



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

ENERGETICKÝ ÚSTAV

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ENERGY INSTITUTE

MIKROFLUIDIKA

MICROFLUIDICS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

MARTIN ABRAHÁM

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. PAVEL RUDOLF, Ph.D.

BRNO 2014

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Energetický ústav

Akademický rok: 2013/2014

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

student(ka): Martin Abrahám

který/která studuje v **bakalářském studijním programu**

obor: **Strojní inženýrství (2301R016)**

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Mikrofluidika

v anglickém jazyce:

Microfluidics

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

V poslední době se v oblasti dopravní techniky (automobily, letadla) a biotechnologií objevují fluidní prvky v mikro- a nanoměřítcích (řízení proudu, dávkování léčiv, diagnostika). V některých případech se jedná o miniaturizaci klasických hydraulických zařízení, v jiných případech jsou to prvky nové, využívající jiného chování kapalin v mikroměřítcích.

Cíle bakalářské práce:

Cílem bakalářské práce je podat přehled těch nejdůležitějších mikrofluidických zařízení a poukázat na problémy a výzvy spojené s jejich návrhem především z pohledu mechaniky tekutin.

Seznam odborné literatury:

- [1] Karniadakis, G., Beskok, A., Aluru, N.: Microflows and Nanoflows: Fundamentals and Simulation, Springer, 2006
- [2] Stone, H.A., Stroock, A.D., Ajdari, A.: Engineering Flows in Small Devices: Microfluidics Toward Lab-on-Chip, Annu. Rev. Fluid Mech., 36, pp. 381-411.

Vedoucí bakalářské práce: doc. Ing. Pavel Rudolf, Ph.D.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2013/2014.

V Brně, dne 25.11.2013

L.S.

doc. Ing. Jiří Pospíšil, Ph.D.
Ředitel ústavu

prof. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc., dr. h. c.
Děkan fakulty

Abstrakt

Bakalářská práce se zabývá problematikou proudění plynů a kapalin v zařízeních s mikro rozměry. První část práce je zaměřena na problematiku Reynoldsova čísla a laminárního proudění v mikrokánálku. V druhé části jsou popsány konkrétní zařízení pro pumpování pracovní látky v mikroměřítku – mikropumpy, mikroventily, mikrojuhly, mikromíchadla.

Abstract

The bachelor's thesis deals with phenomenon of gas and fluid flow in equipment with micro scale. The first part is dedicated to describe Reynolds number and laminar flow in micro channel. The second part is dedicated to describe specific equipment for pumping a working material – micropumps, microvalves, microneedles, micromixers.

Klíčová slova

Mikrofluidika, Reynoldsovo číslo, laminární proudění, mikropumpy, mikrojuhly, mikromíchadla, mikroventily

Key words

Microfluidics, Reynold's number, laminar flow, micropumps, microneedles, micromixers, microvalves

Bibliografická citace mé práce:

ABRAHÁM, M. *Mikrofluidika*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2014. 45 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Pavel Rudolf, Ph.D..

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma „Mikrofluidika“ vypracoval samostatně s použitím odborné literatury a pramenů uvedených na seznamu, který tvoří přílohu této práce.

V Brně dne:

Martin Abrahám

Poděkování

Rád bych tímto poděkoval všem, kteří mi byli při vypracování této bakalářské práce nápomocni. Zvláštní poděkování patří panu doc. Ing. Pavlu Rudolfovi, Ph.D. za cenné připomínky, rady a odborné vedení této bakalářské práce.

Obsah

1. Úvod.....	13
2. Reynoldsovo číslo	14
2.1 Laminární proudění	14
2.2 Navier – Stokesova rovnice	15
3. Mikropumpy.....	16
3.1 Pohon	16
3.2 Ventily.....	16
3.3 Komora	16
3.4 Tryska a difuzor	16
3.5 Mechanické mikropumpy.....	17
3.5.1 Piezoelektrické mikropumpy.....	17
3.5.2 Elektrostatické mikropumpy	18
3.5.3 Termopneumatické mikropumpy.....	19
3.5.4 Elektromagnetické mikropumpy	19
3.5.5 Bimetalové mikropumpy	20
3.5.6 Vodivý polymerní film	21
3.5.7 Mikropumpy se změnou fáze	21
3.5.8 Mikropumpy se slitinami s tvarovou pamětí (SMA).....	22
3.6 Nemechanické mikropumpy	22
3.6.1 Elektroosmotické mikropumpy	23
3.6.2 Elektrosmáčecí mikropumpy	23
3.6.3 Elektrochemické mikropumpy.....	24
3.6.4 Vypařovací mikropumpy	25
3.6.5 Bublinové mikropumpy	25
3.6.6 Magnetohydrodynamické mikropumpy.....	25
3.6.7 Mikropumpy s rovinnými ohybovými vlnami	26
3.6.8 Elektrohydrodynamické mikropumpy	27
4. Mikrojekty	28
4.1 Struktura mikrojekel	28
4.2 Materiály mikrojekel	28
4.3 Tvar mikrojekel.....	29
4.4 Použití mikrojekel.....	29
4.5 Síly působící na mikrojekty při penetraci.....	29
5. Mikromíchadla	31
5.1 Aktivní míšiče.....	32

5.1.1 Narušování tlakového pole.....	32
5.1.2 Elektrokinetická pulzní doba	32
5.1.3 Dielektroforezní poháněcí síla	33
5.1.4 Elektrosmáčecí otřesy	33
5.1.5 Magnetohydrodynamické mísiče	33
5.1.6 Ultrazvukové mísiče.....	33
5.2 Pasivní mísiče.....	34
5.2.1 Mísiče ve tvaru T a Y	34
5.2.2 Paralelní laminování	35
5.2.3 Sekvenční laminování	36
5.2.4 Zaměřování proudu	36
5.2.5 Mísiče s chaotickým prouděním.....	37
5.2.6 Vícefázová mikrofluidika a kapkové mísiče	37
6. Mikroventily.....	39
6.1 Aktivní mikroventily.....	39
6.1.1 Externí magnetické pole	39
6.1.2 Elektromagnetické mikroventily.....	39
6.1.3 Elektrostatické mikroventily	39
6.1.4 Elektrokinetické mikroventily.....	39
6.1.5 Piezoelektrické mikroventily	39
6.1.6 Termopneumatické	40
6.1.7 Ostatní druhy aktivních mikroventilů	40
6.2 Pasivní mikroventily.....	40
6.2.1 Mikroventily založené na povrchovém napětí látek	40
6.2.2 Pasivní zpětné ventily	41
6.2.3 Ostatní pasivní mikroventily	42
7. Závěr.....	43
8. Použitá literatura	44

1. Úvod

Mikrofluidka – odvětví mechaniky tekutin, které se zabývá prouděním v zařízeních s mikro a nano rozměry. Tato zařízení si vystačí s velmi malým množstvím vzorku – řádově nano litry, což je velmi výhodné z hlediska výrobních a provozních nákladů, snížení rizik a šetrnosti k pacientům. Jedná se o technologii, která dosáhla největšího rozmachu v posledních letech. V současnosti je mikrofluidika velmi rozšířená zejména v oblasti bioanalytické chemie a pro biomedicínské účely. Dnešní analyzátory pracují všechny na bázi mikrofluidických čipů a cílem je získat tzv. lab-on-chip, což znamená, že by všechny potřebné operace jako separace, transport a rozbor vzorku byly soustředěny na jednom čipu [1][2].

2. Reynoldsovo číslo

Silové poměry v tekutinách jsou charakterizovány Reynoldsovým číslem (Re). To nám dává do souvislosti charakteristické rozměry, dynamickou viskozitu tekutiny, hustotu a rychlost tekutiny. Je dáno vztahem:

$$Re = \frac{\rho \cdot l \cdot v}{\eta} \quad (1)$$

η – dynamická viskozita [$\text{Pa}\cdot\text{s}$], ρ – hustota [$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$], v – rychlost [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$], l – charakteristický rozměr [m], Re – Reynoldsovo číslo [-]

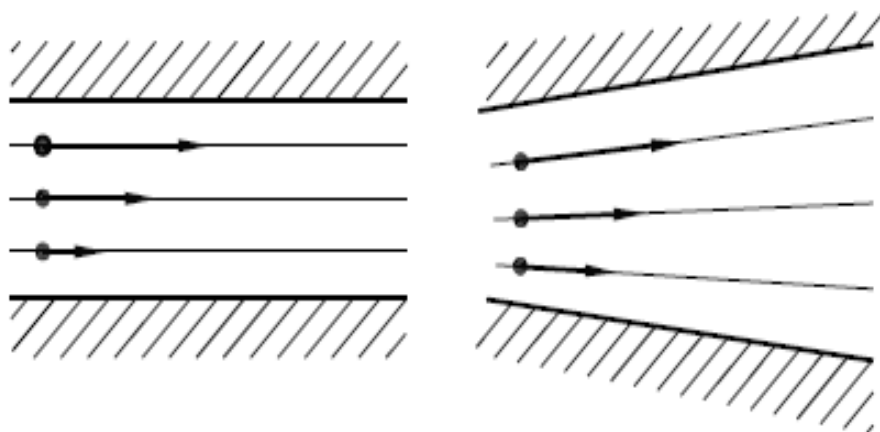
Svou velikostí určuje druh proudění, kdy do hodnoty $Re < 2320$ se jedná o laminární a od $Re > 2320$ se jedná o tzv. turbulentní proudění (v případě plně protékaného potrubí kruhového průřezu). V mikrofluidice nabývá Reynoldsovo číslo řádově jednotek až maximálně stovek, uvažujeme tu proto pouze laminární proudění. S tím nastává i problém míchání pracovní látky.

2.1 Laminární proudění

U laminárního proudění se odhaduje tlakový úbytek v mikrokanálku podle Hagen-Poiseuillova vztahu:

$$\Delta p = \frac{32 \cdot l \cdot v \cdot \eta}{d} \quad (2)$$

η – dynamická viskozita [$\text{Pa}\cdot\text{s}$], l – délka mikrokanálku [m], v – rychlost [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$], d – průměr mikrokanálku [m], Δp – tlaková difference [Pa]



Obr. 1 Laminární proudění [3]

V mikrofluidice roste tlaková ztráta v mikrokanálku z důvodu malých rozměrů, proto se používají jiné mechanismy, viz další kapitoly [2].

2.2 Navier – Stokesova rovnice

Navier-Stokesova rovnice je matematická formulace zákona zachování hybnosti proudící viskózní kapaliny. Tato diferenciální rovnice popisuje laminární proudění pro nestlačitelnou newtonskou tekutinu. Je dána vztahem:

$$\vec{F}_m + \vec{F}_p + \vec{F}_t = \vec{F}_s \quad (3)$$

$$\vec{a} - \frac{1}{\rho} \cdot \text{grad } p + \nu \cdot \Delta \vec{v} + \frac{\nu}{3} \cdot \text{grad div } \vec{v} = \vec{v} \cdot \text{grad } \vec{v} + \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} \quad (4)$$

$\vec{F}_m$ – silové působení vnějších hmotnostních sil [N], $\vec{F}_p$ – silové působení tlakových sil [N], $\vec{F}_t$ – silové působení třecích sil [N], $\vec{F}_s$ – silové působení setrvačných sil [N], $\vec{a}$ – výslednice vnějších zrychlení od hmotnostních sil, $\text{grad } p$ – vyjadřuje tlakové zrychlení od sil tlakových, $\Delta \vec{v}$ – třecí zrychlení od třecí síly, $\text{div } \vec{v}$ – zrychlení vlivem viskozity u stlačitelných kapalin od třecí síly, $\vec{v} \cdot \text{grad } \vec{v}$ – konvektivní složka zrychlení od setrvačné síly, $\frac{\partial \vec{v}}{\partial t}$ – lokální složka zrychlení od setrvačné síly

Běžně (v makrosvětě) je na stěně aplikována podmínka ulpívání. Tato podmínka nám říká, že kapalina ve vzájemné interakci se stěnou se pohybuje stejnou rychlostí jako stěna samotná, což ovšem v mikrofluidice z důvodů malých rozměrů vždy neplatí [3].

3. Mikropumpy

Vývoj mikropump byl zahájen v 80. letech 20. století a mikropumpy konkrétně pro systémy MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) v 90. letech. Jsou hlavní součástí systému podávání léčiv, který vyžaduje dávkování objemu v řádech μl za minutu nebo méně. Dělí se na mikropumpy pohyblivé (mechanické) a na nepohyblivé. Mikropumpy se skládají z částí, které si dále popíšeme [5].

3.1 Pohon

Pohon je nezbytná řídicí jednotka přenášející energii na pohyb, který je využíván jako síla určená pro proudění. Energie může být dodávána ve formě elektrického proudu, tlaku tekutin, tepla a tlaku vzduchu. Tato energie je převáděna na potřebný pohyb. Téměř všechny známé mikropumpy jsou spojeny s membránou, která nám tlačí tekutinu, tj. jedná se o objemové čerpadlo. Některé využívají časovou membránu, která je zkonstruována tak, aby si vytvářela energii potřebnou k tlačení kapaliny v závislosti na časově proměnném elektrickém poli, kdy se membrána v tomto elektrickém poli rozechvěje a tlačí na pracovní látku [5].

3.2 Ventily

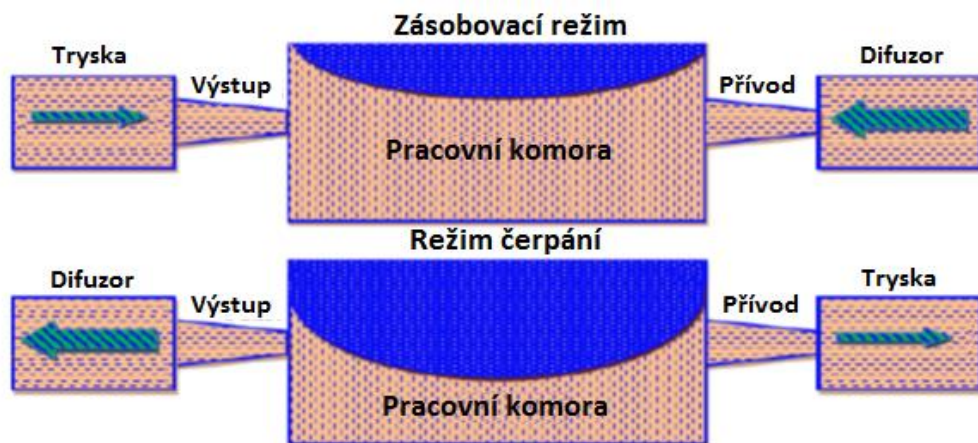
Ventily jsou v mikropumpách používány k otevírání a zavírání průtoku kapalin. Řízení ventilů je závislé na tlakovém rozdílu v komoře. U aktivních ventilů jsou jejich aktivní části poháněny vnějším pohonem. Ventily se ve své práci budou zabývat hlouběji v dalších kapitolách [5].

3.3 Komora

V mikrofluidice je konstrukce komory kritickým bodem a může razantním způsobem ovlivnit objemový tok, tlakové vlastnosti a ztrátové koeficienty trysky. Většina dosud popsaných mikropump má konfiguraci s jednou komorou, ale již byly popsány konfigurace s 2 a 3 komorami pro zvýšení výkonu. Mikropumpy se také liší rozmístěním svých komor – odděleně, sériově, paralelně [5].

3.4 Tryska a difuzor

Tyto prvky jsou používány u bezventilových pump, kde slouží jako usměrňovače toku. Pracuje takovým způsobem, že během zásobovacího režimu více kapaliny vstupuje do komory přes difuzor a zároveň vstupuje méně kapaliny do komory přes trysku, čímž dochází ke zvětšování pracovního objemu komory. Během režimu čerpání dochází ke snižování pracovního objemu komory a kapalina vychází ven přes trysku a difuzor [5].



Obr. 2 Režimy trysky a difuzoru [5]

3.5 Mechanické mikropumpy

Tento druh mikropump má pohyblivé části, které potřebují fyzický pohon. Většina obsahuje komoru, která je uzavřena flexibilní membránou. Tato membrána začíná oscilovat, tím vytvoří v pracovní komoře podtlak a dojde k nasátí pracovní látky. Tlak vytvořený v pracovní komoře je funkcí změny objemu v komoře (ΔV) a mrtvého objemu (V_0) komory. Kompresní faktor je velmi důležitým parametrem u těchto druhů mikropump a je dán vztahem:

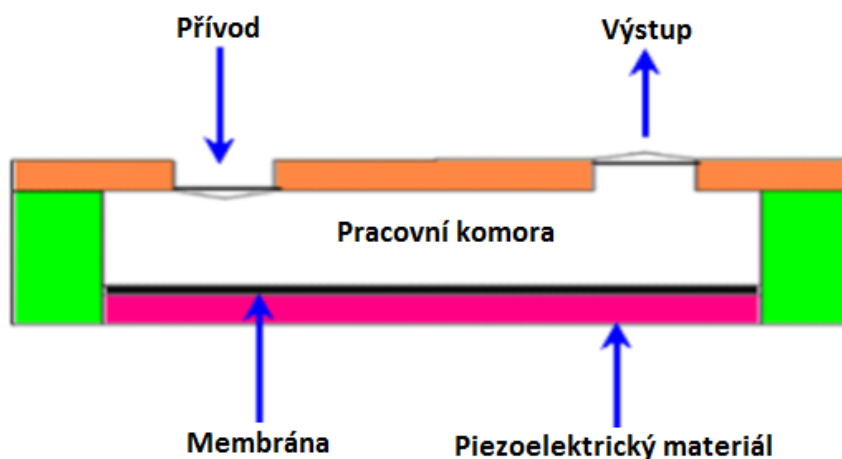
$$\varepsilon = \frac{\Delta V}{V_0} \quad (5)$$

ΔV – změna objemu [m^3], V_0 – mrtvý objem [m^3]

Výkon je limitován vlastnostmi pohyblivých částí a jednotlivé druhy si nyní podrobněji popíšeme [4][5].

3.5.1 Piezoelektrické mikropumpy

Tento druh mikropump má piezoelektrický disk připojený na membránu, ventily a pumpující komoru. Piezoelektrický jev nám převádí mechanickou energii na elektrické napětí. Samotný piezoelektrický jev vzniká u krystalů, kdy vlivem mechanického zatížení či deformace se na středově nesymetrických plochách krystalu generují elektrické náboje. Pod napětím se v materiálech mění separace mezi kladnými a zápornými náboji a to vede k polarizaci na povrchu. Polarizace nám vytvoří elektrické pole a následně dojde k proudění. Tato skupina mikropump má malý zdvihový objem při vysokých napětích, která jsou jejich hlavní nevýhodou. V systémech podávání léčiv i přesto zastupují jedny z nejpoužívanějších [4][5].



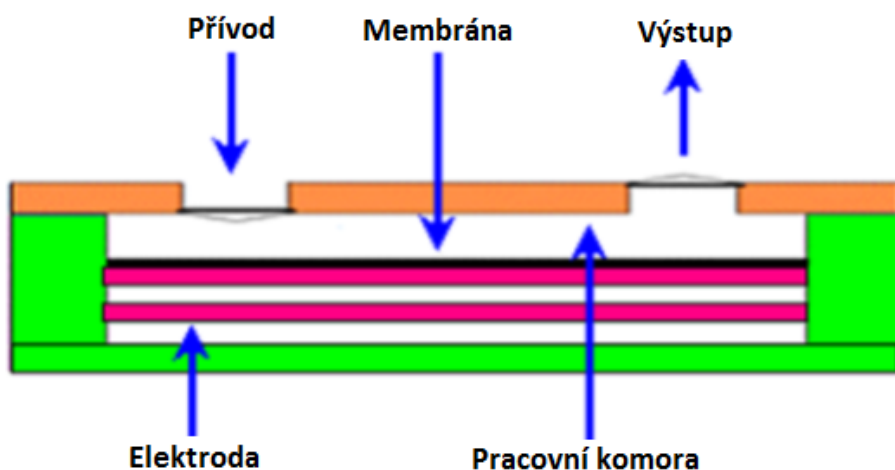
Obr. 3 Schéma piezoelektrické mikropumpy [5]

3.5.2 Elektrostatické mikropumpy

Nestlačitelná pracovní látka přichází přívodem, projde skrz komoru a vychází ven výstupem. Při tomto průchodu je využito flexibilní silikonové membrány k její deformaci elektrostatickou silou. Elektrostatické pole je vytvořeno rozdílným potenciálem mezi membránou a pevnou elektrodou. Procházející objem pracovní látky je přímou funkcí výchylky membrány. U těchto mikropump je nejdůležitější částí membrána a potřebná elektrostatická síla pro poháněcí mechanismus, která je dána vztahem:

$$F = \frac{dW}{dX} = \frac{1}{2} \cdot \left(\varepsilon \cdot A \cdot \frac{V^2}{A^2} \right) \quad (6)$$

F – elektrostatická síla [N], W – uchovaná energie [J], ε – dielektrická konstanta, A – plocha elektrod [m²], X – vzdálenost elektrod [m], V – použité napětí [V]



Obr. 4 Schéma elektrostatické mikropumpy [5]

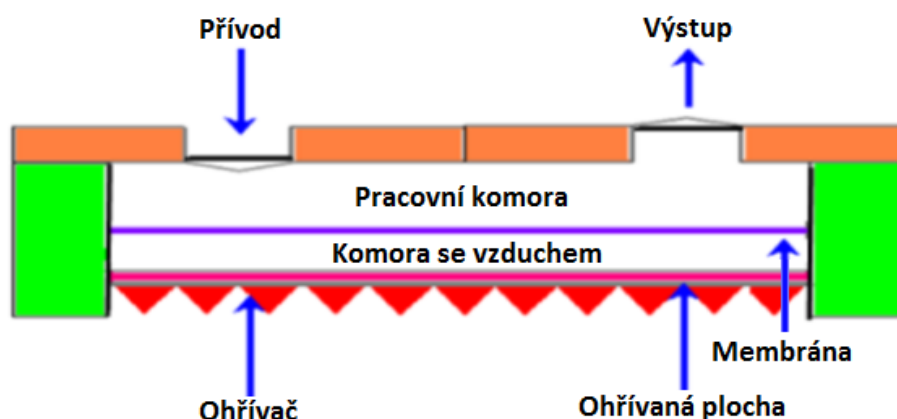
Elektrostatický pohon je široce využíván v mikrofluidice, jeho výroba je snadná, ale má pouze malý zdvih (10 μm). Mají malou spotřebu energie a velmi rychlou časovou odezvu. Frekvence se tu pohybují v rozmezí 25-14000 Hz a průtoky 70-3000 $\mu\text{l/min}$ [4][5].

3.5.3 Termopneumatické mikropumpy

Pohon těchto pump je založen na teplotní expanzi, kdy komora je vyplněna vzduchem a elektrický proud procházející odporovou cívku zvyšuje teplotu vzduchu v komoře. S tím je spojen i růst tlaku, který stlačuje membránu. Přívodní ventil brání vracejícímu se proudu pracovní látky a vypouštěcí ventil se za předem definované hodnoty tlaku otevře. Po vyrovnání tlaku v komoře na počáteční hodnotu se znovu uzavře. Následné vypnutí elektrického proudu procházejícího cívku způsobí i ochlazení na počáteční hodnotu. Tok vzniká tak, že změna objemu komory působí na membránu a ta vytvoří změnu tlaku, která je dána vztahem:

$$\Delta p = E \cdot \left(\beta \cdot \Delta T - \frac{\Delta V}{V} \right) \quad (7)$$

Δp – změna tlaku [Pa], E – modul pružnosti materiálu [Pa], ΔT - změna teploty [K], β – koeficient tepelné roztažnosti [K^{-1}], $\frac{\Delta V}{V}$ – procentuální změna objemu



Obr. 5 Schéma termopneumatické mikropumpy [5]

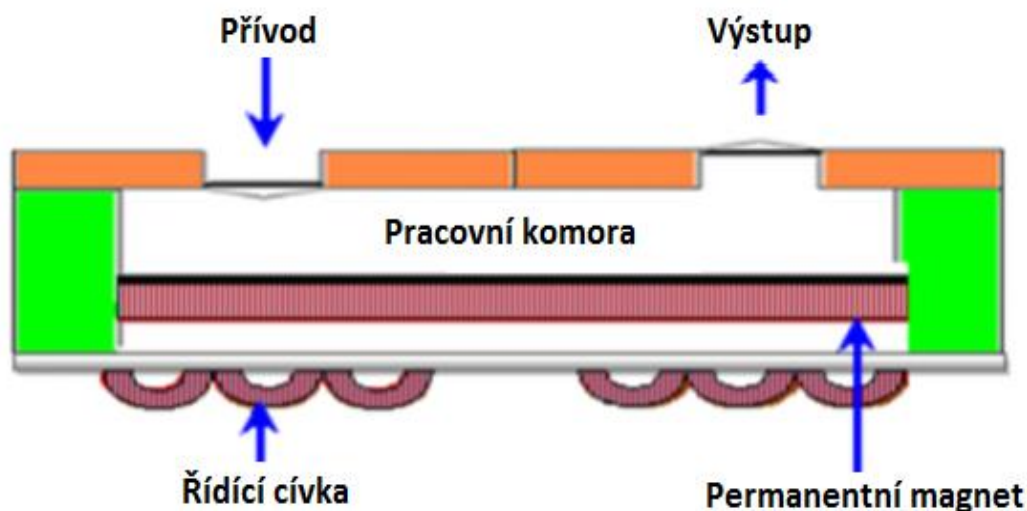
Tyto mikropumpy vytváří silný tlak a řídicí síla musí být nad určitou hodnotou udržována konstantní [4][5].

3.5.4 Elektromagnetické mikropumpy

Magnetické pole vzniká tehdy, když cívku prochází proud a velikost intenzity magnetického pole se reguluje pomocí protékajícího proudu. Síla, kterou obdržíme bodovým nábojem v magnetickém poli je tzv. Lorentzova síla, která je dána vztahem:

$$\vec{F}_B = I \cdot (\vec{L} \times \vec{B}) \quad (8)$$

F_B – Lorentzova síla [N], I – proud protékající cívku [A], B – magnetická indukce [T]

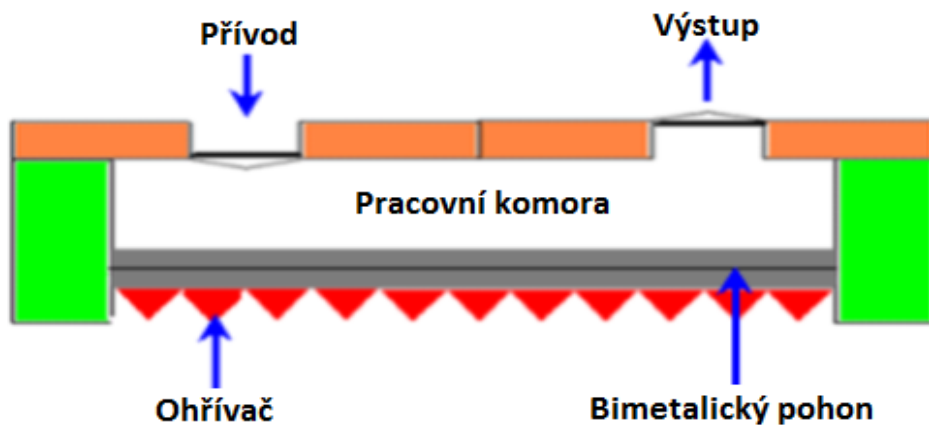


Obr. 6 Schéma elektromagnetické mikropumpy [5]

Elektromagnetické mikropumpy se skládají z pracovní komory, na kterou je napojen sací a výtlačný ventil. Dále se tu nachází flexibilní membrána, permanentní magnet a řídící cívka. Použitý permanentní magnet nepotřebuje k vytvoření magnetického pole žádný vnější zásah. U toho typu mikropump je potřebné malé napětí a externí zdroj, kterým je cívka s protékajícím proudem. Poháněcí cívka je spojena přímo s membránou a tím vzniká magnetické pole. Hlavním omezením je výroba a úprava magnetických materiálů v mikro měřítku. Mají větší spotřebu energie a úbytek tepla [4][5].

3.5.5 Bimetalové mikropumpy

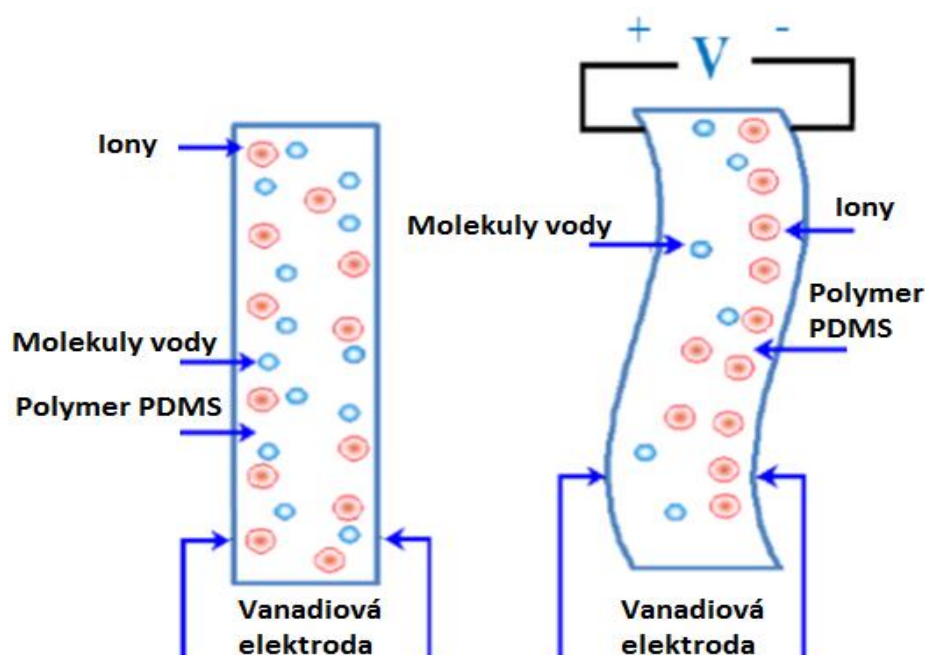
Tyto mikropumpy jsou složeny z dvou odlišných kovů spojených do jednoho jako membrána, každý z těchto kovů má jiné vlastnosti při působení rostoucí teploty. Výchylinky membrány jsou poměrně malé, což je dáno jejich malými koeficienty tepelné roztažnosti. Jsou požadovány malé hodnoty napětí a jsou nevhodné pro práci s vysokými frekvencemi [4][5].



Obr. 7 Schéma bimetalové mikropumpy [5]

3.5.6 Vodivý polymerní film

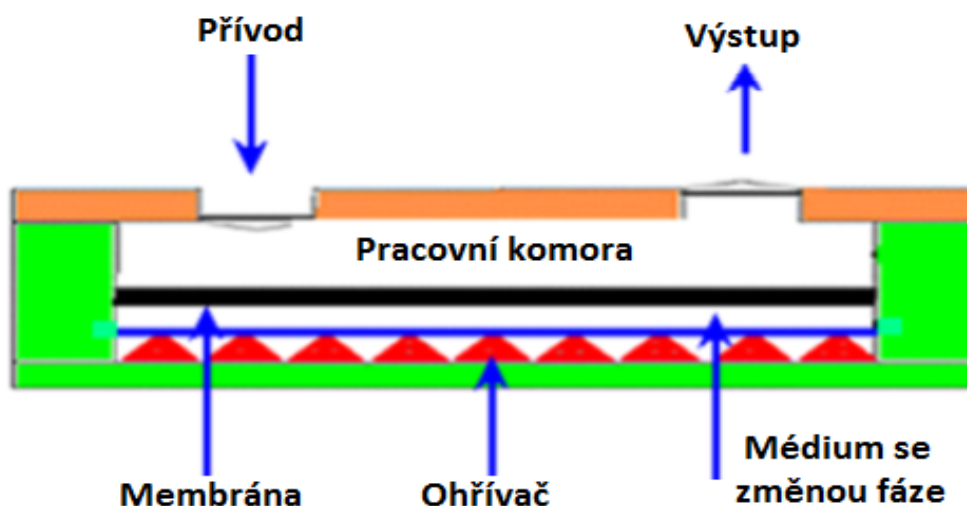
Tenký film je složen z polymeru, který má na obou stranách chemicky nanesenou vrstvu platiny, která slouží jako elektroda. V literatuře je vodivý polymerní film uváděn pod zkratkou ICPF. Je velmi složité polohovat ICPF, jelikož jeden konec je uchycen na pevno a druhý je na volno. Volný konec se ohýbá ve vertikálním směru tak dlouho, dokud na elektrodách není požadované napětí. Na pevném konci najdeme katodu a anodu, které působí na iony a molekuly vody po celé délce filmu. Proudění v tomto druhu mikropump se docílí tak, že ICPF je ohnut do směru toku pracovní látky, čímž uzavře komoru. Následně je aplikován elektrický proud, který jej donutí k jeho prohnutí, čímž dostaneme pracovní látku do komory. Neustálým ohýbáním ICPF docílíme samotného proudění pracovní látky. Tento pohon se také nazývá umělý sval díky jeho biokompatibilitě a nízkému pohánécímu napětí. Jednou z předností této skupiny mikropump je také vysoká rychlost odezvy [4][5].



Obr. 8 Schéma mikropumpy s vodivým polymerním filmem [5]

3.5.7 Mikropumpy se změnou fáze

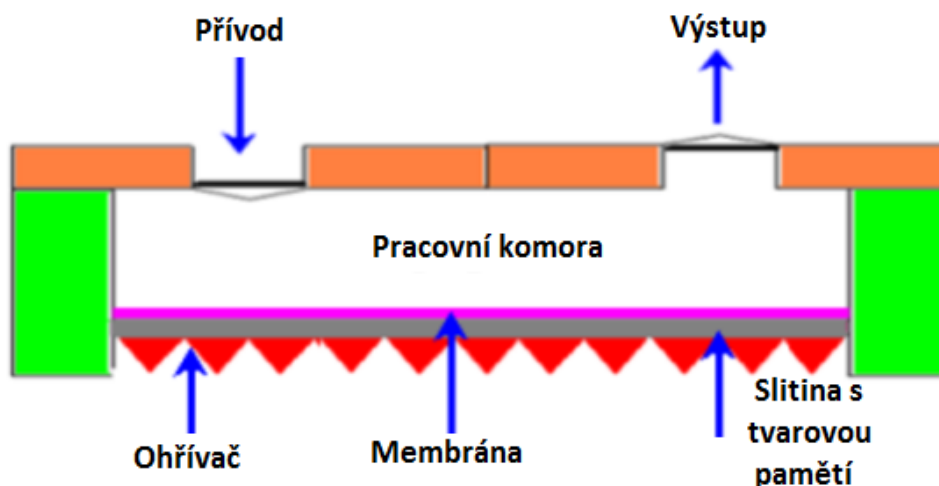
Tyto mikropumpy jsou založeny na jevech vypařování a kondenzace. U vypařování přechází tekutina na plyn a kondenzace je jevem opačným – plyn přechází na kapalinu. Základními částmi jsou ohříváč, membrána a pracovní komora. Membrána se začne pohybovat v důsledku již dříve zmíněných změn fáze způsobených změnou teploty a rostoucím tlakem [4][5].



Obr. 9 Schéma mikropumpy se změnou fáze [5]

3.5.8 Mikropumpy se slitinami s tvarovou pamětí (SMA)

Tyto mikropumpy využívají efekt tvarové paměti slitin, který zahrnuje transformaci mezi dvěma pevnými fázemi. Fáze za vysoké teploty se nazývá austenit a při teplotě nízké se jedná o martenzit. Proudění se docílí tak, že při zahřátí martenzitu se vytvoří austenit, který je mechanicky zatížen. Při tomto zatížení vyvine materiál rozpínací sílu, která je využita jako pohon pro membránu tvořící tok pracovní látky. Nejpoužívanějšími slitinami jsou slitiny titanu a niklu. Tento druh mikropump má vysoké požadavky na energii a nízkou časovou odezvu [4][5].



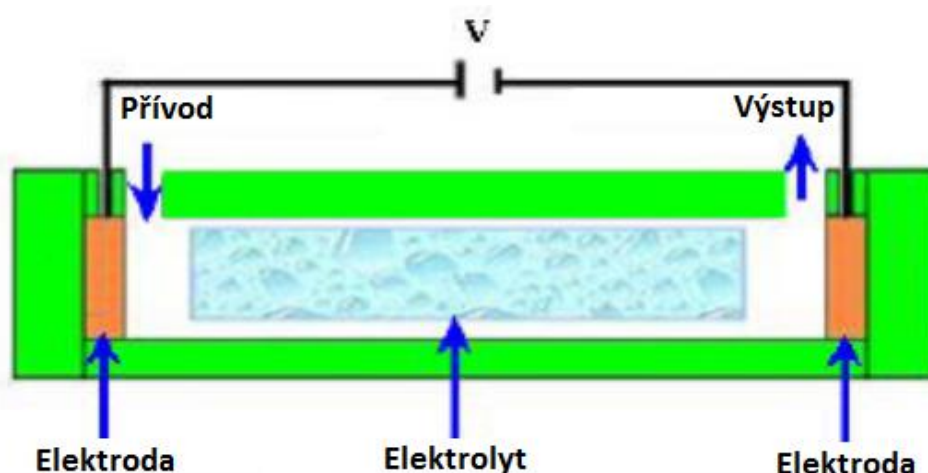
Obr. 10 Schéma mikropumpy se slitinami s tvarovou pamětí [5]

3.6 Nemechanické mikropumpy

Tato skupina mikropump se liší od přechozí skupiny konstrukcí. Snažíme se přeměnit nemechanickou energii na energii kinetickou. Jejich výroba je snadnější oproti mechanickým, jsou tu využívány nízkovodivostní kapaliny, které interferují s ovládacím mechanismem [4][5].

3.6.1 Elektroosmotické mikropumpy

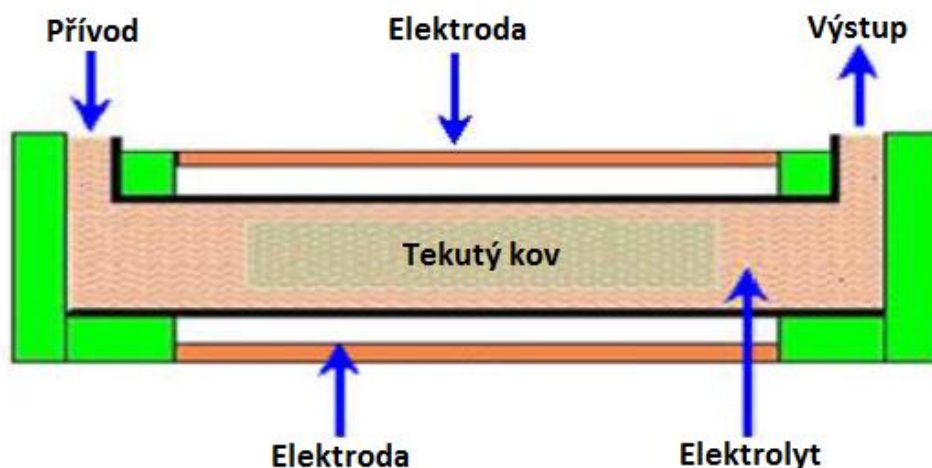
Elektroosmóza, nebo-li elektrokinetický jev se nejčastěji používá k pumpování roztoků elektrolytu. Při zapnutí vnějšího elektrického pole je povrch mikrokanálku nabit záporným nábojem. Tyto mikrokanálky jsou nejčastěji vyrobeny z taveného křemene. Záporně nabitý povrch začne k sobě přitahovat kladně nabitě částice z pracovní látky. Vnější elektrické pole je následně použito po celé délce mikrokanálku a vrstva kladně nabitých částic u povrchu se začne pohybovat směrem ke katodě, což způsobí tok. Směr toku je určen směrem použitého elektrického pole. Elektroosmotické mikropumpy nemají žádné pohyblivé části, k jejich výrobě se využívají běžné a levné materiály. Jejich nevýhodou je podmínka vodivosti pracovní látky a vysoká použitá napětí [4][5].



Obr. 11 Schéma elektroosmotické mikropumpy [5]

3.6.2 Elektrosmáčecí mikropumpy

Je tu využit mikrofluidický jev elektrosmáčení, který je již využíván jako pohánecí mechanismus ve fluidických zařízeních. Jedná se o změnu přirozeného povrchového napětí a kapilárních sil na rozhraní vody a oleje v elektrickém poli. Elektrosmáčení se obvykle používá k upravení povrchových napětí mezi dvěma nemísitelnými tekutinami, většinou se jedná o elektrolyt spolu s tekutou fází kovu – jedná se například o rtuť. Jejich vzájemná styčná plocha se nazývá elektrická dvojvrstva. Na povrchu rtuti se nashromáždí protony a potenciál na každé straně kapky je rozdílný, což je způsobeno použitím elektrod. Kapka rtuti se následně začne pohybovat a táhne s sebou elektrolyt, který narazí na membránu tvořící již samotný tok [4][5].

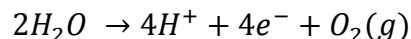


Obr. 12 Schéma elektrosmáčecí mikropumpy [5]

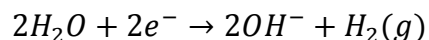
3.6.3 Elektrochemické mikropumpy

Společnou vlastností elektrochemických mikropump je generování bublin elektrolýzou, kde se voda rozkládá na složky v důsledku procházejícího proudu. Reakce elektrolýzy je dána vztahy:

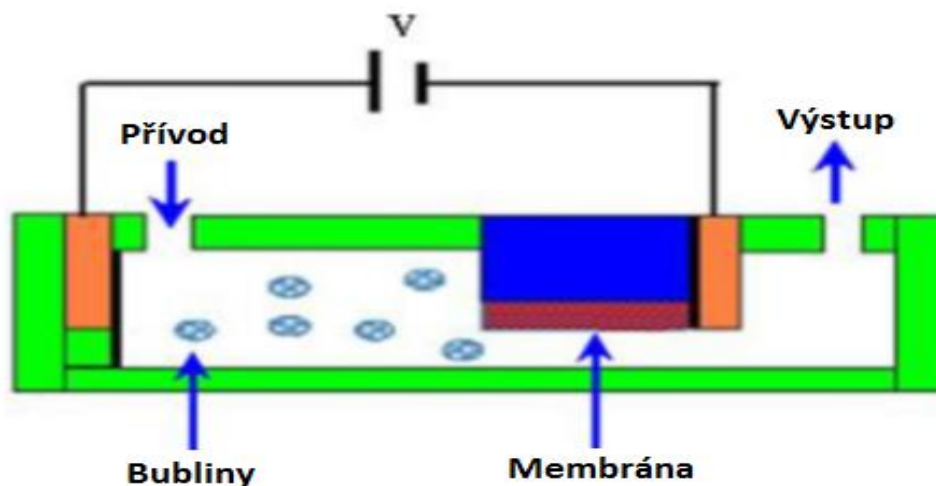
- reakce na anodě



- reakce na katodě



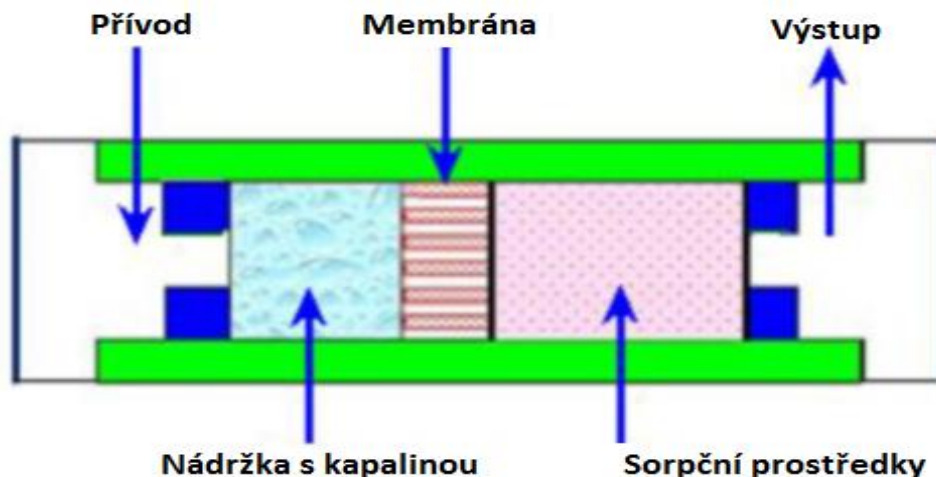
U elektrochemických mikropump je podstatné vytváření bublin plynu způsobené elektrochemickou reakcí během elektrolýzy roztoku potřebné k pumpování pracovní látky. Tyto mikropumpy jsou složeny z elektrod, které dodávají elektrický proud, mikrokanálku, pracovní komory pro samotnou elektrolýzu vody a z přívodní a odtokové nádržky. Návrh a vlastní konstrukce tohoto druhu mikropump je poměrně jednoduchá, jejich nevýhodou je ta, že vytvořená bublina může prasknout a následně vede k nestálému dodávání pracovní látky [4][5].



Obr. 13 Schéma elektrochemické mikropumpy [5]

3.6.4 Vypařovací mikropumpy

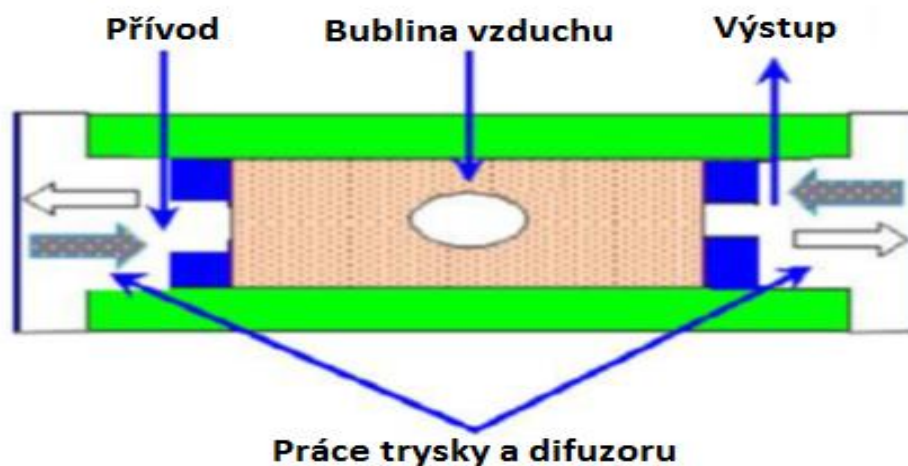
Vypařování je proces, kdy se kapalina mění na plyn vlivem rostoucí teploty. Princip pumpování je stejný jako transportní systém v rostlinách, jedná se o kontrolované vypařování pracovní látky skrz membránu do plynové komory obsahující sorpční prostředky [4][5].



Obr. 14 Schéma vypařovací mikropumpy [5]

3.6.5 Bublinové mikropumpy

Principem je periodická změna objemu kapaliny v důsledku vstupního elektrického napětí. Tato změna objemu je způsobena i tryskou a difuzorem. Tyto součásti nám určují směr toku. Ohřevem zajistíme tvorbu bublin [4][5].



Obr. 15 Schéma bublinové mikropumpy [5]

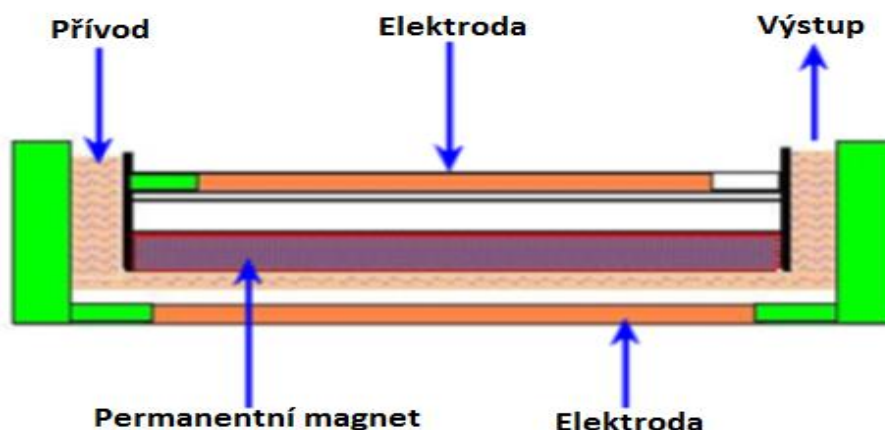
3.6.6 Magnetohydrodynamické mikropumpy

Principem je vzájemná interakce magnetického pole s elektricky vodivými pracovními látkami. Jejich konstrukce je poměrně jednoduchá, skládají se ze dvou mikrokanálek a dvou stěn ohraničených elektrodami pro tvorbu elektrického pole za současné tvorby magnetického pole od permanentních magnetů opačné polarity kolem těchto dvou stěn. U těchto mikropump je poháněcím zdrojem Lorentzova síla, která je

kolmá na elektrické a magnetické pole. Pracovní kapalina je volena tak, aby dosáhla vodivosti $> 1 \text{ S.m}^{-1}$. Lorentzova síla je dána vztahem [4][5]:

$$\vec{F} = Q \cdot \vec{E} + Q \cdot (\vec{v} \times \vec{B}) \quad (9)$$

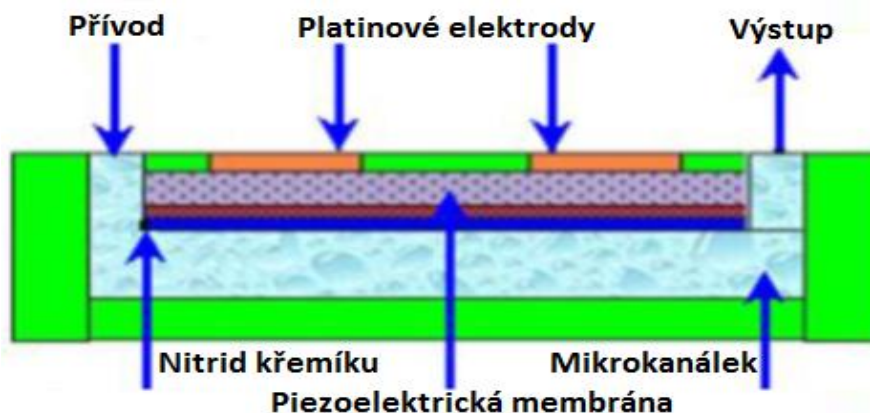
F - Lorentzova síla [N], Q – elektrický náboj [C], E – elektrická intenzita $[\text{N.C}^{-1}]$, v – rychlost částice v daném poli $[\text{m.s}^{-1}]$, B – magnetická indukce [T]



Obr. 16 Schéma magnetohydrodynamické mikropumpy [5]

3.6.7 Mikropumpy s rovinnými ohybovými vlnami

Tento druh mikropump je řízen ultrazvukem. Pro transport tekutiny se využívá pohybu způsobeného tzv. rovinnými ohybovými vlnami. Tato zařízení jsou složena z obdélníkového kanálku, který má nahoře tenkou membránu. V membráně jsou vnější silou indikovány rovinné ohybové vlny. Následně se v blízkosti membrány vytvoří akustické pole o vysoké intenzitě. Generované akustické pole vytvoří proudění pracovní látky ve směru tvorby ohybových vln v membráně. Rychlost proudění je úměrná čtverci amplitudy akustického pole. Potřebují malá provozní napětí a nemají žádné specifikované požadavky na ventily nebo změnu teploty, nejsou tu ani žádná omezení na vodivost pracovních plynů nebo tekutin [4][5].



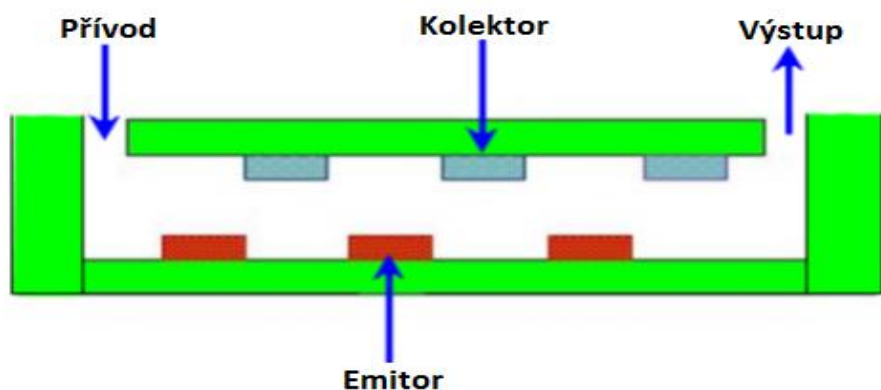
Obr. 17 Schéma mikropumpy s rovinnými ohybovými vlnami [5]

3.6.8 Elektrohydrodynamické mikropumpy

Pumpující síla je vytvářena vzájemným působením elektrického pole a pohyblivých nábojů v kapalině. Kolem mikrokanálku (podélně) se nacházejí elektrody nazvané emitor a kolektor u kterých se časově střídá polarita. Jedním z požadavků u tohoto druhu mikropump je nízká vodivost látky a její dielektricitá za normálních podmínek. Pumpující síla je dána vztahem [4][5]:

$$F = \frac{I \cdot d}{k} \quad (10)$$

F – pumpující síla [N], d – vzdálenost mezi elektrodami [m], k – pohyblivostní koeficient ionu v dielektrické kapalině, I – protékající proud [A]



Obr. 18 Schéma elektrohydrodynamické mikropumpy [5]

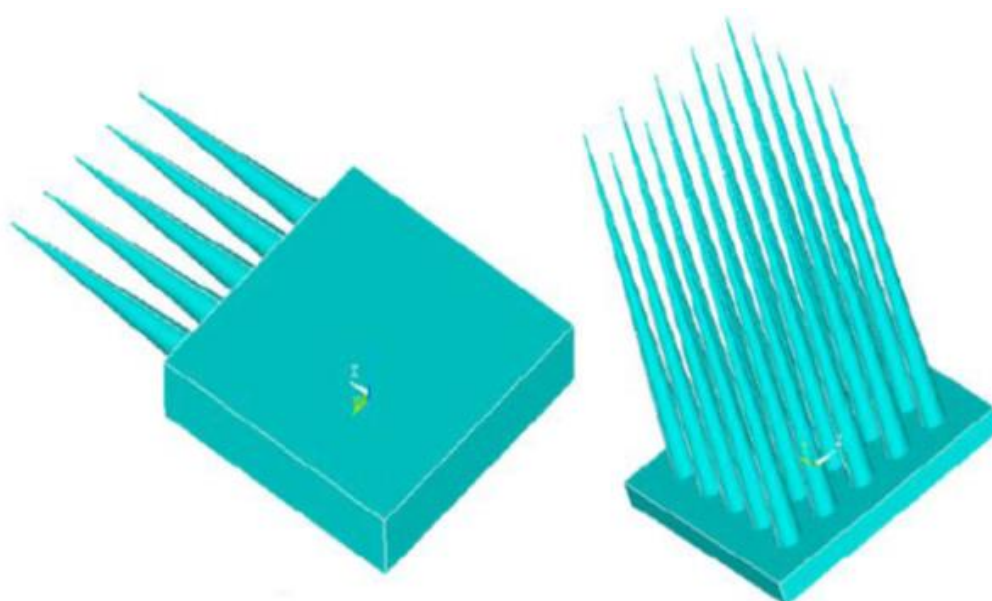
4. Mikrojuhly

Velmi důležitými zařízeními v mikrofluidice jsou tzv. mikrojuhly, které nám umožňují vpuštění látek do těl pacientů nebo odebrání vzorku. Jejich rozměry jsou výhodné pro bezbolestné odběry vzorků a podávání léčiv. Mikrojuhly založené na technologii MEMS mají délku do 1mm a průměr v řádech mikrometrů. Jsou sestavovány do polí, kdy jsou použita jako samostatná pracovní jednotka nebo jako část biologického rozboru, odebíracích nebo podávacích systémů.

Jsou děleny do kategorií podle struktury, celkového tvaru, tvaru špičky, rozměrů, hustoty daného pole a dle použitého materiálu.

4.1 Struktura mikrojehel

Mikrojuhly se dělí na dva typy:



Obr. 19 Mikrojuhly v rovině (vlevo) a mikrojuhly vycházející z roviny (vpravo) [5]

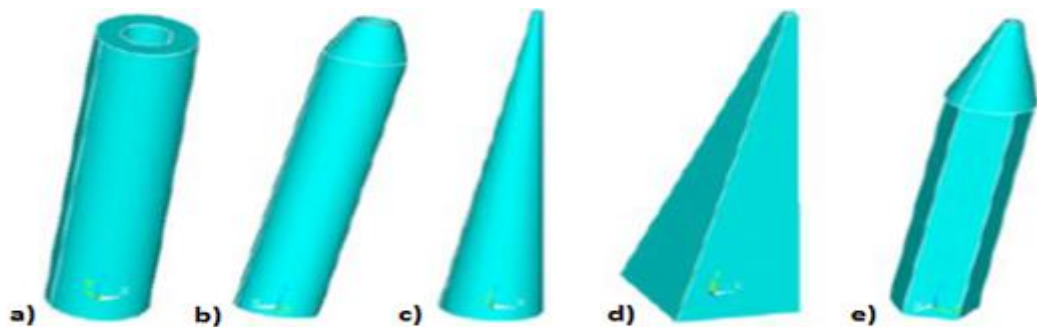
U polí, kde jsou mikrojuhly v rovině lze snadněji dodržet rozměry během výroby, ovšem je velmi obtížné vyrobit 2D pole. U polí, kde hroty vycházejí z roviny je náročnější dodržení rozměrů při výrobě [5].

4.2 Materiály mikrojehel

Výběr materiálu je velmi důležitým hlediskem při návrhu a výrobě pro různá použití mikrojehel. V počátcích se používal křemík, ale ten je kvůli své křehkosti nebezpečný. V dnešní době se používají převážně polymerní materiály, které jsou biokompatibilní a mají výborné chemické a mechanické vlastnosti. Dalšími méně používanými materiály jsou například sklo, ocel nebo různé vhodné slitiny. Při podávání léků jsou nejvhodnější titanové mikrojuhly a při penetraci nervů wolframové [5].

4.3 Tvar mikrojehel

Dělení mikrojehel podle tvaru je možné brát podle celkového tvaru jehly nebo jen podle tvaru hrotu. Na obrázku jsou nejpoužívanější typy mikrojehel dle tvaru [5].



Obr. 20 Tvar mikrojehel a) válcový; b) se zúženým hrotem; c) kuželový; d) se čtvercovou základnou; e) pětiúhelníkový s kuželovým hrotem [5]

4.4 Použití mikrojehel

Mikrojehty vhodné pro jednotlivé aplikace jsou závislé na jejich rozměrech. Pro podávání léčiv jsou nejvhodnější mikrojehty s délkami v rozmezí 100-300 μm , pro rozbor krve je jejich délka v intervalu 1100-1600 μm . V literatuře byly dosud popsány mikrojehty pro podávání léčiv, terapii rakoviny, mikrodialýzu, inkoustový tisk, snímací elektrody a odběr vzorků [5].

4.5 Síly působící na mikrojehty při penetraci

Při procesu podávání léčiv jsou farmaceutické látky ve formě kapaliny podávány skrze duté mikrojehty. Ty jsou během penetrace zatěžovány ohybovými, vzpěrnými, příčnými, osovými a odporovými silami – z tohoto důvodu je klíčový jejich návrh. Během podávání látky jsou dominantní osově síly, které se vlivem stlačení mění na vzpěr. Odporové síly jsou způsobeny kůží a pro penetraci musí být použita síla větší než síly odporové. Ohybové síly vzniknou vlivem lidských chyb nebo nerovnostmi pokožky. Musíme tedy znát geometrii a materiálové charakteristiky mikrojehel, abychom předešli případným problémům vyplývajícím z působení nežádoucích sil. Vzpěrová síla je dána:

$$F_{VZPĚR} = \frac{\pi^2 \cdot E \cdot I}{L^2} ; I = \frac{\pi}{64} \cdot (D^4 + d^4) \quad (11)$$

E – Youngův modul pružnosti materiálu [MPa], I – moment setrvačnosti válcové části [mm^4], L – délka mikrojehty [mm], D – vnější průměr mikrojehty [mm], d – vnitřní průměr mikrojehty [mm], $F_{VZPĚR}$ – síla vzpěru [N]

Maximální ohybová síla, kterou mikrojehtla vydrží je pak dána vztahem:

$$F_{OHYB} = \frac{2 \cdot \sigma_y}{D \cdot L} \quad (12)$$

F_{ohyb} – ohybová síla [N], D – velký průměr mikrojehtly [mm], L – délka mikrojehtly [mm], σ_y – mez kluzu materiálu [MPa]

Maximální osová síla (tlačná síla) síla je rovna:

$$F_{\text{TLAČNÁ}} = \sigma_y \cdot S \quad (13)$$

$F_{\text{TLAČNÁ}}$ – maximální osová síla [N], σ_y – mez kluzu materiálu [MPa], S – plocha hrotu [m]

Odporová síla kůže proti vniknutí mikrojehtly musí být menší než vnější použitá síla a je dána:

$$F_{\text{ODPOROVÁ}} = p_{\text{PRŮNIK}} \cdot S \quad (14)$$

$F_{\text{ODPOROVÁ}}$ – odporová síla kůže [N], $p_{\text{průnik}}$ – tlak potřebný k proniknutí jehtly [MPa]

Po proniknutí mikrojehtly dramaticky klesne odporová síla, potom jediná působící síla na mikrojehtlu je třecí od okolní tkáň [5].

5. Mikromíchadla

Jak již bylo zmíněno v úvodu, hlavním problémem v mikrofluidice je mísení pracovních látek. V makroměřítku dochází z důvodu vysoké hodnoty Reynoldsova čísla ($Re > 2320$) k tzv. turbulentnímu proudění a v proudu látky vznikají víry, které nám tyto pracovní látky promísí. V mikrofluidice z důvodu malých rozměrů dosahujeme pouze malých hodnot Reynoldsova čísla, proto uvažujeme pouze laminární proudění. Z tohoto důvodu jsme v mnohých případech nuceni zvýšit délku mikrokanálků, což může značně prodloužit mísící cestu. K mísení využíváme vedení tepla, proudění a difuzi. Mikromíchadla jsou převážně navrhována tak, aby se snížila mísící cesta a zvýšila kontaktní oblast s povrchem kanálků. Jsou rozdělena do dvou hlavních skupin na míchadla aktivní a pasivní [6] [7].

Aktivní míchadla využívají vnější energii, kde poháněcí síla může být důsledkem tlaku, ultrazvuku, změnou teploty nebo působícím magnetickým polem. Jejich největší výhodou je jejich efektivita, ovšem zapojení vnějších poháněcích zdrojů a výrobní ceny nejsou vhodné pro běžné aplikace. Nejsou také vhodné pro zkoumání biologických látek, kdy ultrazvukové vlny nebo vliv zvyšující se teploty by mohl narušit pracovní látku. Tato míchadla nejsou příliš dobrou volbou pro aplikaci v biologii a chemii [6] [7].

Pasivní míchadla si na rozdíl od aktivních vystačí pouze s energií schovanou uvnitř proudění. U tohoto druhu míchadel využíváme speciální návrhy a provedení tvaru mikrokanálků tak, že přerozdělíme tok pracovní látky. Přerozdělení toku nám způsobí snížení délky difuze látek a dojde k nárůstu jejich povrchové kontaktní plochy. Tato míchadla byla první popsaná mikrofluidická zařízení. Ve srovnání s míchadly aktivními je tu úspora času, kterou dosáhneme rozdělením proudu pracovní látky do podproudů využívající sériové a paralelní dělení, fokusované hydrodynamické proudy, chaotickou konvekci za pomoci rozdělení proudů do žeber nebo drážek na povrchu mikrokanálku nebo vpuštěním bubliny plynu či kapaliny jedné látky do proudu druhé pracovní látky [6] [7].

Samotné mísení látek je charakterizováno již výše zmíněným Reynoldsovým číslem. Dalšími podobnostními čísly jsou Pécletovo a Strouhalovo číslo. Pécletovo číslo pro mísení částic je dáno vztahem [6] [7]:

$$Pe = \frac{v \cdot L}{D} \quad (15)$$

v – rychlost proudění [$\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$], L – charakteristická délka mikrokanálku [m], D – koeficient difuze [$\text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$]

Toto číslo je důležitým měřítkem vlivu difuze hmoty při mísení pracovních látek [6] [7].

Strouhalovo číslo je vesměs spojeno s aktivními míchadly. Toto podobnostní číslo nám dává do souvislosti frekvenci vytváření vírů za překážkou, charakteristický rozměr a okamžitou rychlost vlastního proudění. Pro ustálené proudění je jeho hodnota 0. Strouhalovo číslo dáno vztahem [6] [7]:

$$St = \frac{f \cdot L}{v} \quad (16)$$

f – frekvence vytváření vírů [Hz], L – charakteristický rozměr [m], v – okamžitá rychlost proudění [m.s^{-1}]

5.1 Aktivní mísiče

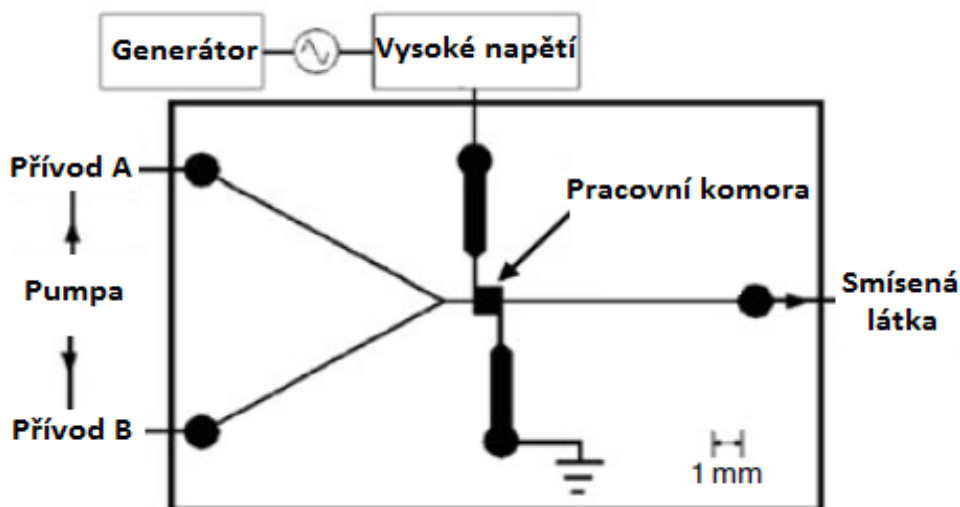
Tento druh mísičů potřebuje vnější energii, která nám zajistí rychlostní rozdíly v proudící pracovní látce. Tímto dosáhneme samotného mísení. Nyní si popíšeme jejich jednotlivé druhy [6] [7].

5.1.1 Narušování tlakového pole

Jedná se o nejjednodušší způsob aktivního mísení. V tomto druhu mísičů vznikají v proudu vlivem pulzující rychlosti poruchy v samotném proudění. U běžných zařízení zahrnuje mísič jeden hlavní a více vedlejších kanálků kolmých na hlavní (tvar T), kde proud pracovní látky v hlavním kanálku je mísen vlivem pulzující rychlosti proudu pracovní látky z vedlejších kanálků. Samotné pulzace vznikají ve vedlejších kanálkách, kde je periodicky urychlován a zpomalován proud pracovní látky externí pumpou. Výsledné prolínání a difuze látek způsobí chaotickou konvekci, čímž dojde ke smísení látek [7][8][9][10].

5.1.2 Elektrokinetická pulzní doba

Tento druh mísičů využívá elektrokinetickou řídící sílu pro přenos pracovních látek a pro vytváření periodických poruch toku. Elektrokinetická řídící síla je způsobena proměnlivými elektrickými poli, jejichž průběh je charakterizován sinusoidou. Pro zvýšení výkonu se využívá více způsobů jako například zvýšení kontaktní plochy a času proudů vzorků nebo vytvořením nepravidelného pole proudu v kanálku. Zvýšení kontaktní plochy bylo výsledkem konstrukce kanálků ve tvaru T, kříže a jejich spojených nebo násobných konfigurací. Frekvence řídicího signálu se pohybují od 0,1 do 5 Hz a mají většinou tvar sinusoidy. Velmi zajímavá je efektivnost mísení, která se pohybuje v rozmezí 50-90% [7][8][9][10].



Obr. 21 Mísič využívající elektrokinetickou poháněcí sílu [7]

5.1.3 Dielektroforezní poháněcí síla

Při mísení pomocí dielektroforezní síly nejednotná střídavá elektrická pole vytváří pohyb polarizovaných částic. Dipólový moment, který generuje elektrické pole, působí na částice a jejich vazby mezi indukovanými dipólovými náboji a elektrickým polem, které nám vytváří síť sil, která nám pohání částice směrem k nebo od elektrody. U těchto mísičů se kombinací použitého elektrického pole a rychlostí částic vytvářejí sedlovité bodové oblasti. Tyto oblasti se nacházejí kolem kvazi statického bodu. Tímto vznikne neuspořádaný a chaotický pohyb pracovní látky, který vede k rychlému a velmi efektivnímu mísení látek [7][8][9][10].

5.1.4 Elektrosměšovací otřesy

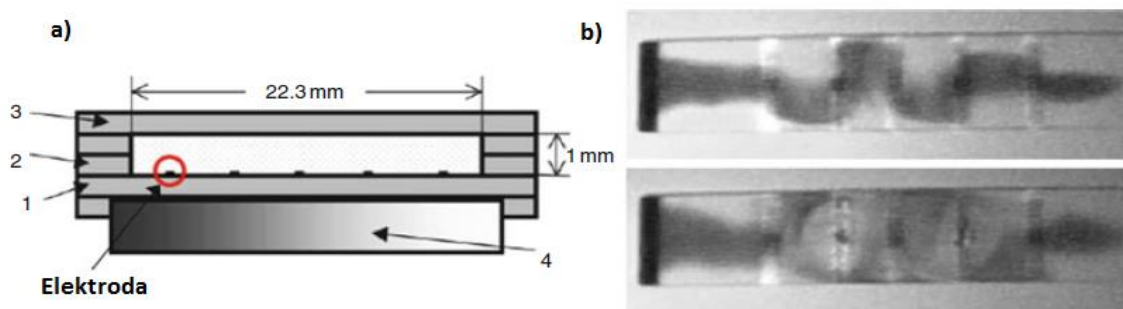
Pohyb kapek tekutiny může vytvářet strukturu toku v pracovní látce a zvyšuje mísení látek uvnitř kapek. Aktivním a často používaným způsobem mísení je elektrosměšování na dielektrika (EWOD). EWOD závisí zejména na kontrole povrchového napětí kapky v závislosti na změnách elektrického pole. Kapky, které obsahují různé pracovní látky, mohou být elektricky poháněny k jejich srůstu díky jevu elektrosměšování. Po jejich srůstu začne samovolná difuze látek v kapce a tím dojde k jejich vzájemnému mísení. Tento druh mísičů je schopen dosáhnout mísení ve velmi stísněných prostorách pracovní komory nebo kanálku [7][8][9][10].

5.1.5 Magnetohydrodynamické mísiče

Tyto mísiče pracují díky indukování Lorentzových sil v elektrolytickém roztoku. Využívají pole elektrod uložených ve zdech kanálků k následnému vytvoření proudu v pracovní látce určené k mísení tak, že střídají potenciál na elektrodách. Spojením vytvořeného elektrického a magnetického pole vznikne výsledná Lorentzova síla. Celkový tok, který je vytvořen deformací a natahováním kontaktních ploch mezi pracovními látkami, zvyšuje mísení [7][8][9][10].

5.1.6 Ultrazvukové mísiče

Mísení může být docíleno v důsledku akustických podnětů, které jsou vytvořeny ultrazvukovými vlnami. Tyto vlny jsou do kanálku vpouštěny spojenými piezoelektrickými převodníky vyrobenými z keramiky. Ultrazvuk způsobuje akustické strhávání kapaliny kolmé na směr toku, které vede ke zvýšení mísení uvnitř kanálku. Ke zvýšení samotného mísení se využívá i vzduchových bublin, které jsou vpouštěny do mísiče. Pokud tyto bubliny vystavíme zvukovým vlnám, tak má jejich povrch efekt jako vibrující membrána, která způsobí proudící pohyb pracovních látek všemi směry. Tento jev, který známe pod pojmem kavitace, byl využit v mikrofluidických zařízeních s jednou bublinou nebo s více bublinami tvořícími pole [7][8][9][10].



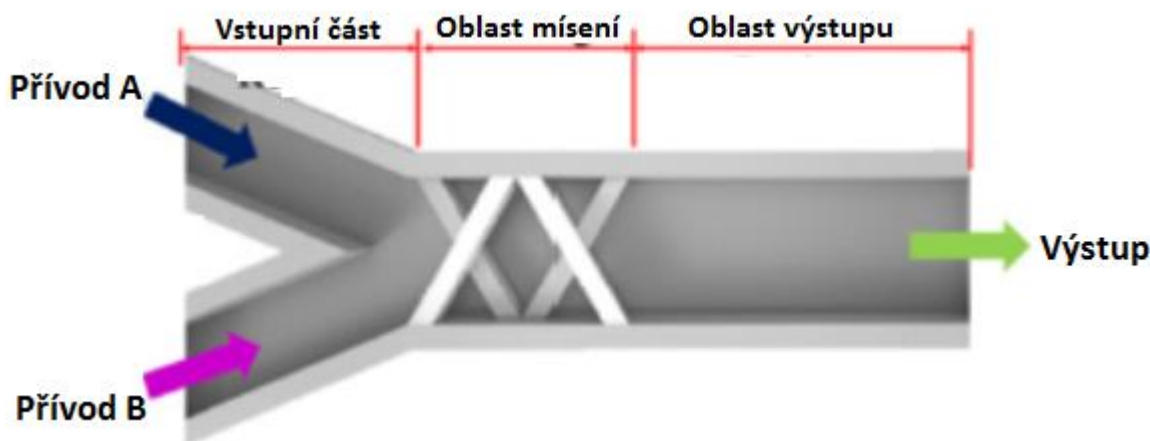
Obr. 22 Ultrazvukový mísič [7]

5.2 Pasivní mísiče

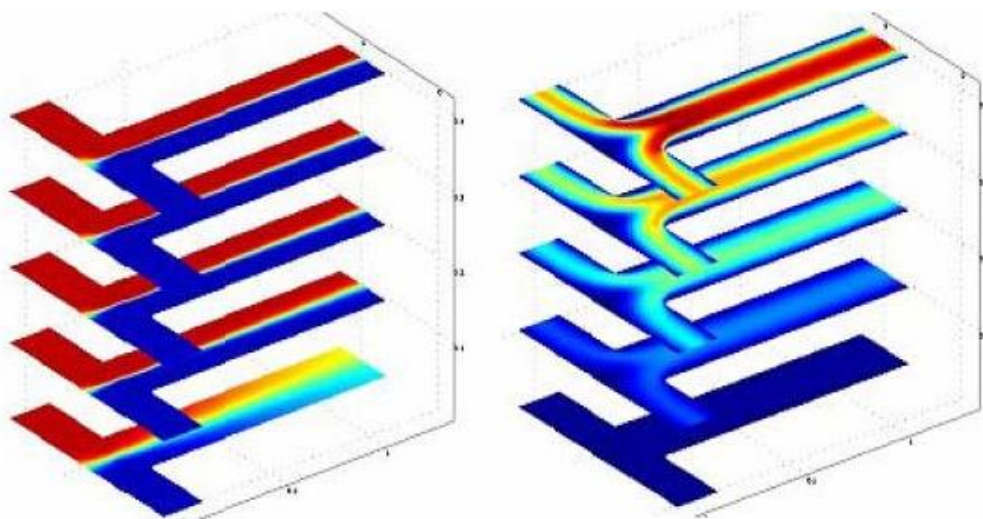
Jak již bylo zmíněno, pasivní mísiče nemají žádné pohyblivé části a nepotřebují žádnou vnější energii pro mísení, kterého je docíleno molekulární difuzí a chaotickým prouděním tepla. Konstrukce těchto zařízení je s využitím kanálkové geometrie, která zvyšuje stykový povrch mezi pracovními látkami. Zvýšení chaotického proudění tepla se provádí za pomoci manipulace laminárního proudění v kanálcích. Modifikované proudění má kratší difuzní dráhu, která kladně působí na rychlost mísení [6][7][8].

5.2.1 Mísiče ve tvaru T a Y

Označení T a Y nám udává tvar a napojení kanálků, které je charakteristické pro dané zařízení. Mísení je dosaženo spojováním dvou pracovních látek a vzájemným kontaktem jejich proudů v kanálku. Tento základní design a samotné mísení zásadním způsobem závisí na vlastní difuzivitě látek a rozhraní mezi nimi. Proto je mísení pomalejší a je potřebný delší mikrokanálek. Ke zvýšení mísicí účinnosti bylo již navrženo několik nepatrných změn v geometrii kanálků přidáním překážek na stěny nebo zvětšením drsnosti povrchu stěn kanálků. Další úsporu mísicího času je možno dosáhnout využitím větších hodnot průtoků pracovních látek nebo zúžením kanálku a tím zkrácením délky difuze [7][8][9][10].



Obr. 23 Mísič ve tvaru Y [11]



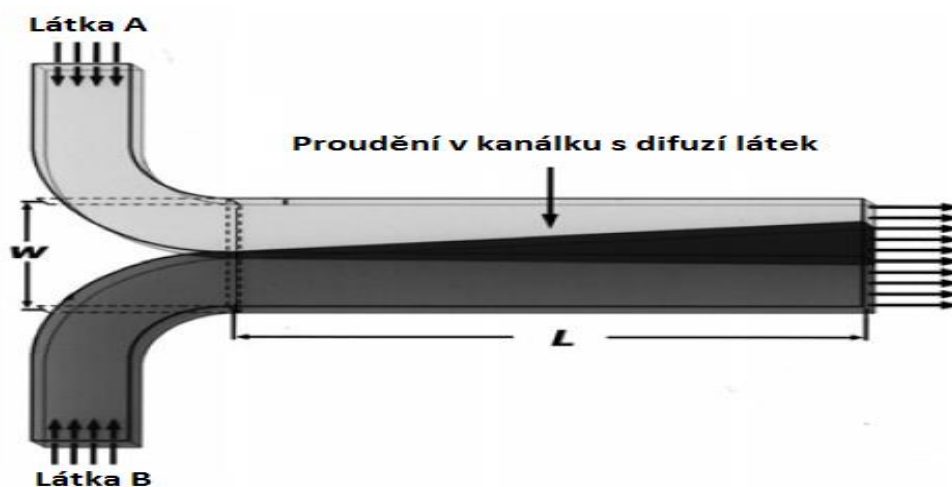
Obr. 24 Mísíč ve tvaru T, na obrázku vlevo vidíme mísení při nízké hodnotě Reynoldsova čísla a vpravo při zvýšené hodnotě Reynoldsova čísla [12]

5.2.2 Paralelní laminování

Jedná se o vylepšení předchozí skupiny mísíčů využitím složitější konstrukce, která rozdělí přívodní hlavní proud do n podproudů a jejich zpětným spojením dojde k vytvoření spojeného proudu. U těchto mísíčů je zvýšení mísicího procesu závislé na snížení délky difuze a zvýšení kontaktní plochy pracovních látek.

Laminování kapalin pro mísení se dosáhne dvěma různými uspořádáními přívodů. Tato uspořádání se nazývají bifurkační a paralelní. Bifurkace je dána střídavým uspořádáním přívodů, které jsou později spojeny skrz bifurkační kanál, následuje složený mísicí kanál, kde probíhá samotné mísení. Paralelní přívod je častěji používanější.

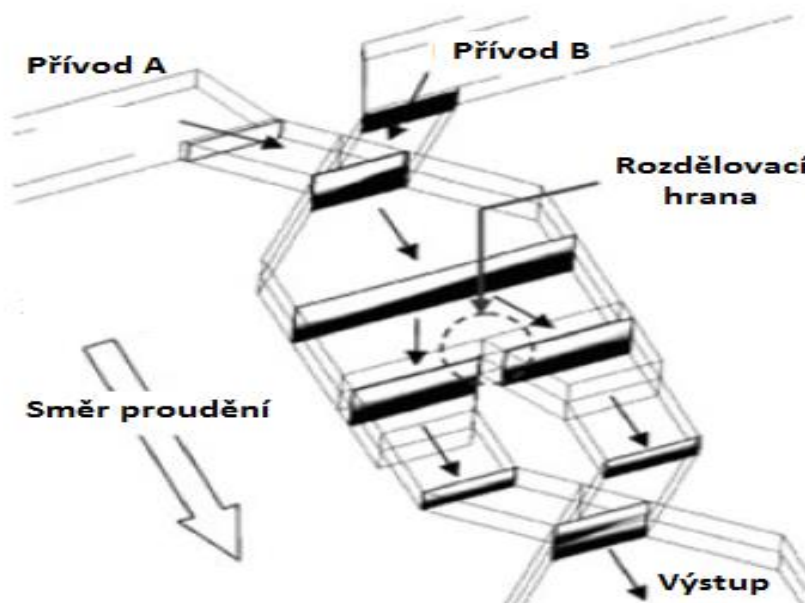
Tento druh mísíčů je charakterizován konstrukcí přívodů pracovních látek. Ta je dána různými provedeními kanálkových polí, která vedou ke střídavému přívodu pracovních látek a tím zajistí vlastní mísení. Tento způsob mísení je založen na snaze ztotožnit proudy látek v jeden [7][8][9][10].



Obr. 25 Mísíč s paralelním laminováním [7]

5.2.3 Sekvenční laminování

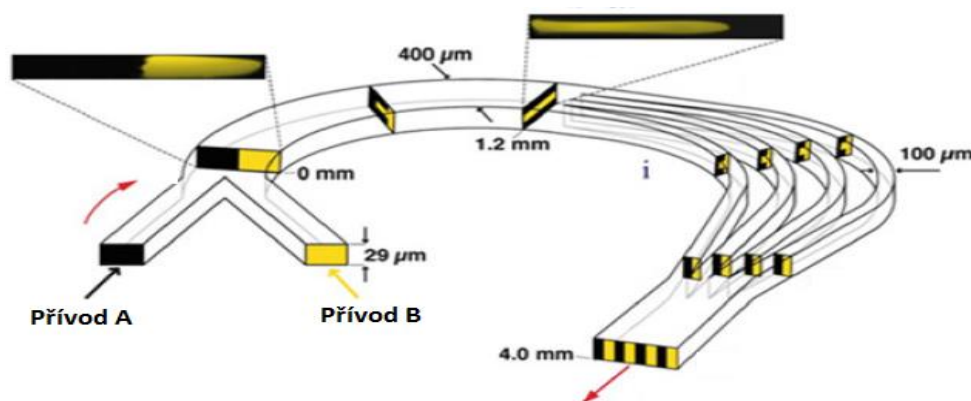
Tento druh mísičů je znám také pod zkratkou SAR (split and recombine), závisí na exponenciálním růstu kontaktní plochy a snižování délky mísicí cesty k dosažení kratší doby mísení. Rozdíl mezi předchozí skupinou mísičů je ve využití metodě k dosažení laminace kapaliny. Už podle názvu sekvenční laminování je zřejmé, že se jedná o oddělené operace jako rozdělení proudu, znovuspojení proudu a jeho nové uspořádání. Jejich největší účinnost je při malých hodnotách Reynoldsova čísla [7][8][9][10].



Obr. 26 Mísič se sekvenčním laminováním [7]

5.2.4 Zaměřování proudu

Hydrodynamické zaměřování proudu je jedním z řešení zkrácení mísicího procesu. Základní konstrukcí tohoto typu je dlouhý kanálek s třemi přívody pracovní látky. Při hydrodynamickém zaměřování střední látka, která je dodávána středním přívodem, proudí v pouzdře tvořeném z proudů z kanálků bočních. Tyto boční proudy určují celkové proudění a šířku laminační vrstvy. Rostoucí šířka zaměřeného paprsku závisí na objemovém proudění mezi centrálním a bočními proudy. Doba mísení je nepřímo úměrná čtverci difuzní délky, takže rychlejšího mísení dosáhneme snížením šířky proudu. Zaměřený proud je funkcí míry průtoku tří přívodů. Změnou velikosti relativního proudění bočních proudů docílíme zaměření centrálního proudu na zvolený výstup, kde již vychází smíšená pracovní látka. [7][8][9][10].



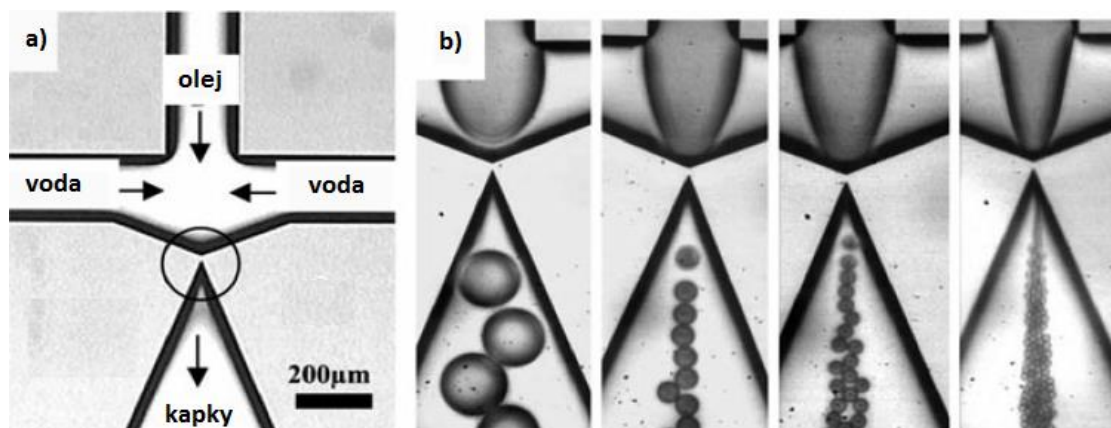
Obr. 27 Mísíč s využitím zaměřování proudu, který je na výstupu [7]

5.2.5 Mísíče s chaotickým prouděním

U mísíčů, které jsme si již popsali, dochází k proudění pouze ve směru proudu. To je důvodem, že není nijak ovlivněn příčný přenos látky. Chaotické proudění je takové, že se šíří i do jiných směrů a může vyvolat příčné proudění, které způsobuje exponenciální růst kontaktní plochy mezi pracovními látkami a tím výrazně zvyšuje samotné mísení. Příčné proudy mohou být také vytvářeny tvary kanálků, které jsou různě tvarovány a rozdělují nám samotný proud. Tohoto efektu docílíme ve 2D zahnutým a ve 3D stočeným kanálkem a to vložením překážek na stěně kanálku nebo překážkou přímo v kanálku. Jejich přítomnost nám mění směr proudu a vytváří se nám vír, který způsobí příčný přenos jedné látky do druhé. Tento způsob je využíván u proudění, kde Reynoldsovo číslo nabývá na mikrofluidiku poměrně vysokých hodnot (cca 100) [7][8][9][10].

5.2.6 Vícefázová mikrofluidika a kapkové mísíče

Kapky jsou v mikrofluidických zařízeních vytvářeny různými metodami jako například elektrickým polem a vstřikovacími jehlami či tryskami. Nejčastěji se ovšem využívá generování kapek v závislosti na nestabilním toku mezi navzájem nemísitelnými látkami, které vede k tzv. vícefázovému proudění. Příkladem vícefázových látek jsou emulze a pěny. Emulzifikace je postavena na míchání nemišitelných kapalin, z čehož je ve výsledku soubor polydisperzních kapek [7][8][9][10].



Obr. 28 a) schéma kapkového mísíče; b) tvorba bublin oleje ve vodě [7]

V mikrofluidice je vícefázové proudění tvořeno kontaktem dvou nemísitelných se kapalin, kdy v závislosti na vzájemném působení povrchových a viskozních sil vznikne vícefázové proudění, které může mít různé podoby. U tohoto procesu jsou také důležité síly mezi pracovními látkami, geometrie kanálku a jeho fyzikální vlastnosti [7][8][9][10].

Kapilární číslo je parametrem pro popis vícefázového proudění a dává nám do souvislosti interakci povrchových a viskozních kapalin. Je dáno vztahem [6][7]:

$$Ka = \frac{\eta \cdot v}{\gamma} \quad (17)$$

Ka – kapilární číslo [-], η – dynamická viskozita [Pa·s], v – rychlost proudění [m·s⁻¹], σ – povrchové napětí na rozhraní dvou kapalných fází [N·m⁻¹]

6. Mikroventily

Mikroventily jsou v mikrofluidických systémech využívány ke kontrole proudu pracovní látky. Ventily řídí plnění a vyprazdňování pracovní komory, kdy se dle potřeby uzavřou nebo otevřou. Dělíme je do dvou hlavních skupin na ventily aktivní a pasivní [10] [13].

6.1 Aktivní mikroventily

Mechanické části mikroventilů jsou charakterizovány druhem jejich pohonu. Většina aktivních ventilů má flexibilní membránu spojenou s magnetickým, elektrickým, piezoelektrickým, termálním nebo jiným druhem pohonu [10][13].

6.1.1 Externí magnetické pole

První mikroventil tohoto druhu byl vyroben ze solenoidového pístu, který byl spojen se silikonovou membránou. Změnou magnetického pole a v důsledku indukovaných Lorentzových sil docílíme manipulace s ventilem. Magnetické mikroventily jsou často spojeny s permanentními magnety, které zvýší indukované magnetické síly a sníží jejich spotřebu energie [10][13].

6.1.2 Elektromagnetické mikroventily

Tyto mikroventily se skládají ze spojených induktorů, silikonové membrány s tenkým filmem z NiFe a stacionárních přívodních nebo výtokových ventilových sedátek. Tento mikroventil je namontován na skleněnou desku. Magnetický induktor, součásti ventilu a skleněná deska se vyrábějí samostatně, jejich spojení se provádí nízkoteplotním stmelováním. Induktor vytváří dostatečné síly k pohánění silikonové membrány přibližováním se ke slitině NiFe nanesené na silikonové membráně. Tím se membrána tlačí nahoru a zvedne se z ventilových sedátek, čímž dojde k otevření ventilu a proudění pracovní látky v důsledku tlaková difference [10][13].

6.1.3 Elektrostatické mikroventily

Elektrostatické mikroventily jsou vyráběny ve 2 variantách, které se od sebe liší druhem membrány, kdy se využívá flexibilní nebo pevná membrána. Tyto ventily jsou více využívány pro proudění plynů, protože při vysokých použitých napětích u kapalin dochází k elektrolýze. Pro zvýšení výkonu se využívají vícevrstvé membrány, kde prostřední je vrstva vyrobena z vodivých materiálů. Vlivem použitého napětí mezi elektrodami se vytváří elektrostatická síla, která pomocí membrány otevírá nebo uzavírá proudění pracovní látky [10][13].

6.1.4 Elektrokinetické mikroventily

Elektrokinetické poháněcí metody se široce využívají k vytvoření proudění kapalin a částic v mikrokanálcích. Jsou tedy vhodné i k využití u mikroventilů. Tato skupina ventilů je vyrobena z polymerů a jsou uvnitř kanálků, kde otevírají nebo zavírají proudění pracovní látky tlaky, které jsou vytvářeny elektrokinetickým pohonem [10][13].

6.1.5 Piezoelektrické mikroventily

Jak již bylo zmíněno, piezoelektrický jev je schopnost krystalů vytvářet napětí při jejich stlačení. Piezoelektrické pohony jsou široce využívány u mikropump, jelikož

vytvářejí poměrně velké poháněcí síly. Samotné ventily jsou složeny z piezoelektrické poháněcí jednotky a membrány. Mezi nimi je vrstva silikonového gelu, která svým vlastním tlakem působí na membránu, čímž ji vychyluje. Piezoelektrické ventily jsou za normálních podmínek uzavřeny, otevřou se za předpokladu změny napětí, kdy se membrána změnou tlaku prohne k vrstvě silikonového gelu a otevře průchod pro pracovní látku [10][13].

6.1.6 Termopneumatické

Termopneumatický pohon pracuje na principu zahřívání plynu ve stísněné dutině, což vede ke zvýšení tlaku plynu. Takto vytvořený tlak je používán pro vychylování membrány vedoucímu k samotným operacím ventilu. Jednotlivé používané typy se od sebe liší především ohřívanou látkou, materiálem membrány a materiálem použitým na odporový ohříváč. Termopneumatický pohon je jednou z pomalejších technik, ale produkuje nám ve srovnání s ostatními pohony poměrně velké pracovní síly [10][13].

6.1.7 Ostatní druhy aktivních mikroventilů

Do této skupiny mikroventilů patří ty s méně používanými druhy pohonů. Jedná se o slitiny s tvarovou pamětí (SMA) a elektrochemické mikroventily. SMA vytvářejí velmi silné poháněcí síly zahříváním materiálu na jeho výchozí stav. U elektrochemických se využívá reakce zvané elektrolýza, kde se uvolněný kyslík hromadí ve stísněné komoře a dochází k nárůstu tlaku, což způsobí vychýlení membrány – dojde k otevření ventilu. Jedním z nových druhů pohonů pro ventily je tzv. elektoreologický (ER), kdy pracujeme s elektoreologickou pracovní látkou v mikrokanálku. Vlivem elektrického pole, které je kolmé na směr proudění, se nám skokově změní viskozita ER látky. Zvýšená viskozita pracovní látky vede k úpadku míry proudění, což umožní ER proudící kapalině působit jako samotný ventil [10][13].

6.2 Pasivní mikroventily

Pasivní mikroventily se díky své omezené funkci hodí pro většinu chemických a biologických reakcí, jelikož tyto reakce potřebují maximálně 6 reakčních kroků. Dále si popíšeme jednotlivé druhy těchto mikroventilů [10][13].

6.2.1 Mikroventily založené na povrchovém napětí látek

Tato skupina mikroventilů má nevýhodu ve své náchylnosti k ucpání, mechanickému opotřebení a roztržení. Nemají žádné pohybující se části a jejich funkce závisí na fyzikálních a povrchových vlastnostech pracovní látky. Hagen – Poiseuilleův zákon pro laminární proudění nám vyjadřuje tlakovou diferenci v mikrokanálku s obdélníkovým průřezem. Je dán vztahem [10][13]:

$$\Delta p = \frac{12 \cdot l \cdot \eta \cdot Q}{w \cdot h^3} \quad (18)$$

Δp – tlaková diference [Pa], l – charakteristický rozměr [m], Q – objemový průtok [$\text{m}^3 \cdot \text{s}^{-1}$], η – dynamická viskozita [Pa.s], w – šířka mikrokanálku [m], h – výška mikrokanálku [m]

Náhlá změna v šířce mikrokanálku nám způsobí změnu tlaku. Pro hydrofobní materiál nám náhlé zúžení mikrokanálku způsobí tlakovou diferenci podle vztahu [10][13]:

$$\Delta p_2 = 2 \cdot \sigma \cdot \cos(\theta) \cdot \left[\left(\frac{1}{w_1} + \frac{1}{h_1} \right) - \left(\frac{1}{w_2} + \frac{1}{h_2} \right) \right] \quad (19)$$

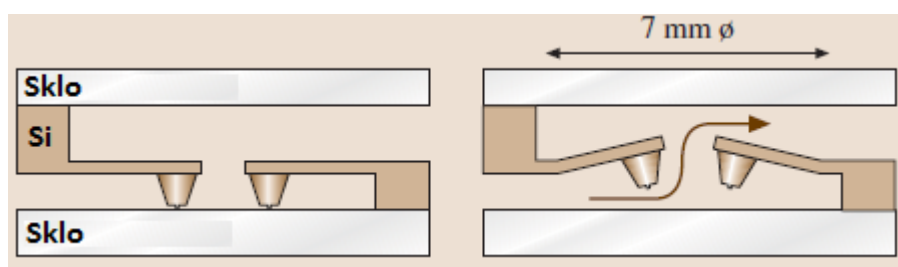
σ – povrchové napětí [$\text{N} \cdot \text{m}^{-1}$], θ – kontaktní úhel [$^\circ$], w_1 – počáteční šířka [m], h_1 – počáteční výška [m], w_2 – zúžená šířka [m], h_2 – zúžená výška [m]

Hodnotu tlakové difference Δp_2 můžeme při konstantní výšce h přes celou délku mikrokanálku měnit pomocí šířek w_1 a w_2 . Jedním z mechanismů je vytvoření sítě mikrokanálků s těmito pasivními ventily. Pokud je povolený tlakový rozdíl na ventilu nastaven na výrazně vyšší hodnotu než tlakový rozdíl v síti mikrokanálků, tak tím docílíme přesnější kontrolu ventilů. Použitím vyšších tlakových pulzů přemístíme kapalinu z jednoho pasivního ventilu do druhého. Pohyb kapaliny v mikrokanálku je dán fyzikální strukturou a vlastnostmi daného mikrofluidického systému. Mrtvý objem kapaliny, který vznikne při vstupu do ventilu, lze eliminovat změnou samotné geometrie. Používají se i ventily se zužující se geometrií, které závisí na úhlu sklonu ventilu. Není tu kladena ani žádná podmínka na čistě hydrofobní materiály [10][13].

6.2.2 Pasivní zpětné ventily

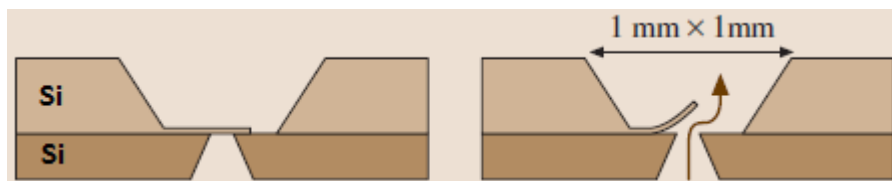
Tato skupina mikroventilů pracuje v závislosti na průtoku pracovní látky, kdy má ventil nastavenou určitou hodnotu pro průtok. Při překročení této hodnoty se ventil otevře a po klesnutí průtoku se zpět zavře. Tyto ventily jsou realizovány v mnoha různých konfiguracích s různými použitými materiály, vyrobené především objemovým leptáním [10][13].

Na obrázku vidíme zpětný ventil, který má naleptanou křemíkovou vrstvu mezi dvěma vrstvami skla. Zavřený ventil se udržuje napružením membrány. Tlakem vyvinutým na spodní část ventilu způsobíme vychýlení membrány, čímž docílíme proudění pracovní látky skrz ventil [10][13].

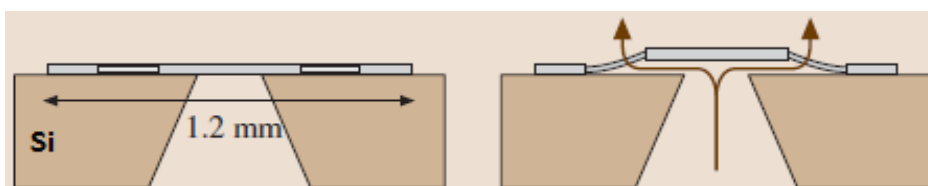


Obr. 29 Zpětný mikroventil s křemíkovou vrstvou [10]

Na dalším obrázku vidíme klapkový zpětný ventil, kde je stejný funkční princip jako u předchozího ventilu. Jen namísto membrány podepřené na dvou stranách je využito klapky, což nám umožní použít malý tlak potřebný k otevření ventilu [10][13].

**Obr. 30 Klapkový mikroventil [10]**

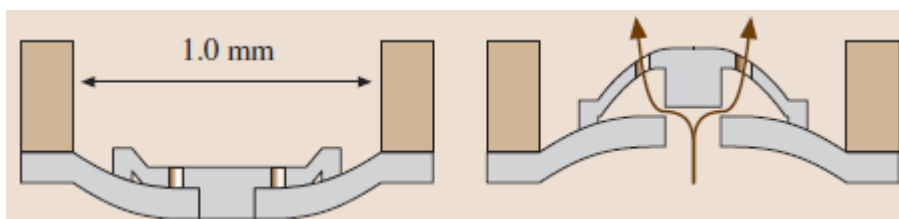
Níže uvedené schéma nám ukazuje princip zpětného ventilu s křemíkovou membránou přileptanou na křemíkový podklad. Tento mikroventil má výhodu v rychlejší možnosti otevírání, jelikož lépe využívá svůj pracovní prostor [10][13].

**Obr. 31 Mikroventil s křemíkovou membránou [10]**

Další obrázek nám představuje nejjednodušší zpětný ventil s drážkou ve tvaru V. Malá kontaktní plocha mezi klapkami ventilu způsobuje malý výtok ve směru proudění [10][13].

**Obr. 32 Mikroventil ve tvaru V [10]**

Další obrázky nám ukazují provedení zpětných ventilů realizovaných kombinací polymerních a kovových plátů, což je odlišné od předchozích typů. Díky použitým materiálům jako Ti jsou biokompatibilní a jsou lépe kontrolovány [10][13].

**Obr. 33 Mikroventil s využitím biokompatibilních materiálů [10]**

6.2.3 Ostatní pasivní mikroventily

V literatuře je popsána realizace dalších pasivních mikroventilů, které jsou citlivé na okolní prostředí. Jedná se o vhodný výběr polymerních materiálu, který je neagresivní nebo nekompatibilní s pracovní látkou. Bere se převážně ohled na pH, teplotu, elektrické pole, světlo, antigeny a mnoho dalších faktorů [10][13].

7. Závěr

Mikrofluidika je poměrně novým odvětvím mechaniky tekutin, které má velký potenciál z praktického hlediska. Jelikož se jedná o děje probíhající v mikroměřítku, tak nám mikrofluidika nabízí velmi úsporná řešení v otázce množství pracovní látky. Tato výhoda se uplatňuje zejména v biomedicině a při práci s drahými vzorky. Na rozdíl od proudění v makro světě využívá mikrofluidika rozdílné poháněcí principy, což je způsobeno limitem kladeným na rozměry součástí mikrofluidických systémů a problémy při výrobě v mikroměřítku.

Předkládaná práce popisuje základní a nejpoužívanější části mikrofluidických zařízení. Teoretický úvod je zaměřen na typ proudění v mikroměřítku. Následně jsou popsány nejdůležitější části mikrofluidických zařízení – mikropumpy, kde je uvedeno jejich dělení a principy jejich činnosti. V další části je prezentován přehled a druhy mikrojehel, které slouží k odebrání či vpouštění pracovních látek dále do systému.

Při laminárním proudění a při malých rozměrech zařízení nastává problém s mísením pracovních látek. Od toho slouží mikromíchadla, která jsou další nedílnou součástí mikrofluidických systémů. V této části práce jsou popsány jejich jednotlivé druhy a pracovní principy. Poslední část bakalářské práce pojednává o principu činnosti mikroventilů, které slouží k otevírání a zavírání proudu pracovních látek v mikrofluidických systémech.

V dnešní době si mikrofluidika našla již široké uplatnění. Jedním z příkladů jsou vesty s chladicím systémem, které využívají velkou intenzitu přestupu tepla u malých výměníků. Tyto vesty se používají například pro vojenské operace v horkém klimatu. Dalším využitím mikrofluidických systémů je zkoumání a detekce živých buněk v pracovní látce. Dnešní mikrofluidická zařízení jsou schopna rozpoznat a analyzovat DNA, infekční nemoci z živých buněk bakterií a nezávisle dávkovat léčiva podle potřeb pacientů – zejména u diabetiků.

Mikrofluidika je i velkým příslibem do budoucna, jelikož mikrofluidické systémy jsou schopny široké škály fyzikálních procesů v mikroměřítku. Jedná se zejména o snahu zmenšit zařízení pro práci s kapalným palivem při využití vodíkového pohonu, která tvoří podstatnou část pracovního prostoru u dnešních prototypů vodíkově poháněných vozidel. Dalším možným využitím je objevování nových materiálů a k vytváření umělé potravy – umělý chov svalových vláken. Při objevování nových materiálů je mikrofluidika využívána k vykonávání značného počtu chemických reakcí probíhajících za stejných podmínek a při využití moderních analytických metod jsou schopny najít nejvhodnější sloučeninu. Tato oblast výzkumu by mohla být jedním z klíčů k úspěchu při produkci obnovitelných paliv.

8. Použitá literatura

- [1] TESAŘ, V. Mikrofluidika. *Automa*, 2008, 6-9
- [2] SMEJKAL, P., FORET, F. Microfluidics in Bioanalytical Instrumentation. *Chemické listy*, 2012, 106, 104-112.
- [3] JANALÍK, Jaroslav a Pavel ŠTÁVA. *Mechanika tekutin*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2002, 125 s. ISBN 80-248-0038-1.
- [4] NISAR, A., Nitin AFZULPURKAR, Banchong MAHAISAVARIYA a Adisorn TUANTRANONT. MEMS-based micropumps in drug delivery and biomedical applications. *Sensors and Actuators B: Chemical* [online]. 2008-03-28, vol. 130, issue 2, s. 917-942 [cit. 2014-03-13]. DOI: 10.1016/j.snb.2007.10.064. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0925400507009148>
- [5] ASHRAF, Muhammad Waseem, Shahzadi TAYYABA a Nitin AFZULPURKAR. Micro Electromechanical Systems (MEMS) Based Microfluidic Devices for Biomedical Applications. *International Journal of Molecular Sciences* [online]. 2011, vol. 12, issue 12, s. 3648-3704 [cit. 2014-02-25]. DOI: 10.3390/ijms12063648. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1422-0067/12/6/3648/>
- [6] KARNIADAKIS, George, Ali BEŞKÖK a Narayana Rao ALURU. *Microflows and nanoflows: fundamentals and simulation*. New York: Springer, 2005, xxi, 817 s. Interdisciplinary applied mathematics. ISBN 03-872-2197-2.
- [7] CAPRETTO, Lorenzo, Wei CHENG, Martyn HILL a Xunli ZHANG. Micromixing Within Microfluidic Devices. [online]. s. 27 [cit. 2014-03-08]. DOI: 10.1007/128_2011_150. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/128_2011_150
- [8] SUH, Yong Kweon a Sangmo KANG. A Review on Mixing in Microfluidics. *Micromachines* [online]. 2010, vol. 1, issue 3, s. 82-111 [cit. 2014-03-14]. DOI: 10.3390/mi1030082. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/2072-666X/1/3/82/>
- [9] LEE, Chia-Yen, Chin-Lung CHANG, Yao-Nan WANG a Lung-Ming FU. Microfluidic Mixing: A Review. *International Journal of Molecular Sciences* [online]. 2011, vol. 12, issue 12, s. 3263-3287 [cit. 2014-03-14]. DOI: 10.3390/ijms12053263. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1422-0067/12/5/3263/>
- [10] *Springer handbook of nanotechnology*. Berlin: Springer-Verlag, 2004, 1222 s. ISBN 35-400-1218-4.
- [11] YOO, Won-Sul, Jung Sang GO, Seonghun PARK a Sang-Hu PARK. A novel effective micromixer having horizontal and vertical weaving flow motion. *Journal of Micromechanics and Microengineering*. 2012-03-01, vol. 22, issue 3, s. 035007-. DOI: 10.1088/0960-1317/22/3/035007. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0960-1317/22/i=3/a=035007?key=crossref.0d2296ca1a277dae3d27300cd1613bc1>

- [12] *2011 11th International Conference: the Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics (CADSM2011) : Polyana-Svalyava, Ukraine, 23-25 February 2011.* 449 pages. ISBN 978-145-7700-422.
- [13] OH, Kwang W a Chong H AHN. A review of microvalves. *Journal of Micromechanics and Microengineering* [online]. 2006-05-01, vol. 16, issue 5, R13-R39 [cit. 2014-02-25]. DOI: 10.1088/0960-1317/16/5/R01. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0960-1317/16/i=5/a=R01?key=crossref.c5cf9020613ed3137ffb01175e1871b7>