid, pihuarvutid ja sülearvutid. Tüüpiline suurendusega läätsesüsteem kasutab fookuskauguse ja kujutise suuruse muutmiseks elektrimootoreid, mis liigutavad läätsi või läätsesüsteemi edasi-tagasi. Sellise liigutuse saavutamise võib osutada keeruliseks väiksemates rakendustes, kus suurenduseks vajalik ulatus on suurem, kui kogu seadme mõõtmed. Siinkohal ongi võimalik kasutusele võtta muutuvfookusega läätsed, mis erinevalt klaasläätsedest on elastsest materjalist ja muudetava kõverusraadiusega. [1, 2]

Kaasaegsed muutuva kõverusraadiusega läätsesüsteemide tehnoloogiad on jagatavad kolme gruppi:

1. Elektriliselt märguv vedeliklääts – koosneb kahest mittesegunevast vedelikust, mis on erinevate murdumisnäitajatega. Üheks on elektrit juhtiv vedelik ja teiseks õliipiisk (silikoonõli), mis paigutatakse läbipaistvate otstega toru sisse. Toru sisemisel küljel on kaks elektroodi, millest üks on kontaktis juhtiva vedelikuga ja teine eraldatud õhukese dielektrikuga. Elektroodidele pinget rakendamise muudab elektrit juhtiva vedeliku kontaktnurk. Selle tulemusena muutub õliipiiska ning vedeliku vahelise pinna kuju, mis omakorda põhjustab läätsi fookuskauguse muutuse. [3]
2. Deformeeruva membraaniga vedeliklääts – koosneb vedelikukambrist, kanalist ja läbipaistvast materjalist elastsest membraanist. Süsteemi lisatakse mikropump või aktuaator, mis muudab vedeliku rõhku kambris ja seeläbi membraani kõverusraadiust. Ühe membraaniga saab valmistada tasakumera või tasanõgusa läätsi. Kasutades kahte membraani on võimalik luua kaksikkumer või kaksikõgus lääts. Eraldades mõlema membraani vedelikkontuurid, saab valmistada ka kumer-

nõgus ja nõgus-kumer läätsesid [4]. Sellist läätsesüsteemi on valmistatud näiteks MEMS (ingl k. *microelectromechanical systems*) tehnoloogia abil [5].

3. Tahke muutuvlääts – süsteem ei sisalda vedelikku, vaid koosneb elastsest läbipaistvast materjalist. Läätsse kuju võib muuta välise jõuga, näiteks aktuaatoriga, mootoriga jne. Üks võimalik lahendus on, et läätsse ümber paigutatakse kütteelement, mis pinge rakendamisel põhjustab läätses soojuspaisumise. Lääts on äärtest fikseeritud ja muudab soojuspaisumise tõttu oma kõverusraadiust. [2, 6]

Muutuvfookusega läätsed on tüüpiliselt konstrueeritud elektrimootoriteta, mistõttu võib ühe eelisena välja tuua müravaba disaini. Samuti saab vedelikläätsel fookuskaugust muuta oluliselt kiiremini ja suuremas ulatuses kui fikseeritud kõverusraadiusega läätsedel. Oku ja Ishikawa on oma teadusartiklis näidanud, et vedeliklääts ja piesoelektrilise aktuaatoriga kulub fookuskauguse seadmiseks vaid 2 ms [7]. Võrdluseks võib tuua noore inimese silma, millel kulub fookuse viimiseks kaugelt objektilt 7 cm-ni 350 ms [8]. Vedeliklääts on võimalik valmistada materjalidest, mis on inimesele ohutud ja mille mõõtmed ei ületa millimeetrit, mistõttu saab läätsed edukalt kasutada MEMS rakendustes ja biomeditsiinis [9].

Rõhu tekitamiseks vedelikläätses on mitmeid mooduseid. Isegi sõrmega vedelikukontuurile surudes saab tekitada rõhu ja fookuskauguse muutuseid, kuid mikroläätsse puhul on fookuse tüürimiseks vajalikud rõhud sedavõrd väikesed, et inimene neid lihtsalt käega peale vajutades kontrollida ei suuda. Selleks on sobilik kasutada näiteks elektroaktiivseid polümeere – EAP (*Electroactive Polymer*). Need on polümeer-materjalid, mis pinge rakendamisel muudavad oma kuju ja mõõtmeid.

Shimizu *et al.* [5] on näidanud, kuidas valmistada muutuvfookusega vedelikläätsesüsteem nelja ioonjuhtiva EAP-i abil, mis on kinnitatud läbipaistva membraani külge. Seadme tööpõhimõte seisneb selles, et aktuaatorid suruvad membraani äärest vedelikuga täidetud läbipaistvasse anumasse, mistõttu tekib vedelikus rõhk ja membraani keskosa deformeerub surumisele vastassuunas. Läätsse valmistamisel kasutati MEMS tehnoloogiad nagu reaktiivset ioonsöövitust – RIE (*reactive ion etching*) ja füüsikalist aurustamist-sadestamist – PVD (*physical vapor deposition*), mis vajavad spetsiaalset aparatuuri.

Käesoleva magistritöö eesmärgiks oli koostada mikroläättesüsteem, mis kasutaks aktuaatorinaioonjuhtivat elektroaktiivset polümeeri. Prototüübi konstrueerimiseks sobis kõige paremini eelpool kirjeldatud deformeeruva membraaniga vedeliklääts valmistamise tehnoloogia, mille abil ehitati lihtne ja odav mikrolääts prototüüp. Esimeses kahes peatükis antakse põgus ülevaade EAP aktuaatoritest, nende tüüpidest ja omadustest ning tutvustatakse kaasaegsetes mikroläättesüsteemides levinud materjali – PDMS. Järgnevates peatükkides kirjeldatakse läättesüsteemi ideed, töötava prototüübi valmistamisprotsessi ja analüüsitakse tekkinud probleeme ning mõõdetud tulemusi. Teema on atraktiivne, sest suhteliselt vähe on uuritud IPMC abil mikrolääts juhtimist ja meile teadaolevalt ei ole siiani kasutatud muutuvfookusega mikrolääts juhtimiseks polümeer-süsinik komposiitmaterjali.

# 1. EAP ülevaade

1990ndate alguses tõusis esile uus liik materjale, mis reageerisid elektrilise pinge rakendamisele märgatava kuju ja suuruse muutusega. Selliseid polümeere sisaldavaid komposiitmaterjale nimetatakse elektroaktiivseteks polümeerideks – EAP. EAP-id on tuntud ka kunstlihase nime all, sest nad on käitumuslikult väga sarnased bioloogilistele lihastele. [10]

EAP-e võib üldiselt jagada kahte rühma: dielektrilisteks ja ioonjuhtivateks (tabel 1.1) [11].

Aktiveerimismehhanism	Materjalid
Massi/ioonide transport (ioonjuhtivad EAP-id)	Juhtivad polümeerid Polüelektrolüütgeelid Ioonjuhtivad polümeer-metall komposiidid Süsiniknanotorud
Elektriväli (dielektrilised EAP-id)	Dielektrilised elastomerid Piesoelektrilised polümeerid Elektrostriktiivsed polümeerid Vedelkristallpolümeerid

Tabel 1.1 Elektroaktiivsete polümeeride klassifikatsioon.

Dielektrilistest EAP-idest on muutuvfookusega läätssüsteemides kasutatud dielektrilisi elastomeere [12]. Olemuselt on tegu lihtsa kondensaatoriga, mis koosneb kahest elektroodist ja nende vahele paigutatud dielektrilisest polümeerkihist. Elektroodide vahele pinge rakendamisel pressivad elektrostaatilisest jõud polümeeri õhemaks. Kuna polümeer ei ole kokkusurutav, s.t. tema ruumala ei muutu, siis venib ta pressimisel laiemaks. Dielektriliste EAP-ide abil saab läätse juhtida kiiresti ja efektiivselt, kuid probleeme tekitab aktuaatori liigutamiseks vajalik suur elektriväli, mis tüüpiliselt on suurusjärgus 10-100 V/ $\mu\text{m}$  [11]. Suure elektrivälja tõttu on üheks liigutusi piiravaks teguriks olnud materjalide läbilöögipinge [13]. Samuti on problemaatiline dielektriliste elektroaktiivsete aktuaatorite miniaturiseerimine, mille juures on põhiliseks takistuseks elektroodide kandmine

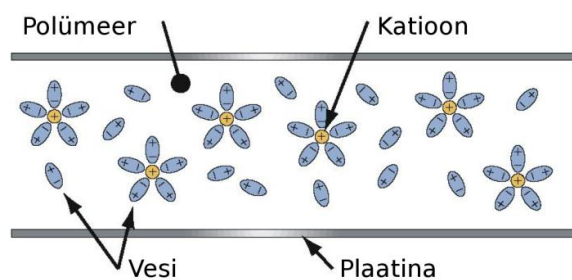
dielektrilisele kihile. Seega on enamik dielektriliste EAP-ide abil valmistatud rakendusi millimeeterskaalast suuremad. [14]

Ioonjuhtivatest EAP-idest on tuntud ioonpolümeer-metall komposiit ehk IPMC (*Ionic Polymer Metal Composite*), mida samuti on kasutatud läätse fookuse muutmiseks [5].

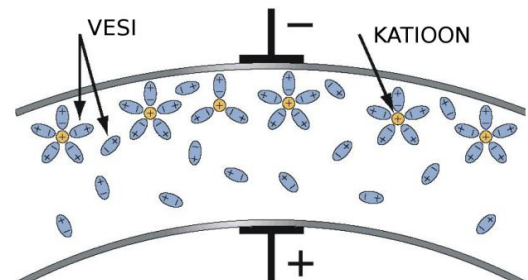
IPMC on komposiitmaterjal, mis koosneb kolmest kihist – keskel paiknevast polümeermembraanist ja seda mõlemalt poolt katvatest metallelektroodidest. Membraani paksus on tavaliselt suurusjärgus 0.1 - 1 mm ja elektroodi paksus 5 - 10  $\mu\text{m}$  [15]. Erinevalt dielektrilistest aktuaatoritest, kus on vaja kõrget elektrivälja, muudab IPMC aktuaator märgatavalt oma kuju juba 1 V suuruse pinge rakendamisel.

Olulisemad komponendid membraani struktuuris on fikseeritud anioonid, vabad katioonid, hüdraaditud katioonid, vesi või ioonvedelik ja külghelad. Katioonidena on enim kasutatust leidnud  $\text{Na}^+$ ,  $\text{Li}^+$ ,  $\text{Ca}^{2+}$ ,  $\text{Ba}^{2+}$ . [15, 16]

Pingestamata olukorras on eelnevalt mainitud komponendid membraanis ühtlaselt jaotunud (joonis 1.1). Elektroodide pingestamine põhjustab liikuvate ionide migratsiooni elektriväljas (elektroosmoos), mille käigus toimub membraanis katioonide liikumine negatiivse elektroodi suunas. Kuna katioonid on tugevalt solvateeritud, liiguvad koos nendega ka vee molekulid. Sellise liikumise tõttu tekib pärast pinge rakendamist negatiivse elektroodi lähedal ülerõhk, mis põhjustab IPMC paindumise (joonis 1.2). Pinge polaarsuse muutmisel vastupidiseks, tekib suurem vee kontsentratsioon vastaselektroodile ja materjal paindub vastupidises suunas. Pinge väljalülitamisel võtab materjal järkjärgult esialgse kuju ja toimub IPMC aeglane lõtvumine, mida saab kiirendada, kui elektroodid omavahel lühistada. [17, 18]



Joonis 1.1 IPMC pingestamata algseisus.



Joonis 1.2 IPMC pingestatud olukorras.



IPMC-d on võimalik kasutada ka sensorina. Kui muuta mehaaniliselt polümeeri kuju, siis liiguvad katioonid koos vee molekulidega kõverdatud IMPC välispinnale ja elektrodide vahele tekib väike pinge, mida on võimalik registreerida.

Kui asendada IPMC-d katvad metalli kihid süsinikuga (näiteks süsiniknanotorude, mikro- või nanoporse söega), siis saadakse elektroaktiivne materjal, mida kirjanduses on nimetatud polümeer-süsinik komposiitmaterjaliks ehk PCC (*polymer carbon composite*). Süsiniku kasutamine teeb aktuaatori valmistamise võrreldes IPMC-ga lihtsamaks, odavamaks ja reprodutseeritavamaks. [19]

Magistritöö praktilises osas on aktuaatorina kasutatud polümeer-süsinik komposiitmaterjali, mille elektrodidide valmistamisel on kasutatud nanopoorset süsinikku.

## 2. PDMS ülevaade

PDMS (*polydimethylsiloxane*) ehk polüdimetüülsiloksaan on läbipaistev silikoonmaterjal, mis oma algsel kujul on suure viskoossusega vedelik. Vedelale PDMS-ile lisatakse kõvendit, mis soodustab sisemiste ristsidemete tekkimist ja vedelik muutub elastseks kummilaadseks polümeeriks. PDMS-il on hulgaliselt häid omadusi, mistõttu on tegu ühe aktiivsemalt kasutatava polümeeriga mikrovedeliksüsteemides ja MEMS rakendustes. Selle abil saab valmistada nii lihtsamaid 2-mõõtmelisi kanalitega struktuure, aga ka keerukamaid 3-mõõtmelisi struktuure pumpades ning klapisüsteemides. PDMS on keemiliselt väga inertne materjal, seetõttu saab seda kasutada vormina [20, 21]. Tänu madalale polümeriseerumistemperatuurile saab PDMS-i abil suurepäraselt valmistada seadmeid koos elektroonikaga. [20, 22]

Käesolevas töös on kasutatud ettevõtte Dow Corning toodet "*Sylgard® 184 elastromer kit*", mis koosneb vedelast PDMS prepolümeerist ja kõvendist. Üldjuhul segatakse kõvendit ja prepolümeeri suhtes 1:10 (kaalu järgi), kuid varieerides suhtega, on võimalik muuta mitmeid PDMS-i omadusi [23].

### 2.1. Füüsikalised omadused

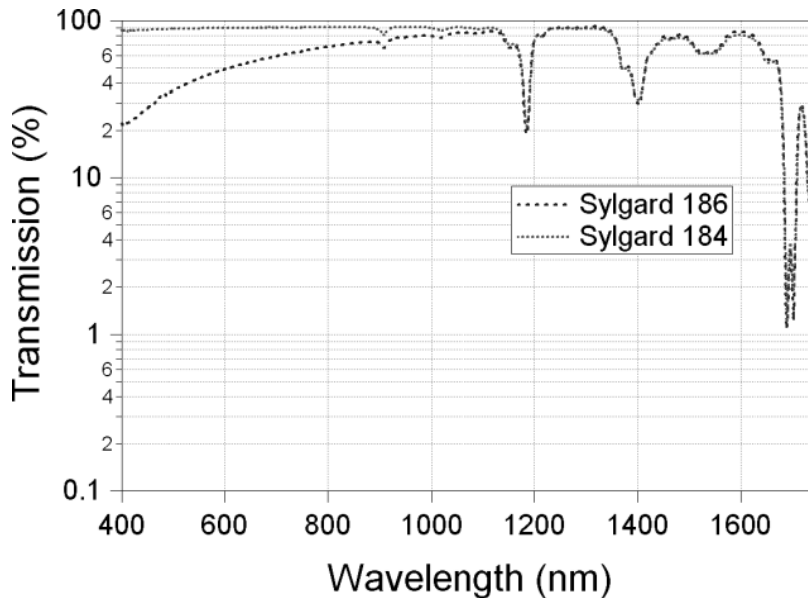
PDMS on kasutatav laias temperatuurivahemikus ( $-45^{\circ}\text{C} - 200^{\circ}\text{C}$ ). Tal on head dielektrilised omadused: läbilöögipinge on  $14\text{ kV/mm}$  ja suhteline dielektriline läbitavus  $100\text{ Hz}$  juures on  $2,72$ . Soojusjuhtivuseks on mõõdetud  $0,16\text{ W/m}^2\cdot\text{K}$  ning PDMS-i tihedus on  $1,03\text{ g/cm}^3$ . [24]

Olulisemaks omaduseks, mida prepolümeeri ja kõvendi segamise suhtega saab varieerida, on elastsusmoodul. Suhete 1:5, 1:10 ja 1:15 korral on saadud elastsusmooduliteks vastavalt  $868, 750$  ja  $360\text{ kPa}$ . [23]

## 2.2. Optilised omadused

PDMS on sobiv materjal (ka muutuva fookuskaugusega) optiliste seadmete konstrueerimiseks, sest see edastab nähtavat valgust enam kui 90% [5]. 290–1100 nm piirkonnas on mõõdetud valguse edastamiseks 85% [21]. PDMS-i murdumisnäitaja jääb lainepikkustel 400 – 650 nm vahemikku 1,45 – 1,43 [25].

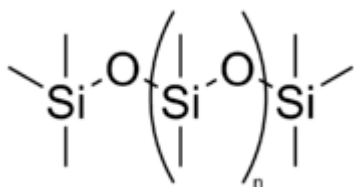
Joonisel 2.1 on toodud kahe Dow Corning poolt toodetava PDMS-i Sylgard® 184 ja Sylgard® 186 läbilaskvusspekter. Nähtava valguse piirkonnas ja eriti ultravioletses piirkonnas on Sylgard® 184 PDMS-il kordades suurem läbilaskvus. Infrapuna piirkonnas ja suurematel lainepikkustel on erinevused väiksemad ja seal ei pea PDMS-i valiku tegemisel läbilaskvusele sedavõrd tähelepanu pöörama.



Joonis 2.1 Sylgard® 184 ja Sylgard® 186 läbilaskvusspekter. [26]

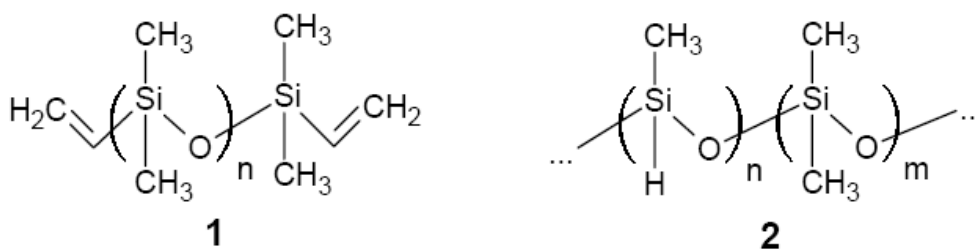
### 2.3. Keemilised omadused

PDMS-i põhiliseks koostisosaks on korduvad dimetüülsiloksaani monomeerid. Illustreeriv struktuur korduvatest siloksaanrühmadest on toodud joonisel 2.2.



Joonis 2.2 Polüsiloksaani struktuur.

Kuigi Dow Corning hoiab pakutava PDMS-i täpset keemilist koostist enda teada, leidub viiteid mõningate prepolümeeri ja kõvendi koostisosade kohta. Prepolümeer sisaldab üle 60 kaaluprotsendi polüdimetüülsiloksaani, mille otstes asuvad dimetüülvinüül rühmad. Kõvendi põhiliseks koostisosaks on dimetüül, metüülvesinik siloksaan (40 – 70 kaaluprotsenti). Katalüsaatori toimel moodustuvad kõvendis üksikute vesinike ja prepolümeeri vinüül rühmade vahel ristlülid ja vedelikust saab elastomeer. Katalüsaatoriks sobib näiteks  $\text{H}_2\text{PtCl}_6 \cdot 6\text{H}_2\text{O}/\text{iPrOH}$  (Speieri katalüsaator), kuid toote “Sylgard® 184 elastomer kit” juures kasutatud katalüsaatorit Dow Corning ei avalikusta. Joonisel 2.3 on toodud prepolümeeri ja kõvendi põhilised komponendid. [24, 27]



Joonis 2.3 Dimetüülvinüül rühmadega lõppev polüdimetüülsiloksaan (1) ja dimetüül, metüülvesinik siloksaan (2). [27]

PDMS-i ristlülide moodustumise aja erinevate temperatuuride korral võtab kokku tabel 2.1.

Temperatuur	Polümeriseerumisaeg
150°C	10 minutit
125°C	20 minutit
100°C	35 minutit
25°C	üle 48 tunni

Tabel 2.1 Polümeriseerumisaeg sõltuvalt temperatuurist. [24]

Kuna algselt on PDMS viskoosne vedelik, siis tihtipeale tekib vajadus lahustite järele, et valmistada näiteks õhukesi kilesid. PDMS prepolümeeri jaoks sobilike solventide seas on heksaan, pentaan, heptaan, ksüleen, etüüleeter, jne [27]. Polümeriseerunud PDMS ei lahustu peaaegu mitte milleski, küll aga pundub mõnedes solventides.

#### 2.4. Sidumine

Üldiselt ei eksisteeri PDMS-i liimimiseks sobivat liimi. Siiski on mitmeid võimalusi, kuidas kahte PDMS kihti omavahel kokku siduda (*bonding*):

- pindade aktiveerimine plasmatöötusega või koroonalahendusega,
- erinevate kõvendi ja prepolümeeri suhetega kihtide kokkuasetamine,
- kõvendi või vedela PDMS kihi kasutamine kihtide sidumiseks,
- UV-liimi kasutamine kihtide sidumiseks,
- osaliselt polümeriseerunud kihtide seostamise meetod. [28]

Plasmatöötuse korral kasutatakse hapnikuplasma generaatorit. Kokkuseotavaid kihte eksponeeritakse hapniku plasmale, mille käigus lagunevad PDMS-i pindmised sidemed ja Si-CH<sub>3</sub> rühmad asenduvad Si-OH rühmadega. Plasmatöötlus kestab orienteeruvalt 1 minut, misjärel peab pindade kokkusobitamine toimuma järgneva minuti jooksul, sest õhu käes taastub PDMS eelneva olek kiiresti. Hoides PDMS-i polariseeritud orgaanilises solvendis (näiteks vees), saab sellist iseeneslikku taastumist aeglustada. On täheldatud, et plasmatöödeldud pindade sidumine annab parima tulemuse, kui pinnad on kuivad ja

mikromeetri täpsusega ühtlased ning vahetult pärast kokkupaigutamist hoitakse nõrgalt seotud pindu 70°C juures ahjus. [20]

Kui tavalises olekus on PDMS hüdrofoobne (kontaktnurk 109°), siis plasmataötluse käigus muutub see hüdrofiilseks (minimaalne kontaktnurk alla 5°). See loob mitmeid eeliseid näiteks veega täidetud mikrovedeliksüsteemide jaoks, kuid tuleb silmas pidada eelnevalt mainitud pinna iseeneslikku taastumist õhu keskkonnas. [20, 27]

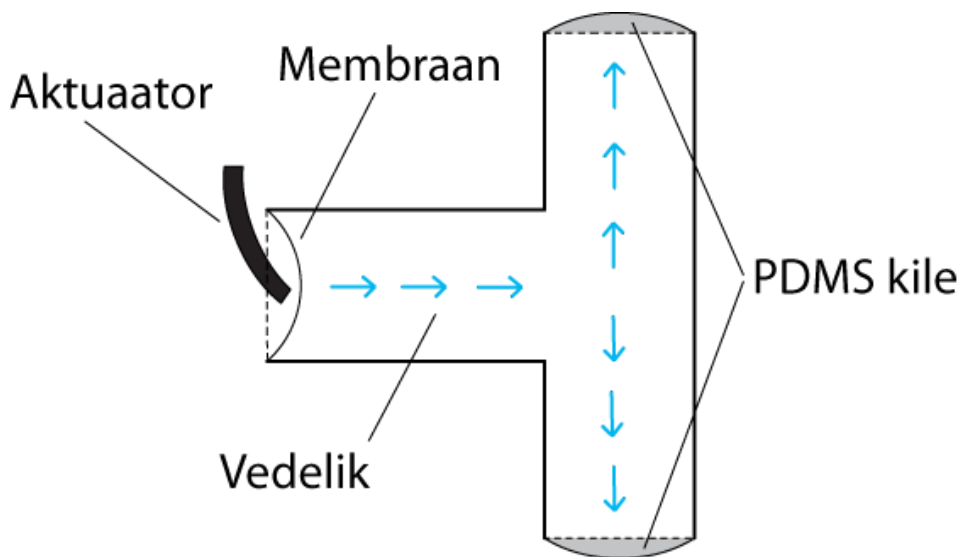
Sarnaselt plasmataötlusele on PDMS pindu aktiveeritud kasutades UV-osoontöötlust ja koroonalahendust. Viimase eeliseks on seadme portatiivsus ja võimalus siduda pinnad tavatingimustes ilma vaakumita. [27, 29, 30]

Lihtsaim ja efektiivseim meetod PDMS pindade sidumiseks on osaliselt polümeriseerunud kihtide kokkuasetamine. Kõigepealt tuleb lasta vedelal PDMS-il polümeriseeruda, kuni vedelik muutub sültjaks ja ristsidemed ei ole veel täielikult moodustunud. Sellisel kujul saab PDMS-i suhteliselt hästi käsitleda ja pinnad omavahel kokku asetada. Seejärel jätkub polümeriseerumine ja kahe pinna vahel tekib kindel ühendus. Kirjeldatud meetod on lihtne, odav, efektiivne, ning ei vaja lisaseadmeid. [28]

### 3. Ülesande püstitus

Mikroläätse konstrueerimise idee oli iseenesest lihtne – valmistada PDMS-ist ringikujulised läätsemembraanid ning neid vedeliku abil deformeerida. Vedelikus planeeriti rõhku tekitada polümeer-süsinik komposiitmaterjalist aktuaatoriga, mille on valmistanud Friedrich Kaasik bakalaureusetöö raames aastal 2009 [19].

Joonisel 3.1 kujutatakse esialgse idee skeemi, kus rõhu rakendumisel on moodustunud kaksikkumer läätse. Samasugust skeemi saab kasutada kaksiknõgusa läätse valmistamiseks, kui vedelikus tekitada alarõhk. Lisaks võib asendada ühe PDMS kiledest läbipaistva ning raskemini deformeeruva materjaliga (näiteks klaas või paksem PDMS kiht). Viimasel juhul on positiivse või negatiivse rõhu rakendamisel tegemist vastavalt tasakumera või -nõgusa läätsega.



Joonis 3.1 Läätsesüsteemi põhimõtteline skeem.

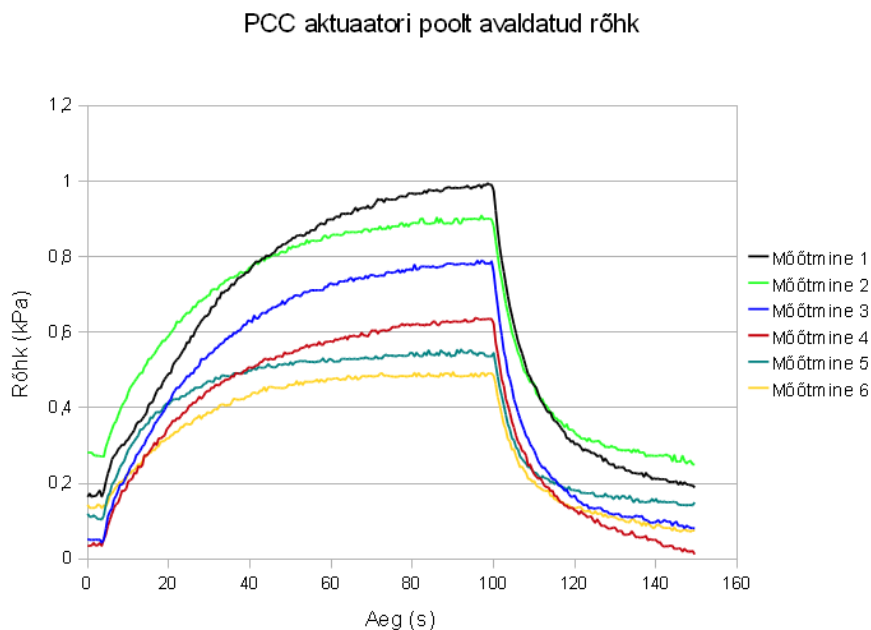
Selleks, et eelpool kirjeldatud idee põhjal alustada prototüübi disainimist, oli vaja uurida ja kindlaks määrata mitmeid parameetreid: vajalik ning saavutatav rõhk vedelikus, PDMS membraani mõõtmed, deformeerunud membraani kuju ja läätse fookuskaugus rõhu rakendamisel.

Deformeeritava membraani paksuse valikul tuleb lähtuda vedelikule avaldatavast rõhust ja soovitud fookuskaugusest. Kui mõõta aktuaatori poolt vedelikule avaldatav maksimaalne rõhk, siis saab arvutuste ja simulatsioonide abil leida erinevatele membraani paksustele vastavad maksimaalsed deformatsioonid ja minimaalsed fookuskaugused, mis aitavad valida sobivate mõõtmetega membraani. Läätse diameetriks otsustati määrata 1 mm.



## 4. Aktuaatori rõhu mõõtmine

Ettekujutuse süsiniklihase poolt avaldatava rõhu kohta, andis alljärgnev eksperiment. Rõhuanduri (Smartec SPD002GAsil) otsa tõmmati pipetikumm, mis ühe küljega paigutati vastu fikseeritud plaati ning teisele küljele avaldati aktuaatoriga rõhku. Mõõtmiseks ja aktuaatori pinget juhtimiseks kasutati LabView 8.2 tarkvara. 4 sekundi möödumisel pärast mõõtmise käivitamist rakendati aktuaatorile pinget 2,5 V, mis langetati uuesti 0 V-le 100 sekundi möödumisel eksperimenti algusest. Kokku sooritati 6 mõõtmist, mille käigus muudeti aktuaatori asendit kontaktide ja pipetikummi suhtes (joonis 4.1). Suurim rõhk 0,99 kPa saadi mõõtmisel 1, kus kontaktid olid paigutatud pipetikummile võimalikult lähedale. Kõikide mõõtmiste alguses on märgatav algrõhk, mis tuleneb aktuaatori ja/või kontaktide kokkupuutest pipetikummiga. Kuna rõhuanduri mõõtepiirkond on 0-13,8 kPa ja absoluutne viga selle juures  $\pm 0,21$  kPa, siis mõõdetud tulemuste puhul on suhteline viga väga suur (üle 20%). Seetõttu saab neid mõõtmistulemusi kasutada ainult aktuaatori poolt avaldatava rõhu suurusjärku hindamiseks.



Joonis 4.1 PCC aktuaatori poolt avaldatud rõhk.

## 5. Deformatsiooni uurimine

Läätseüsteemi konstrueerimiseks oli vaja välja uurida, kuidas erinevate paksustega PDMS membraanid käituvad rõhu rakendamisel. Tulemused aitasid mõista läätsega toimuvat ja määrata membraani paksust. Käesoleva töö raames uuriti membraani kuju muutumist kahel viisil: arvutuslike valemite abil ja simuleerides membraani deformatsiooni kasutades lõplike elementide meetodit – FEM (*finite element method*). Simulatsioonide koostamiseks kasutati Comsol Multiphysics (Comsol AB) tarkvarapaketti.

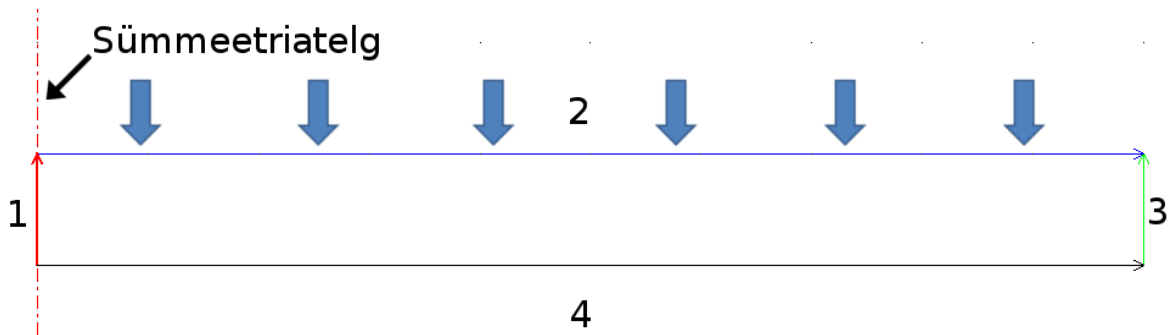
### 5.1. Modelleerimine Comsol-iga

Comsol Multiphysics on interaktiivne keskkond erinevate probleemide modelleerimiseks ja simuleerimiseks. Tuntumate probleemide jaoks on koostatud mitmete mudelitega mooduleid, mille abil on probleemide lahendamine suhteliselt lihtne. Konkreetse töö raames kasutati struktureeritud mehaanika mooduli (*structural mechanics module*) pingete (*strain*) mudelit, mis on mõeldud materjalide deformatsiooni ja sisemiste pingete uurimiseks jõudude rakendamisel.

#### 5.1.1. Geomeetria ja ääritingimused

Läätsele rõhku mitte avaldades on läätse tasapinnaline ja tema fookus asub lõpmatult kaugel. Tegu on telgsümmeetrilise geomeetriaga, mille saab moodustada sooritades ristkülikuga täispöörde ümber oma külje. Ka Comsolis on loodud mudelid selliste 2-mõõtmeliste telgsümmeetriliste probleemide lahendamiseks, mis võrreldes 3-mõõtmelise mudeliga, on palju optimaalsemad ja efektiivsemad. Taandades probleemi telgsümmeetriliseks saab suurendada võrestiku tihedust ja seeläbi jõuda täpsema tulemuseni.

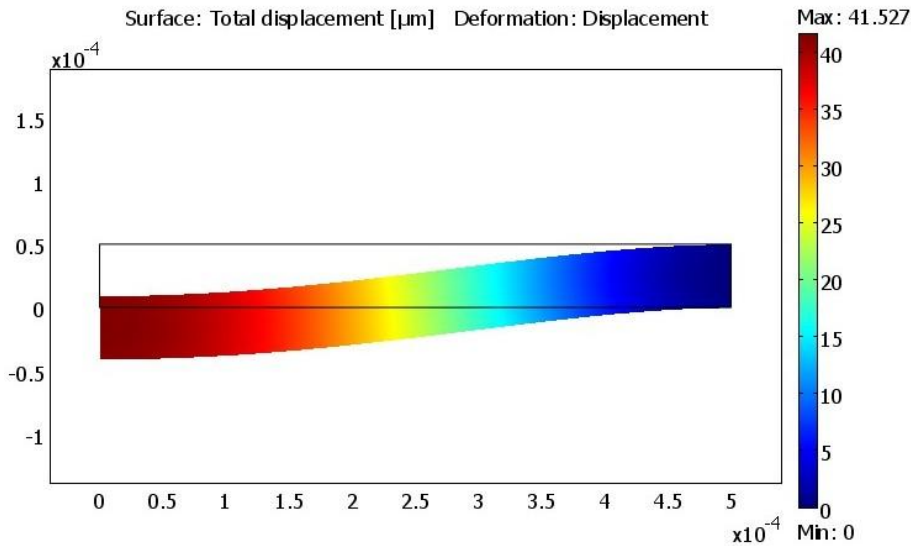
Joonisel 5.1 on toodud ristkülikust moodustatud läätse geomeetria koos ääritingimustega. Kontuurid 1, 2 ja 4 on vabalt liikuvad ning 3 fikseeritud. Määrati ka simulatsiooniks vajalikud materjali omadused: elastsusmoodul (0,75 MPa), Poisson'i suhe (0,499) ja tihedus ( $920 \text{ kg/m}^3$ ) [23]. Kontuurile 2 rakendati peatükis 4 mõõdetud maksimaalne rõhk 1 kPa.



Joonis 5.1 Lätse geometria 2-mõõtmelise telgsümmeetrilise mudeli korral.

### 5.1.2. Arvutus ja järeldootlus

Arvutused teostati Comsol'is vaikumisi seadistatud parameetritega. Järeldootlusel keelati ära deformatsiooni automaatne skaleerimine ja seati väärtuseks 1. See annab parema ülevaate aset leidnud deformatsiooni ulatusest. Samuti seati pinna värv kajastama deformatsiooni väärtusi (Joonis 5.2). Simulatsiooni korraliti erinevate lätse paksuste korral vahemikus 20-100  $\mu\text{m}$  sammuga 10  $\mu\text{m}$  ja salvestati igal korral maksimaalne deformatsioon.



Joonis 5.2 Simuleeritud deformatsioon 50  $\mu\text{m}$  paksuse lätse korral rõhu rakendamisel 1 kPa.

## 5.2. Matemaatilised valemid

Lisaks lõplike elementide meetodile kasutati PDMS-i deformatsiooni arvutamiseks valemeid, mis kirjeldavad ühtlase paksusega ringikujuliste plaatide paindumist jõu rakendamisel. Maksimaalne deformatsioon läätse keskel avaldub [31]:

$$y_c = \frac{-pr^4}{64D} \quad (5.1)$$

kus  $y_c$  – maksimaalne deformatsioon,  $p$  – pinnale rakendatud rõhk,  $r$  – läätse raadius ja  $D$  – plaadi konstant, mis avaldub [31]:

$$D = \frac{Et^3}{12(1-\nu^2)} \quad (5.2)$$

kus  $E$  – elastsusmoodul,  $t$  – PDMS kile paksus ja  $\nu$  – Poissoni suhe.

Kui on leitud maksimaalne deformatsioon läätse keskel, siis lähendades deformeerunud pinda sfäärilisele pinnale, saab määrata fookuskauguse järgnevalt [32]:

$$R = \frac{r^2}{2h} + \frac{h}{2} \quad (5.3)$$

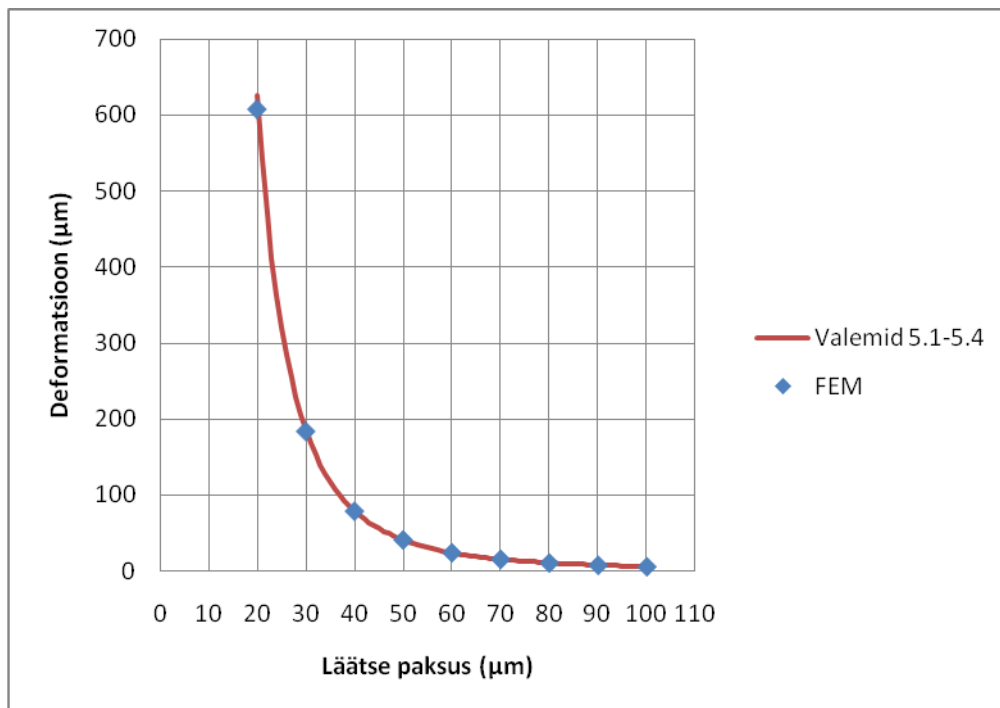
$$f = \frac{R}{n-1} \quad (5.4)$$

kus  $R$  – läätse kumerusraadius,  $r$  – läätse raadius,  $h$  – deformatsioon läätse keskel,  $f$  – fookuskaugus ja  $n$  – läätse murdumisnäitaja.

Arvutamiseks kasutati MathCad (Parametric Technology Corporation) keskkonda, mis võimaldas hõlpsasti valemitega manipuleerida ja arvutusi sooritada. MathCad-i abil sai ka mugavalt tulemusi visualiseerida ning eksportida.

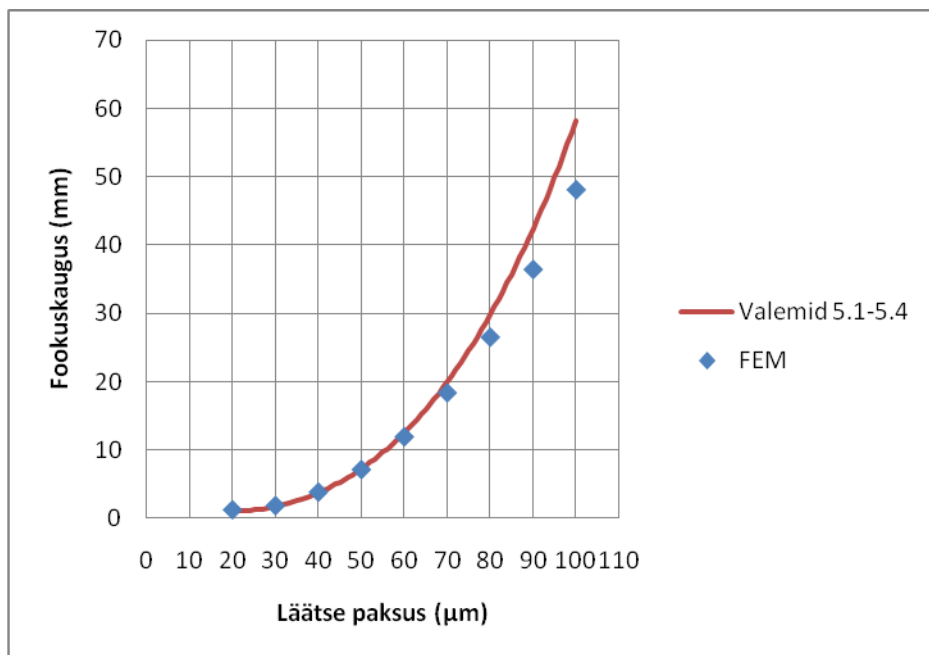
### 5.3. Tulemused

Joonis 5.3 võtab kokku nii lõplike elementide meetodil, kui ka valemite 5.1 - 5.2 kaudu leitud deformatsioonide suurused. On näha, et erinevate meetodite kasutamise läbi saadi väga sarnane tulemus, mis tõstis usaldusväärset andmete korrektsuse suhtes.



Joonis 5.3 Maksimaalne deformatsioon sõltuvalt PDMS paksusest 1 kPa rõhu rakendamisel.

Kasutades valemeid 5.3 - 5.4 arvutati erinevate läätse paksustele vastavad ligikaudsed fookuskaugused (joonis 5.4). Jooniselt 5.4 on näha, et kahe meetodi tulemus on paksemate kilede puhul erinev. Kuna modelleerimise eesmärgiks oli ligikaudse hinnangu saamine edasiste tegevuste planeerimiseks, siis võis antud tulemusega rahule jääda ja autor ei pidanud vajalikuks siinkohal täpsemalt uurida, millest väiksemate deformatsioonide korral fookuskaugustes selline erinevus tekib.



Joonis 5.4 Fookuskauguse sõltuvus läätse paksusest 1kPa rõhu rakendamisel.

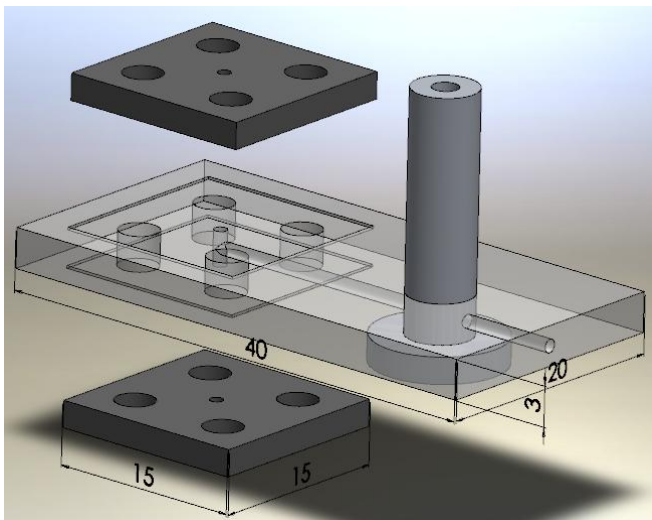
Jooniste 5.3 ja 5.4 põhjal leiti, et sobiv PDMS kile paksus on 40  $\mu\text{m}$ , mis on piisavalt paks, et töötlemise käigus ei toimuks kile purunemist ja teistpidi piisavalt õhuke, et 1 kPa rõhu korral oleks deformatsiooni ja fookuskauguse muutus registreeritav. 1 mm diameetriga 40  $\mu\text{m}$  paksusest kilest läätsele, millele rakendatakse 1 kPa rõhku, vastab eelneva põhjal fookuskaugus 3,76 mm.

## 6. Läätsesüsteemi prototüübi ehitamine

Töötava prototüübi valmimine kulges pideva arendamise ja täiendamise protsessina, mille vaheetappidel võib eristada kolme erinevat disaini. Igal järgneval etapil on tehtud hulgaliselt muudatusi likvideerimaks eelneva prototüübi nõrkusi. Käesolevas peatükis kirjeldatakse prototüüpide ehitust, tööpõhimõtteid, tekkinud probleeme ja muutusi disainis.

### 6.1. Prototüüp 1

Läätse prototüübi ehitamine sai alguse mudeli koostamisega, mille jaoks kasutati SolidWorks 2008 (Dassault Systèmes SolidWorks Corp.) modelleerimistarkvara. Esimeseks mõtteks oli ehitada sümmeetriline konstruktsioon, mis koosnes kahest risti asetsevast ümarast kanalist. Ühe kanali otsad on kaetud PDMS kiledega, mis deformeeruvad, kui teise kanali kaudu kontuuri rõhku avaldada. Täites kanalid vedelikuga, moodustab selline süsteem muutuvfookusega kaksikkumera lääts. Kanalid on puuritud 20 x 40 x 3 mm teflonist aluse sisse ja on ühendatud aktuaatoriga metalltoru kaudu. Läätsede kinnitamiseks on freesitud rakised, mida hoiavad aluse küljes neli polti. Piki alust puuritud kanali saab sulgeda rõhuanduri või korgiga. Prototüübi mudel on kujutatud pildil 6.1.

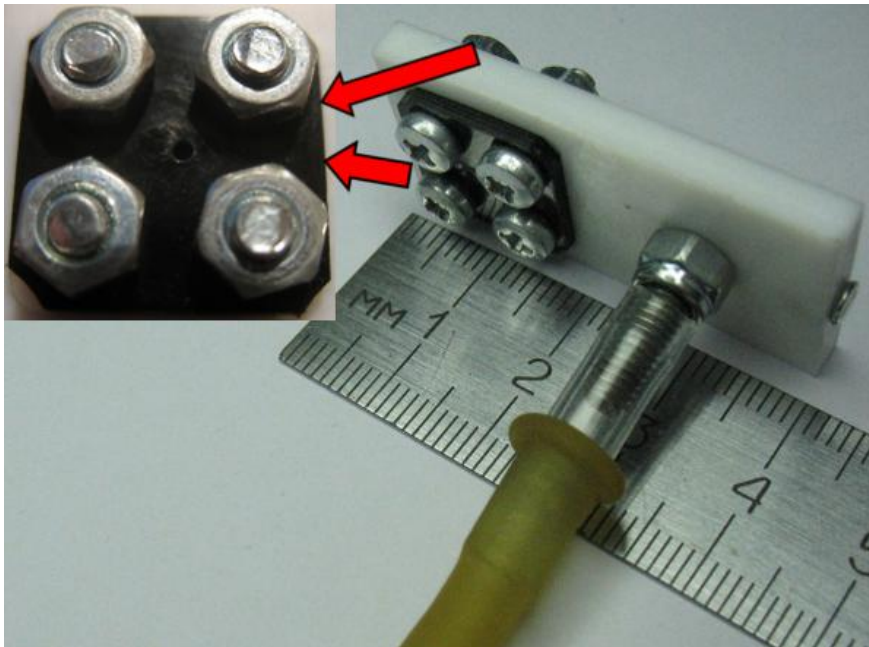


Pilt 6.1 Prototüüp 1 mudel.

Baasmaterjalina kasutati teflonit, sest teflon on inertne ja seda on kerge töödelda. Prototüübi valmistamisel tekkisid järgnevad probleemid:

- õhemate teflonist seinte sisse puurides tekkis plastne deformatsioon;
- piisava täpsusega sümmeetrilist konstruktsiooni oli raske saavutada;
- disainis oli palju potentsiaalseid kohti vedeliku lekkimiseks.

Plastne deformatsioon oli probleemiks 1 mm suuruse kanali puurimisel piki teflonist alust. Selle vältimiseks kinnitati alus enne puurimist kahe metallplaadi vahele. Kuigi läätsede kinnitamiseks mõeldud rakised disainiti sümmeetrilised, muutsid valmistamise käigus tekkinud vead alusesse ja rakistesse puuritud avade kohakuti sättimise keeruliseks. Süsteemi lekkimise vastu kasutati ühenduskohtades mitmeid tihendavaid materjale, kuid täielikult vedelikukindlaks prototüüpi ei saadudki. Prototüüp 1 on kujutatud pildil 6.2.

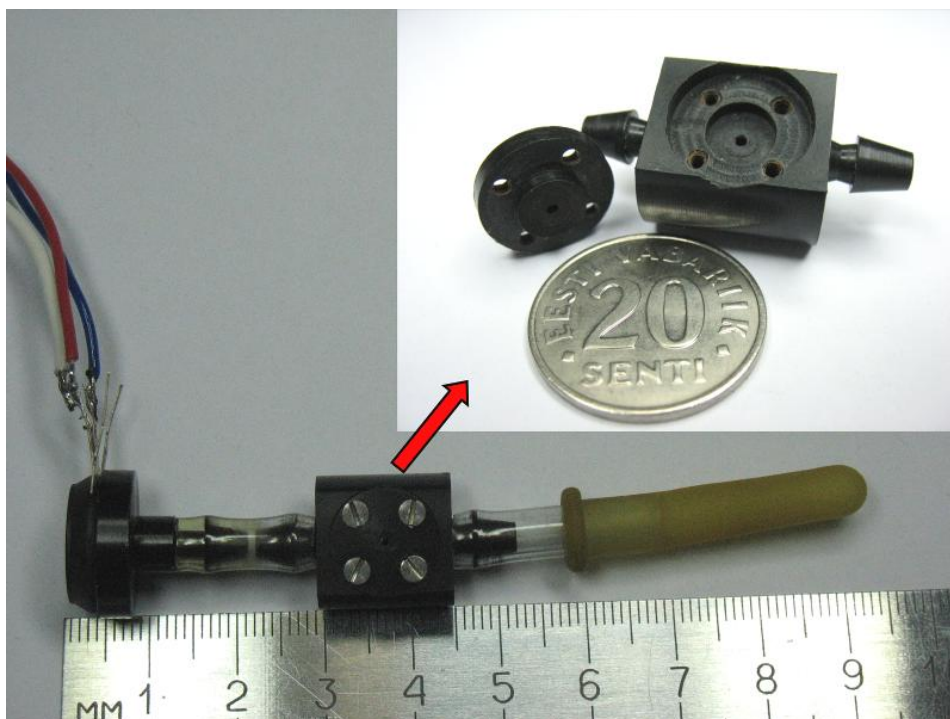


Pilt 6.2 Prototüüp 1.



## 6.2. Prototüüp 2

Põhiliseks eesmärgiks oli vähendada vedeliku lekkevõimalusi. Osutus, et rõhuanduri otsa surutud voolik on süsteemi jaoks piisavalt lekkekindel, seetõttu võeti ka mujal kasutusele sama tüüpi ühendused. Järgmiseks prototüübiks valmis kahe vooliku vahele ühendatav plastikust seade, kuhu on sarnaselt esimese prototüübiga puuritud kaks ristiasetsevat 1 mm läbimõõduga kanalit (pilt 6.3). Sarnane on ka PDMS-i kinnitamise viis, kuid ümarate rakiste keskosas asub pisut paksem ringikujuline serv, mis aitab PDMS-ist membraani paremini fikseerida. Seade esialgsel vaatlusel ei lekkinud, kuid tekkisid suured probleemid õhu eraldamisega vedelikust. Kuna vedelikukanalid on väikesed, võtsid õhumullid kontuuris erinevatesse õõnsustes koha sisse ja oli ülimalt keeruline neid eemaldada. Prooviti kasutada ultrahelivanni ja erinevaid tehnikaid vedeliku sisestamisel kontuuri, kuid toimivat meetodit ei leitudki. Kõige paremini töötas väga järsu pörituse rakendamine, kuid see võib lihtsalt hävitada või paigast liigutada õhukesed PDMS kiled. Miinuseks võib välja tuua veel selle, et seade on läbipaistmatust materjalist ja sisemistes kanalites toimuv ei ole näha.



Pilt 6.3 Prototüüp 2.

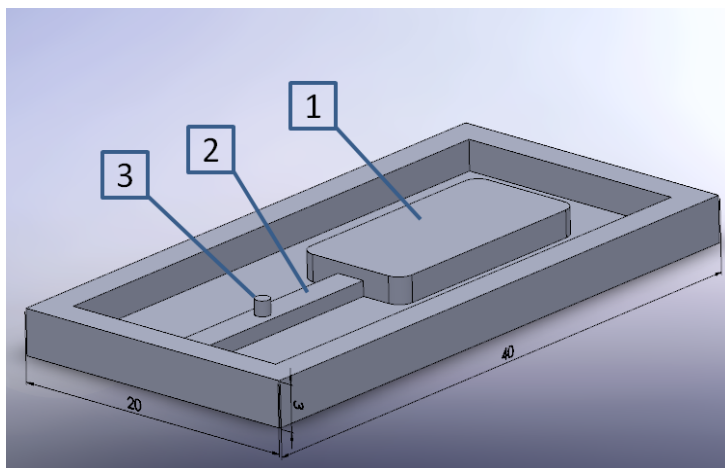
### 6.3. Prototüüp 3

Kolmanda prototüübi ehitusel otsustati veelgi vähendada lekkevõimalusi ja prooviti kogu süsteem teha PDMS-ist. See kaotaks ka varem mainitud läbipaistmatuse probleemi. Kahte PDMS-i tükki on võimalik erinevate meetoditega väga edukalt kokku siduda (ptk 2.4). Antud prototüübi valmistamisel kasutasime osaliselt polümeriseerunud kihtide seostamise meetodit. Seade disainiti selliselt, et moodustuks tasakumer või -nõgus lääts ja omavahel on vaja siduda kolm kihti:

- alumine kiht – paks kiht, mis peatükis 4 mõõdetud rõhu rakendamisel ei deformeeru;
- keskmine kiht – vormi järgi valatud kanalite ja reservuaariga kiht;
- pealmine kiht – õhuke kile, mis moodustab ümarat auku kattes lääts.

Pildil 6.4 on kujutatud prototüübi keskmise kihi vorm, mis koosneb kolmest põhilisest elemendist:

1. reservuaar – asub vormi äärtest 0,25 mm madalamal ja moodustab õhema seina, mida aktuaator hiljem kokku surub;
2. kanal – võimaldab vedelikul liikuda reservuaarist läätseni;
3. ümar kanal – ulatub vormi äärtega samale tasemele ja moodustab keskmise kihi sisse augu, mis hiljem kaetakse õhukese ja kergesti deformeeruva PDMS kilega.



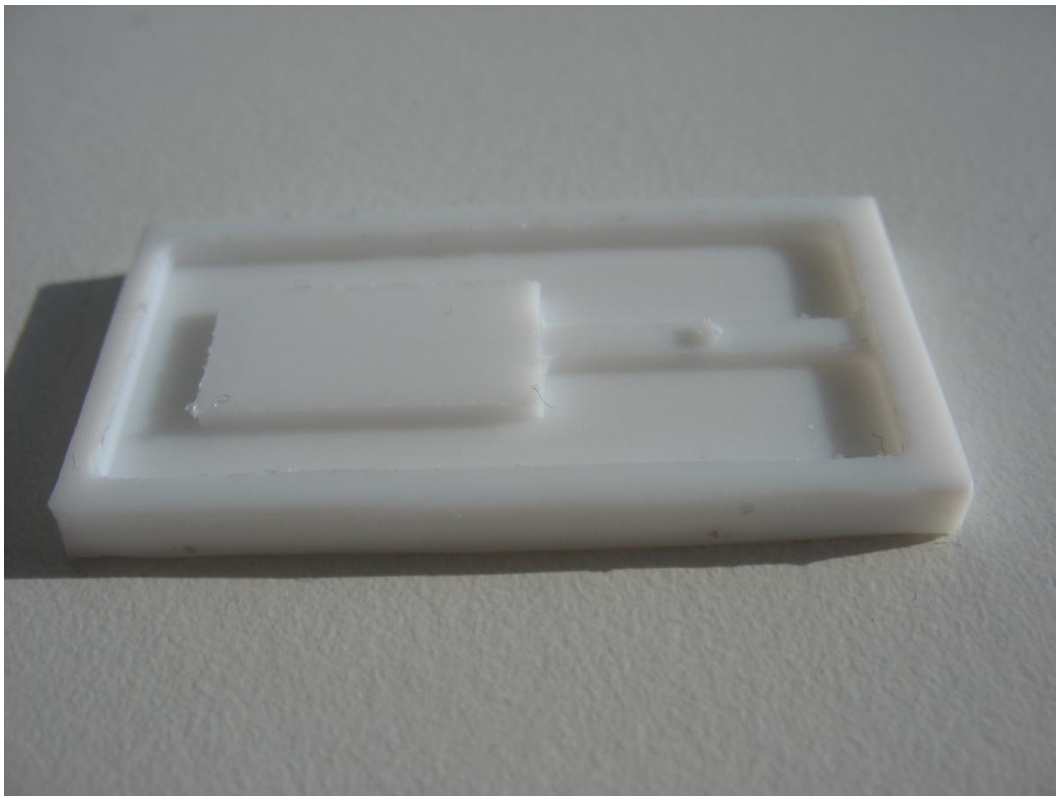
Pilt 6.4 Prototüüp 3 keskmise kihi vormi mudel.

Vormi valmistamiseks kasutati automatiseeritud CNC tööpinki Wabeco, F1410LF.

Freesimised tehti viies järgus:

1. terve tefloni tükk siluti ühtlaseks;
2. süvendati kuni reservuaarini;
3. süvendati kuni kanalini;
4. süvendati vormi põhjani;
5. lõpuks freesiti algselt 2 mm-se läbimõõduga jäetud ümar punn 1 mm-ks.

Valmis vorm on kujutatud pildil 6.5.



Pilt 6.5 Prototüüp 3 keskmise kihi vorm.

PDMS-i ettevalmistamine. Kaks komponenti segati kokku kaalu suhtega 1:10. Ühe eksemplari kihtide loomiseks oli vaja 2 - 2,5 mg PDMS-i. Kaalumiseks kasutati analüütilist kaalu Mettler Toledo, AB 204-S/PH. Siis alustati segamisega, mis kestis vähemalt 5 minutit ja toimus võimalikult rahulikus tempos, et vältida õhu sattumist PDMS-i sisse. Seejärel asetati segatud PDMS tekkinud gaasimullide eemaldamiseks 10 minutiks vaakumahju (Memmert, VO200). Kasutati toatemperatuuri ja vaakumit 40 mbar. Kui õhk oli PDMS-ist eraldatud, valati täis keskmise kihi vorm.

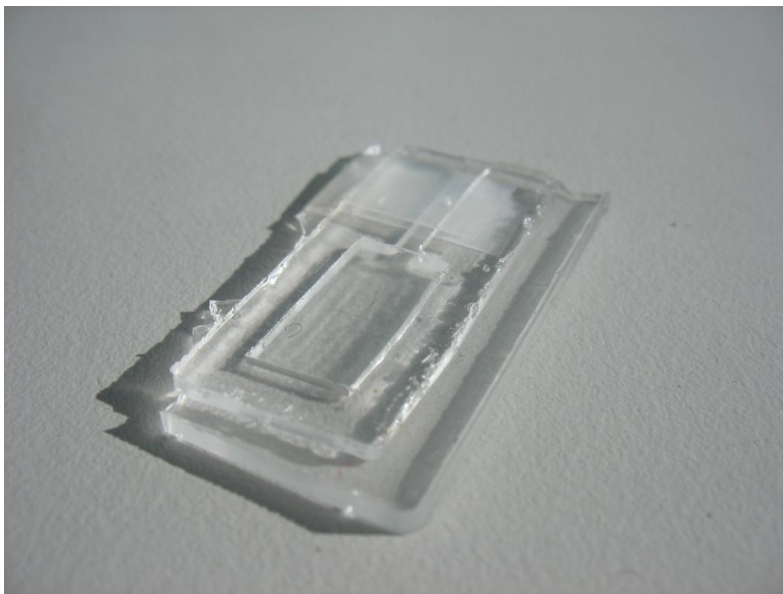
Järgmiseks valmistati õhukesest kilest koosnev pealne kiht. Selleks paigutati kaks 40 µm paksust paberit mikroskoobiklaasi äärtele, tilgutati PDMS-i nende vahele ja lohistati teise mikroskoobi klaasiga üle paberite. Kuigi vahetult pärast lohistamist nägi kile välja suhteliselt ebatasane, valgus PDMS peagi ühtlaseks kihiks.

Paksemast kihist aluse vormimiseks võeti kasutusele teflonist nelinurkse auguga raam, klaas ja pisut plastiliini. Raami servad kaeti tihendamiseks ja fikseerimiseks õhukese plastiliini kihiga ja asetati seejärel klaasile. Selline klaasi pinda kasutatav konstruktsioon on vajalik, sest prototüübi välispinnad, kus toimub valguse murdumine, peavad olema võimalikult ühtlased ja klaas on selleks parim valik.

Kõik kolm kihti paigutati ahju ja lasti 60-65°C juures polümeriseeruda 20 minutit. See oli aeg, mille jooksul PDMS-is jõudis tekkida piisavalt ristlülisid, et materjal vormist tervikuna eemaldada. Samas jätkub ristlülide moodustumine veel piisavalt pikka aega, et kaks kihti omavahel tugevalt seotud saaks.

Kõigepealt eemaldati alumise kihi raam PDMS-i ümbert nii, et järele jäi klaasi külge üsna tugevalt nakkunud nelinurkne PDMS. Seejärel eemaldati vormist keskmine kiht, milleks kulus mõnikord ligi 1 tund, sest seda tuli teha väikeste sammudega järk-järgult. Vastasel juhul kippusid õhemad kohad lihtsasti rebenema. Kui keskmise kihi vormist eemaldamine õnnestus, paigutati see alumise kihi peale. Viimase sammuna paigutati eelnevalt klaasile lohistatud kile keskmisel kihil asuva augu peale ja kuumutati 1 tund temperatuuril 90°C . Seejärel eemaldati mõlemad klaasid PDMS-i küljest.

Prototüüp 3 on kujutatud pildil 6.6, kus on näha, et alumise kihi on servades on arvestatav menisk. Selline probleem tekib, kui PDMS ei täida vormi täies ulatuses ja vormi ääred on kõrgemal valatud PDMS-i tasemest.

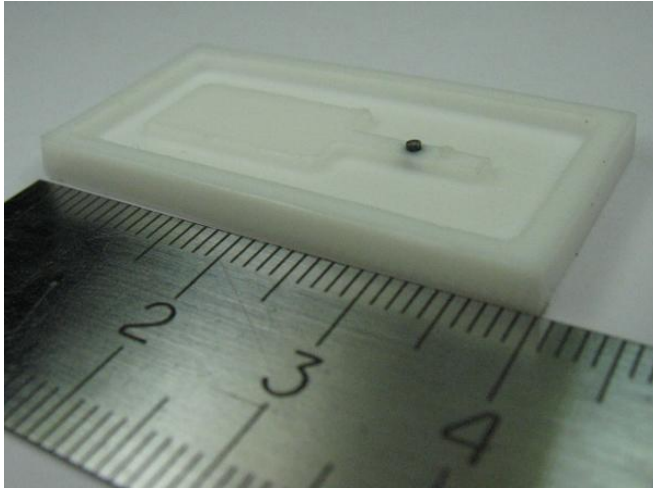


Pilt 6.6 Prototüüp 3.

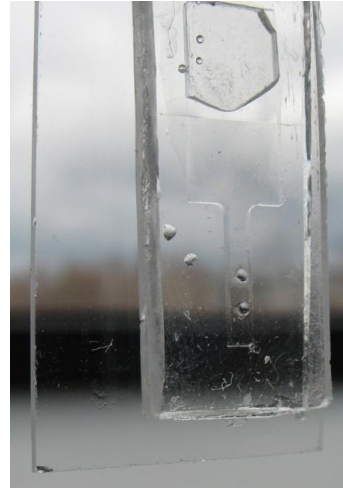
Selle konstruktsiooni juures tuli ilmsiks teinegi probleem – rõhuanduri paigaldamine vedelikukindlalt kanali otsa ebaõnnestus. Seega hakati otsima alternatiivseid võimalusi rõhuanduri kinnitamiseks. Osutus, et 1 ml insuliinisüstlanõela saab polümeriseerunud PDMS-ist lihtsa vaevaga läbi torgata nii, et nõela ja PDMS-i vahelt väikeste rõhkude rakendamisel süsteem ei leki. Samuti jäi süsteem vedelikukindlaks, kui süstal eemaldada. Eelneva põhjal viidigi keskmise kihi vormi sisse järgnevad muudatused:

- reservuaari kõrgust vähendati kanali kõrguseni, mistõttu moodustub paksem reservuaari sein ja seda saab lihtsamini ja kiiremini vormist kätte;
- freesiti vormi põhjani ära kanali ots;
- lisati testimiseks veel üks metallist punn, mis moodustab teise läätse kanali.

Nüüd on seadmel kaks läätse, sisemine kontuur väliskeskonnast eraldatud ja vedelik viiakse kontuuri süstlaga (pilt 6.7 ja 6.8). Sama süstla külge on ühendatud ka rõhuandur. Võrreldes teflonpunniga, ei jäänud metallpunnist moodustunud läätse ava kvaliteetsem, sest keskmise kihi eemaldamisel jäi väike osa PDMS-i õhukese kihina metalli külge kinni ja rebenes.



Pilt 6.7 Prototüüp 3 modifitseeritud vorm.



Pilt 6.8 Modifitseeritud prototüüp 3.

#### 6.4. Prototüüpide vedeliku valik

Esiialgu oli kõikides prototüüpides kasutusel destilleeritud vesi, kuid mõtmistel selgus, et vesi aurustub läbi õhukeste PDMS-i pindade ja vedeliku kontuuri seintele tekivad silmnähtavad õhumullid, mis muudavad mõne minutiga läätse kasutamiskõlbmatuks. Seetõttu vahetati destilleeritud vesi välja etüleenglükooli vastu. Erinevalt veest etüleenglükool toatemperatuuril ei aurustu [33], omab sarnasemat murdumisnäitajat PDMS-iga (tabel 6.1) ning on kasutatav palju suuremas temperatuurivahemikus.

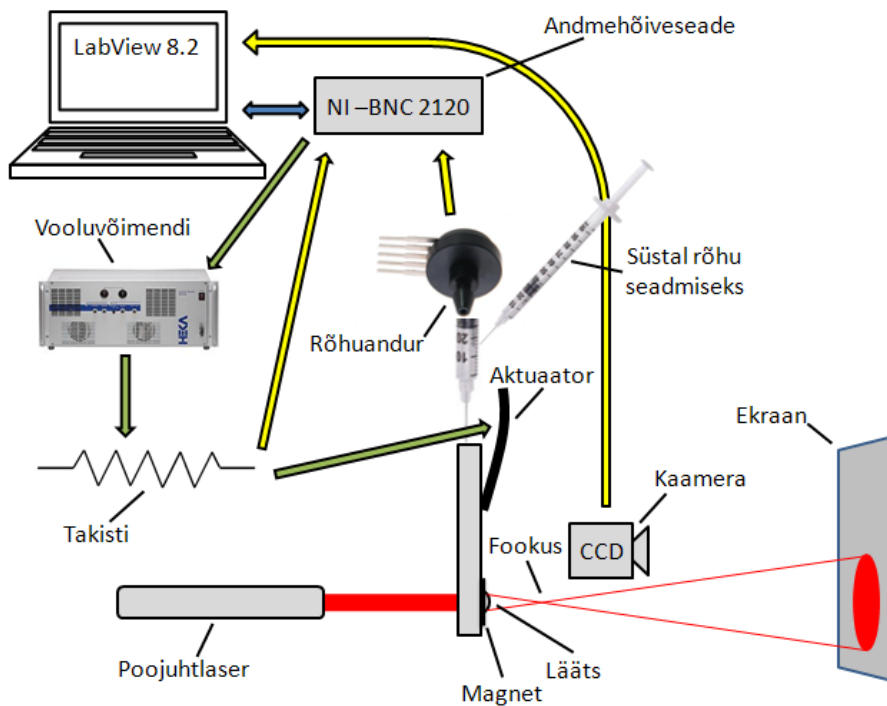
Materjal	Murdumisnäitaja
PDMS	1,43-1,45
Vesi	1,33
Elüleenglükool	1,43

Tabel 6.1 Kasutatud materjalide murdumisnäitajad. [25, 34]

Kuna süstla nõel on peenikese avaga (~0.15mm) ja etüleenglükool toatemperatuuril sellise ava jaoks üsna viskoosne vedelik (16.1 mPa·s) [35], siis jäeti reservuaari ülemisse äärde õhuvaru. See võimaldab rõhul reservuaari ning anduri vahel kiiremini ühtlustuda. Etüleenglükool on vastavalt Euroopa Liidu direktiividele klassifitseeritud ägedalt mürgiste ainete hulka, mistõttu ei sobi käesolev prototüüp kasutamiseks biomeditsiini rakendustes [36].

## 7. Prototüübi fookuskauguse mõõtmine

Läätseüsteemi käitumise mõõtmiseks kasutati NI LabView 8.2 tarkvara koos National Instruments BNC 2120 andmehõive mooduliga. Selleks koostati keskne programm, mis samaaegselt kontrollis aktuaatori pinget, mõõtis rõhuanduri pinget ja töötles CCD kaamerast saadud pilti. Kasutati Dragonfly Express (Point Grey Research Inc.) CCD kaamerat lahutusega 640x480 pikselit. Rõhuandurina oli kasutusel Smartec SPD002GAsil. Pooljuhtlaseri valgusvihk suunati läbi prototüübi läätsekanali, misjärel valgusvihk kõigepealt koondus fookusesse ja seejärel hajus moodustades ekraanile ringi. Programmi abil tuvastati ekraanile tekkinud ringi suurus ning teades kaugust lääts ja ekraani vahel, arvutati välja fookuskaugus. Selline mõõtmis skeem sobib paremini väiksemate fookuskauguste määramiseks ja tulemus on seda täpsem, mida suurem on ring ekraanil. Eksperimendi ülesehitust illustreerib joonis 7.1.



Joonis 7.1 Fookuskauguse mõõtmise skeem.

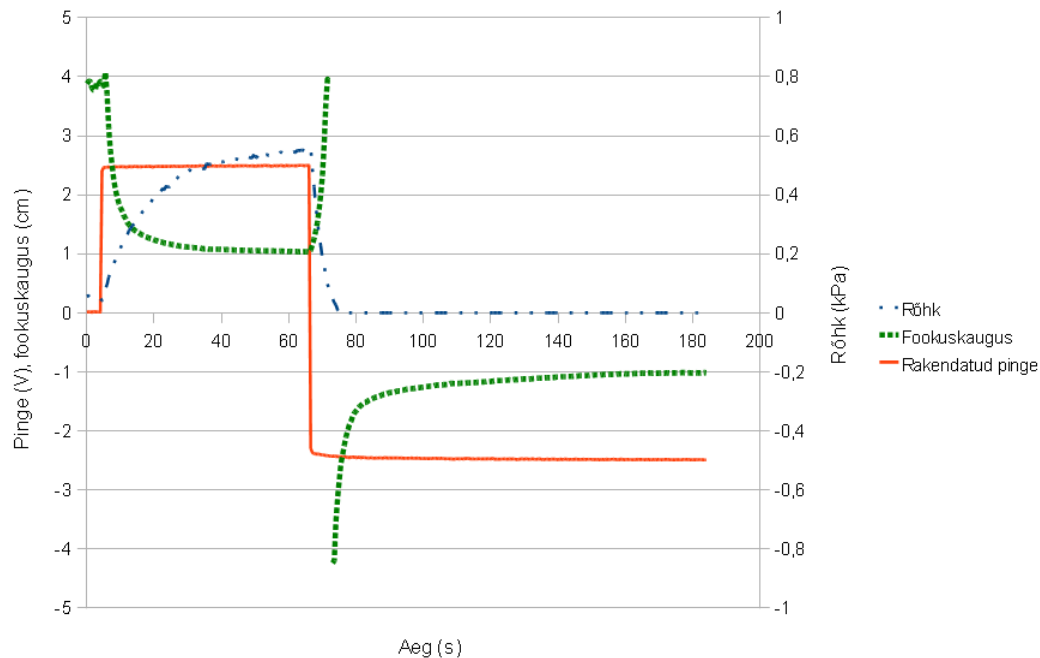


Prototüübi kinnitamiseks asetati see auguga metallist plaadile nii, et läätse ava asus täpselt augu keskel. Fikseerimiseks võeti kasutusele 10 mm sisemise diameetriga ringmagnet, mis paigutati kontsentriselt läätse ava suhtes. Järgnevalt torgati süstlanõel reservuaari ja jälgiti, et nõela ots oleks õhuga täidetud osas. Mõõtmise alustamiseks tekitati süstla abil kontuuris kerge alarõhk ja seejärel suruti aktuaator vastu reservuaari nii, et rõhk oleks võimalikult 0 Pa lähedal. Selline seadistus võimaldas läätsesüsteemil toimida vastavalt tasakumera läätsena positiivse pinge ja tasanõgusa läätsena negatiivse pinge rakendamisel aktuaatorile.

## 8. Tulemuste analüüs

Eespoolkirjeldatud eksperimendiga saab määrata läätse fookuskaugust vahemikus kuni 4 cm. Teoreetiliselt on rõhu 0 Pa korral fookus lõpmatult kaugel, kuid selleks peaks kaamera fikseerima olukorra, kus ekraanil on läätse läbimõõdu suurune ring. Seega on vaja sama mõõtmise vältel registreerida 1 mm ja 10 cm suurune ring, mis nõuab kaameralt väga suurt resolutsiooni ja väga kvaliteetset ekraani. Loomulikult mängivad sellises olukorras kriitilist rolli läätse välispinnad, eriti deformeeruva membraani pind, mis sise- ja väliskeskonna rõhkude ühtlustumisel peab olema terve membraani ulatuses tasane ning paralleelne vastaspinnaga.

Joonisel 8.1 on kujutatud fookuskauguse muutumine aktuaatorile positiivse või negatiivse pinge rakendamisel.



Joonis 8.1 Fookuskauguse ja rõhu muutumine pingel ajal.

Kuna kasutatud rõhuandur ei võimalda mõõta alarõhku, siis on joonisel 6.2 näha olukord, kus pärast polaarsuse vahetamist ei lange rõhk alla nulli. Reaalselt on süsteemis pärast

pinge polaarsuse muutumist tegemist alarõhuga, mida kinnitab mõõdetud fookuskauguse kõver.

Joonisel 8.1 on näha, et aktuaator saavutas 90% oma maksimaalsest jõust 35 sekundi möödumisel mõõtmise algusest. Maksimaalne ringi diameeter ekraanil mõõdeti 7,99 cm, millele vastab fookuskaugus 1,03 cm. Tulemus saavutati 0,56 kPa rakendamisel vedelikule. Aktuaatori pingepolaarsus vahetati 67 s pärast mõõtmise alustamist, misjärel tekkis vedelikus alarõhk ja moodustunud tasanõgusal läätsel mõõdeti maksimaalne ringi diameeter 8,32 cm ning fookuskaugus 1,02 cm.

## Kokkuvõte

Käesolevas magistritöös on kirjeldatud muutuvfookusega läätsesüsteemi konstrueerimist kasutades aktuaatorina polümeer-süsinik komposiitmaterjali. Töö käigus valmis lääts diameetriga 1 mm, mille fookuskaugust oli võimalik muuta 10 sekundi jooksul vahemikus  $\infty - 17$  mm, rakendades aktuaatorile pinget kuni 2,5 V. Valmisprotsessis kasutati edukalt automatiseeritud CNC tööpingi võimalusi ning osaliselt polümeriseerunud PDMS seostamise tehnoloogiat.

Kuna modelleerimine kinnitas fakti, et läätses kõverusraadius on membraani keskel ja ääres erinev, siis võiks edasiste tegevuste käigus koostada täpsema simulatsiooni läätses kujud muutumise kohta ning uurida sfäärilist aberratsiooni. Selle abil saab määrata, kui suurt osa läätses reaalselt kasutada saaks, et fookuspunkt suure täpsusega ühes kohas asuks. Samuti saaks tulevikus ära kasutada PDMS-i madalat polümeriseerumistemperatuuri ja proovida paigutada aktuaator ning miniatuurne rõhuandur vedeliku sisse. See võimaldaks aktuaatori jõudu paremini membraani deformeerimisele üle kanda ja saavutada suurem fookusulatus. Kui tahta läätses diameetrit vähendada, siis käesolevas magistritöös kirjeldatud teflonisse freesimise abil muutuks valmistamine ebatäpseks ja mõistlikum oleks kasutada mikrofabritseerimise tehnoloogiad.

## 9. Viited

1. G. Beadie *et al*, "Tunable polymer lens," *Opt. Express*, vol. 16, lk. 11847-11857, 2008.
2. W. Lin, C. A. Chen ja K. Huang, "Design and fabrication of soft zoom lens," *kogumikus Proc. SPIE*, lk. 70610W, 2008.
3. B. H. W. Hendriks *et al*, "Electrowetting-Based Variable-Focus Lens for Miniature Systems," *Optical Review*, vol. 12, lk. 255-259, 2005.
4. De-Ying Zhang, N. Justis ja Yu-Hwa Lo, "Integrated fluidic lenses and optic systems," *Selected Topics in Quantum Electronics, IEEE Journal of*, vol. 11, lk. 97-106, 2005.
5. I. Shimizu, K. Kikuchi ja S. Tsuchitani, "Variable-focal length lens using IPMC," *kogumikus ICCAS-SICE*, lk. 4752-4756, 2009.
6. Sz-Yuan Lee *et al*, "Thermal Actuated Solid Tunable Lens," *Photonics Technology Letters, IEEE*, vol. 18, lk. 2191-2193, 2006.
7. H. Oku ja M. Ishikawa, "High-speed liquid lens with 2 ms response and 80.3 nm root-mean-square wavefront error," *Appl. Phys. Lett.*, vol. 94, lk. 221108, 2009.
8. Wikipedia, "Accommodation (eye) – Wikipedia, the free encyclopedia," [Võrgumaterjal] [Tsiteritud: 25. mai 2010. a.] [http://en.wikipedia.org/wiki/Accommodation\\_\(eye\)](http://en.wikipedia.org/wiki/Accommodation_(eye)).
9. A. Mata, A. Fleischman ja S. Roy, "Characterization of Polydimethylsiloxane (PDMS) Properties for Biomedical Micro/Nanosystems," *Biomed. Microdevices*, vol. 7, lk. 281-293, 2005.
10. Y. Bar-Cohen, *Electroactive Polymer (EAP) Actuators as Artificial Muscles: Reality, Potential, and Challenges*, Second Edition. Bellingham: SPIE press, lk. 4-35, 2004.

11. F. Carpi *et al*, "Martian jumping rover equipped with electroactive polymer actuators: A preliminary study," *Aerospace and Electronic Systems, IEEE Transactions on*, vol. 43, lk. 79-92, 2007.
12. M. Niklaus, S. Rosset ja H. Shea, "Array of lenses with individually tunable focal-length based on transparent ion-implanted EAPs," kogumikus *Proceedings of SPIE, SAN DIEGO, CA, USA*, 2010.
13. P. Dubois *et al*, "Voltage Control of the Resonance Frequency of Dielectric Electroactive Polymer (DEAP) Membranes," *Microelectromechanical Systems, Journal of*, vol. 17, lk. 1072-1081, 2008.
14. M. Niklaus *et al*, "Ion-implanted compliant electrodes used in dielectric electroactive polymer actuators with large displacement," *Procedia Chemistry*, vol. 1, lk. 702-705, 2009.
15. J. Ježov, "IPMC takistuse dünaamiline mõõtmise," Tartu Ülikool, Bakalaureusetöö, 2006.
16. M. Shahinpoor *et al*, "Ionic polymer-metal composites: I. Fundamentals," *Smart Mater. Struct.*, vol. 10, lk. 819, 2001.
17. A. Punning, M. Kruusmaa ja A. Aabloo, "Surface resistance experiments with IPMC sensors and actuators," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 133, lk. 200-209, 2007.
18. K. Kruusamäe, "Isetundlik IPMC täitur," Tartu Ülikool, Magistritöö, 2008.
19. F. Kaasik, "Süsinik-ioonvedelik-polümeer komposiitmaterjalist täiturite valmistamine," Tartu Ülikool, Bakalaureusetöö, 2009.
20. J. C. McDonald ja G. M. Whitesides, "Poly(dimethylsiloxane) as a Material for Fabricating Microfluidic Devices," *Acc. Chem. Res.*, vol. 35, lk. 491-499, 2002.
21. T. Shih *et al*, "Fabrication of PDMS (polydimethylsiloxane) microlens and diffuser using replica molding," *Microelectronic Engineering*, vol. 83, lk. 2499-2503, 2006.

22. J. C. Lötters *et al*, "The mechanical properties of the rubber elastic polymer polydimethylsiloxane for sensor applications," J Micromech Microengineering, vol. 7, lk. 145, 1997.
23. D. Armani, C. Liu ja N. Aluru, "Re-configurable fluid circuits by PDMS elastomer micromachining," kogumikus Micro Electro Mechanical Systems, MEMS '99. Twelfth IEEE International Conference, lk. 222-227, 1999.
24. Dow Corning, "SYLGARD® 184 SILICONE ELASTOMER KIT datasheet," [Vörgumaterjal] [Tsiteeritud: 25. mai 2010. a.] <http://www.dowcorning.com/applications/search/products/details.aspx?prod=01064291>.
25. F. Schneider *et al*, "Process and material properties of polydimethylsiloxane (PDMS) for Optical MEMS," Sensors and Actuators A: Physical, vol. 151, lk. 95-99, 2009.
26. C. Friese *et al*, "Materials, effects and components for tunable micro-optics," IEEJ Transactions on Electrical and Electronic Engineering, vol. 2, lk. 232-248, 2007.
27. A. Ainla, "Valves for Microfluidic Devices," Chalmers University of Technology, Magistritöö, 2008.
28. M. A. Eddings, M. A. Johnson ja B. K. Gale, "Determining the optimal PDMS-PDMS bonding technique for microfluidic devices," J Micromech Microengineering, vol. 18, lk. 067001, 2008.
29. Chenying Yang, Wei Wang ja Zhihong Li, "Optimization of corona-triggered PDMS-PDMS bonding method," kogumikus Nano/Micro Engineered and Molecular Systems, 2009. NEMS 2009. 4th IEEE International Conference on, 2009, lk. 319-322.
30. Y. Berdichevsky *et al*, "UV/ozone modification of poly(dimethylsiloxane) microfluidic channels," Sensors Actuators B: Chem., vol. 97, lk. 402-408, 2004.
31. W. C. Young, R. G. Budynas ja R. J. Roark, Roark's Formulas for Stress and Strain. New York ;London: McGraw-Hill, lk. 455-467, 2002.

32. A. Werber ja H. Zappe, "Tunable microfluidic microlenses," *Appl. Opt.*, vol. 44, lk. 3238-3245, 2005.
33. M. Rusdi *et al*, "Evaporation from Water-Ethylene Glycol Liquid Mixture," *Langmuir*, vol. 21, lk. 7308-7310, 2005.
34. F. H. Conrad *et al*, "Analysis of System Methanol-Ethylene Glycol-Water," *Anal. Chem.*, vol. 24, lk. 837-840, 1952.
35. G. Elert, "Viscosity - The physics hypertextbook", [Võrgumaterjal] [Tsiteeritud: 26.05.2010] <http://physics.info/viscosity/>.
36. SIGMA-ALDRICH, "Ethylene glycol OHUTUSKAART," [Võrgumaterjal] [Viimati alla laetud: 24.05.2010] <http://www.sigmaaldrich.com/>.



# CONSTRUCTING AND PROTOTYPING VARIABLE FOCAL LENGTH LENS SYSTEM

Veiko Vunder

## **Abstract**

The increase of popular portable devices are demanding more fast and efficient ways of changing focal length in their camera modules. Several solutions have been proposed among liquid lenses. Devices such as mobile phones, PDA-s, and laptops would benefit.

The aim of the present Master's thesis is to construct and prototype a microlens system with variable focal length. Electroactive polymer (EAP) is used as an actuator to control the system. Focal length is altered by pressurizing liquid with EAP thus deforming a membrane made of polydimethylsiloxane (PDMS). EAP and PDMS are introduced in the first two chapters, followed by the description of construction and prototyping process.

Three prototypes were developed of which the third one lead to satisfying results. Each next prototype was improved by considering the weaknesses of the previous one. Different problems and solutions of each prototype have been described and analysed.

We have demonstrated a simple and cheap solution to construct a variable focal lens using polymer-carbon composite (PCC) actuator, CNC milling machine and partial PDMS curing technology. According to measurements the focal length from  $\infty$  to 17 mm was achieved. The result is limited to 40 mm because of the measurement technique that requires a high resolution CCD and a high quality screen for larger focal length values.