

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta strojní – Ústav přístrojové a řídicí techniky



DIPLOMOVÁ PRÁCE

Návrh automatického dávkovače pro optické senzory

Design of automatic dispenser for optical probes

Bc. Jiří Mareš

2016

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně s tím, že její výsledky mohou být dále použity podle uvážení vedoucího diplomové práce jako jejího spoluautora. Souhlasím také s případnou publikací výsledků diplomové práce nebo její podstatné části, pokud budu uveden jako její spoluautor.

Dne.....

Podpis

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

pro:

Bc. Jiřího MAREŠE

obor: Přístrojová a řídicí technika

Název tématu: **Návrh automatického dávkovače pro optické senzory**

Název anglicky: Design of automatic dispenser for optical probes

Zásady pro zpracování

- 1) Proveďte rešerši komerčně dostupných automatických dávkovačů
- 2) Navrhněte takové uspořádání systému dávkovače, které umožní nezávislé dávkování vzorků z jedné zkumavky pro všechny kanály senzoru a zároveň pro každý kanál zvlášť.
- 3) Navrhněte kompletní konstrukční řešení dávkovače pro šestikanálový senzor s dvanácti vstupy.
- 4) Zhodnoťte potenciálně kritická místa návrhu dávkovače při jeho realizaci.

Rozsah grafických prací: dle pokynů vedoucího DP

Rozsah průvodní zprávy: min. 50 stran + přílohy

Seznam odborné literatury:

Kamarád J., Sládek, Z.: Základy přesné mechaniky I, ČVUT, 1987.

Kamarád J.: Základy přesné mechaniky II, ČVUT, 1988.

Zicha J., Němcová Š.: Základy konstrukce přístrojů, ČVUT, Praha, 1998 Jorg Haus, Optical Sensors: Basics and Applications, John Wiley & Sons, Inc., 2010.

Vedoucí diplomové práce: doc. Ing. Jan Hošek, Ph.D.

Datum zadání diplomové práce: 12. 4. 2016

Termín odevzdání diplomové práce: 15. 6. 2016

J. Chyský

doc. Ing. Jan Chyský, CSc.
vedoucí ústavu



M. Valášek

prof. Ing. Michael Valášek, DrSc.
děkan fakulty

V Praze dne: 5. 4. 2016

Anotační list

Jméno autora:	Bc. Jiří Mareš	
Název DP:	Návrh automatického dávkovače pro optické senzory	
Anglický název:	Design of automatic dispenser for optical probes	
Rok:	2016	
Obor studia:	Přístrojová a řídicí technika	
Vedoucí:	doc. Ing. Jan Hošek Ph.D.	
Bibliografické údaje:	počet stran:	70
	počet obrázků:	38
	počet listů příloh:	17

Klíčová slova: dávkovač, mikrofluidika, mikrofluidní pumpa, mikrofluidní zařízení, biosenzor, lineární posuv, krokový motor

Keywords: dispenser, microfluidics, microfluidic pump, microfluidic devices, biosensor, linear movement, stepper engine

Anotace:

Diplomová práce se zabývá návrhem automatického dávkovače pro optické senzory. Rešeršní část práce dává přehled o dostupných dávkovačích kapalných biologických vzorků, jejich konstrukci a možnostech využití. Následně se v diplomové práci zabývám konstrukčním návrhem celého dávkovače. Navržený dávkovač je přizpůsoben specifickým požadavkům pro aplikaci v konkrétních experimentech. Dále se zde zabývám návrhem systému, který umožní dávkování vzorku z jedné zkumavky do šesti kanálů optického senzoru, nebo ze šesti zkumavek do šesti kanálů. Závěrečná část práce je zaměřena na shrnutí výhod a nevýhod navrženého zařízení a rozbor potenciálně problematických částí tohoto návrhu.

Abstract:

The diploma thesis concerns with design of automatic dispensers for optical sensors. The search section provides an overview of available dispensers of liquid biological samples, design and usability. Subsequently, the thesis deals with the construction design of the entire dispenser. Designed feeder is adapted to the specific requirements for the application in real experiments. It goes on to deal with the design of a system that allows dispensing sample from one tube to six channels of an optical sensor, or six tubes into six channels. The final part focuses on the benefits and drawbacks designed device and the analysis of potentially problematic parts of the proposal.

Poděkování

Rád bych poděkoval všem, kteří mě během mého studia a při psaní této práce podporovali. Jmenovitě doc. Ing. Janu Hoškovi Ph.D. za vedení mé práce a poskytnuté konzultace. Dále bych chtěl také poděkovat všem kolegům z oddělení Optických biosenzorů Ústavu fotoniky a elektroniky Akademie věd ČR. V neposlední řadě děkuji také své rodině za podporu, kterou mi v období studia i psaní práce věnovali. Děkuji také všem ostatním, kteří mi pomáhali ve studiu.

Obsah

Prohlášení	1
Zadání	2
Anotační list	4
Poděkování	6
Obsah	7
Přehled použitých zkratk, značek a jednotek	9
1. Úvod	12
1.1 Funkce a oblasti uplatnění automatických dávkovačů	12
1.2 Optické biosenzory	13
2. Přehled automatických dávkovačů	16
2.1 Typy a výrobci automatických dávkovačů	16
2.2 Konstrukční uspořádání automatických dávkovačů	20
2.3 Omezení komerčně dostupných dávkovačů	25
3. Návrh automatického dávkovače	27
3.1 Požadavky na uspořádání a funkce automatického dávkovače	29

3.2	Návrh uspořádání automatického dávkovače	31
3.3	Konstrukční řešení dávkovače	33
3.4	Návrh lineárních posuvů	42
3.5	Sestava automatického dávkovače	55
3.6	Řízení pohybů automatického dávkovače	61
4.	Návrh systému pro přemístování hadiček	64
4.1	Možnosti řešení	65
4.2	Konstrukce systému	67
4.3	Zhodnocení	75
5.	Závěr	77
6.	Použitá literatura	78
7.	Přílohy	82

Přehled použitých zkratk, značek a jednotek

CAD	- počítačem podporované projektování (computer-aided design)
CCD	- elektronická součástka používaná pro snímání obrazové informace (charge coupled device)
D	- vnitřní průměr zkumavky [mm]
d	- vnější průměr mikrofluidní hadičky [mm]
d_f	- průměr řemenice [mm]
d_2	- střední průměr šroubu [mm]
F	- osová zatížení pohybového šroubu [N]
f	- součinitel tření [1]
f'	- součinitel tření pohybového šroubu [1]
g	- tíhové zrychlení [m/s^2]
k	- bezpečnostní vzdálenost hadičky od okraje zkumavky [mm]
kg	- kilogram: jednotka hmotnosti
l	- součet vnějších průměrů mikrofluidních hadiček [mm]
l_k	- úhlová délka kroku motoru [$^\circ$]
M	- moment [Nm]
m	- metr: jednotka délky
ml	- mililitr: jednotka objemu
mm	- milimetr: jednotka délky
m_1	- hmotnost [kg]
N	- newton: jednotka síly
n	- otáčky krokového motoru [1/s]

P	- stoupání závitu [mm]
PC	- osobní počítač (personal computer)
PEEK	- polymer: polyetheretherketon
PLA	- polymer: polylactid
PH	- vodíkový exponent: vyjadřuje kyselost či zásaditost roztoku (potential of hydrogen)
PMMA	- polymer: polymethylmethakrylát
PP	- polymer: polypropylen
RS232	- komunikační rozhraní osobních počítačů a další elektroniky
s	- sekunda: jednotka času
SPR	- povrchová plasmonová rezonance (surface plasmon resonance)
USB	- univerzální sériová sběrnice (universal serial bus)
v	- rychlost posuvu [m/s]
X, Y, Z	- označení os kartézského souřadnicového systému
z_1	- maximální vzdálenost mikrofluidní hadičky od dna zkumavky [mm]
α	- úhel stoupání závitu [°]
β	- vrcholový úhel závitu [°]
Δl_s	- přesnost pohybového šroubu v podélné ose [mm]
Δv_{\max}	- maximální vůle v lineárních vedeních v příčném směru na podélnou osu [mm]
Δl_f	- odchylka polohy ozubeného řemene [mm]

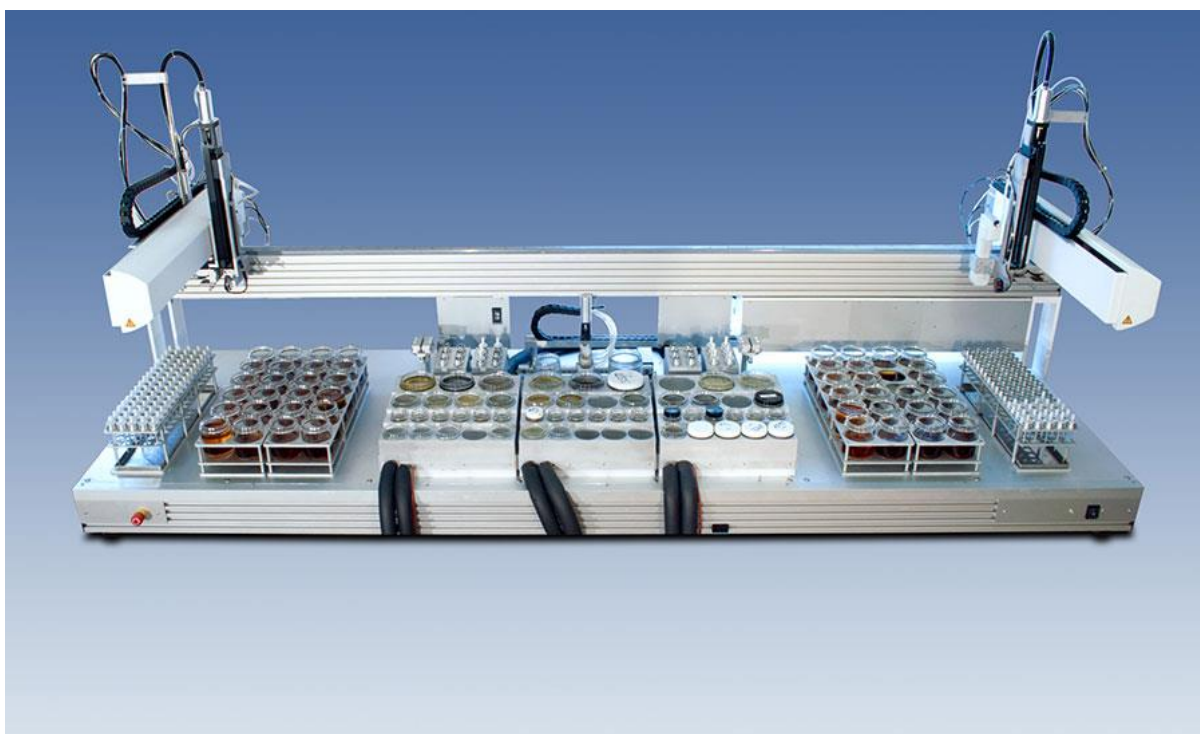
Δ_{xy}	- maximální přípustná odchylka automatického dávkovače v osách X a Y [mm]
Δ_z	- maximální přípustná odchylka automatického dávkovače v ose Z [mm]
Δ_{xyz_r}	- nepřesnost rámu přístroje v osách X, Y a Z [mm]
Δ_{xyz_z}	- nepřesnost polohy zkumavek v osách X, Y a Z [mm]
Δ_{xyz_v}	- výrobní nepřesnost držáku zkumavek v osách X, Y a Z [mm]
Δ_{xyz_c}	- celková nepřesnost automatického dávkovače v osách X, Y a Z, nezahrnující nepřesnost lineárních posuvů a pohonů [mm]
Δ_{x_c}	- maximální možná nepřesnost lineárních posuvů v ose X [mm]
Δ_{y_c}	- maximální možná nepřesnost lineárních posuvů v ose Y [mm]
Δ_{z_c}	- maximální možná nepřesnost lineárních posuvů v ose Z [mm]
Δ_{x_p}	- nepřesnost lineárních posuvů v ose X [mm]
Δ_{y_p}	- nepřesnost lineárních posuvů v ose Y [mm]
Δ_{z_p}	- nepřesnost lineárních posuvů v ose Z [mm]
η	- účinnost pohybového šroubu [1]
π	- matematická konstanta [-]
φ	- úhel tření závitu [°]
°	- stupeň: úhlová jednotka
3D	- označení trojrozměrného prostoru

1. Úvod

1.1 Funkce a oblasti uplatnění automatických dávkovačů

Automatické dávkovače kapalných biologických, nebo chemických vzorků mohou být využívány pro několik účelů. Konstrukce dávkovačů vychází z toho, k jakému druhu manipulace s kapalnými vzorky je přístroj používán.

Dávkovače kapalných vzorků často slouží k rozdělování vzorků z větších lahvíček do několika menších nádobek. Tyto dávkovače jsou nejčastěji vybaveny jedním nebo dvěma automatizovanými rameny, pomocí kterých jsou vzorky přemísťovány automatizovanými pipetami. Tyto přístroje se kromě přesného rozdělování vzorků dají použít také k jejich míchání. Vybavenější přístroje disponují i různými měřicími čidly, například pro měření PH vzorku, hustoty, snímače výšky hladiny a další. Takový typ automatického dávkovače můžete vidět na obrázku 1.



Obr. 1 – Automatický dávkovač [20]

Dávkovač ale nemusí pouze přerozdělovat vzorky mezi jednotlivými lahvičkami.

Další možné využití automatického dávkovače je, použít dávkovač přímo pro dopravení kapalného vzorku do senzoru, nebo jiného zařízení. Takovým typem dávkovače se v této práci budu zabývat. Dávkovač, který dopravuje kapalnou vzorek přímo do senzoru, musí být vybaven několika posuvy a pohony, mikrofluidními pumpami, držáky pro umístění vzorků a hadičkami. Tento typ dávkovače plní funkci laboratorního pracovníka a ovládá vpouštění kapalin do senzoru po celou dobu experimentu. Na přesnost a spolehlivost přístroje jsou zde kladeny vysoké požadavky. Přesnost polohování musí být řádově menší, než vnitřní průměr zkumavek uložených v držácích. Z toho vyplývá, že celý dávkovač musí mít dostatečně tuhou konstrukci, posuvy i pohony musí mít odpovídající přesnost i uchycení zkumavek v držáku vzorků musí být zajištěno s minimální vůlí. Jako pohon se nejčastěji používá krokový motor, především proto, že je to jeden z nejjednodušejí ovládatelných pohonů, kde určíme přesný počet otáček podle počtu vyslaných impulzů. Dále může být jako pohon použit také servomotor. Řízení dávkovače je většinou realizováno přes kontroléry pohonů, které jsou propojeny se specializovaným softwarem v počítači.

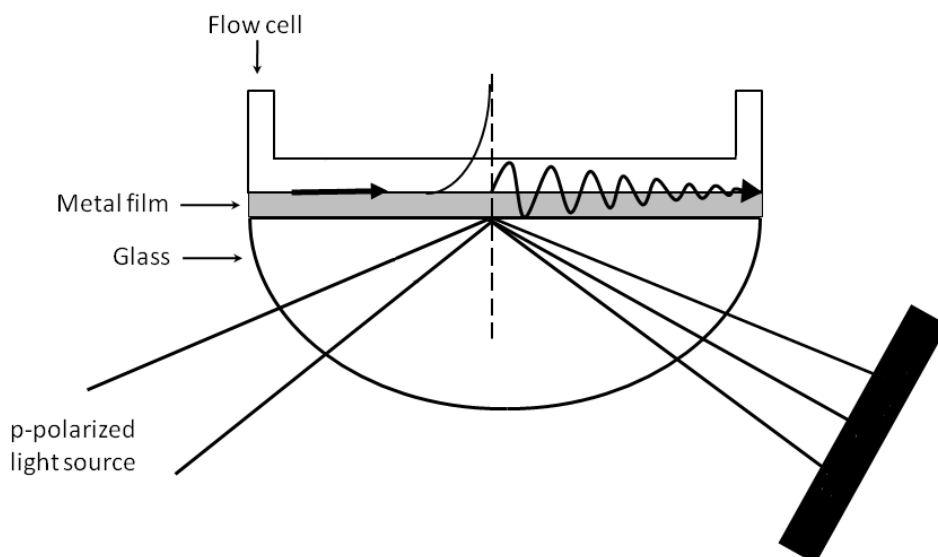
Pomocí těchto typů dávkovačů lze výrazně usnadnit práci laboratorního pracovníka v průběhu experimentu. Největší uplatnění má automatický dávkovač v experimentech, kde je neustále potřeba měnit kapalinu vtékající do senzoru, případně při měření série kapalných vzorků. Při detekování látek pomocí senzorů je běžné, že senzorem protéká několik vzorků v určité sekvenci. U většiny senzorů je před samotnou detekcí látky i po ní nutné, aby senzorem protékaly další chemické látky v určitých intervalech. Dávkovač je také, na rozdíl od laboratorního pracovníka, více spolehlivý a přesný.

1.2 Optické biosenzory

Optické biosenzory jsou používány k detekci biologických látek v kapalných vzorcích pomocí světla. Existuje několik principů funkce optických biosenzorů. V současnosti patří mezi nejvíce rozšířené z této široké skupiny optické biosenzory využívající jev SPR – Surface Plasmon Resonance.

Metoda SPR využívá excitace povrchových plazmonů. Povrchový plazmon je elektromagnetická vlna šířící se podél rozhraní kovu a dielektrika. Dochází zde k vybuzení oscilací vodivostních elektronů kovu. Podmínka pro toto vybuzení je frekvenčně závislá. Pro určitou frekvenci dopadajícího záření dochází k rezonanci s vlastní frekvencí kmitů elektronů

na kovovém povrchu [6]. Znázornění tohoto jevu můžete vidět na obrázku 2.



Obr. 2 – Metoda SPR [14]

Pro vybuzení povrchových plazmonů se používá polarizovaného světelného svazku. Při dopadu širokospektrálního světla dochází k absorpci rezonanční vlnové délky. Ve spektru odraženého záření tak můžeme minimem odražené intenzity identifikovat vybuzení povrchového plazmonu. Frekvence povrchového plazmonu je velice citlivá na změnu indexu lomu okolního prostředí. Pomocí měření polohy rezonance jsou detekovány změny indexu lomu na kovovém povrchu.

Senzory využívající SPR detekují látky rozpuštěné v kapalině, nebo plynu. K detekci těchto látek je třeba látky navázat na povrch tenkého kovového filmu. U biologických látek se tento proces většinou provádí tak, že konkrétní látky (bílkoviny, toxiny...) jsou zachyceny pomocí antigenů. Antigeny je proto předtím nutné na povrch kovového filmu přichytit, aby došlo k přichycení antigenů, je potřeba nejprve povrch kovového filmu aktivovat pomocí chemických látek. V některých případech se během jednoho experimentu kombinuje i šest různých roztoků. Každý roztok musí senzorem protékat určitou, přesně danou, dobu a v průběhu celého experimentu nesmí mikrofluidní pumpa do hadičky nasát vzduch. Proto je celkem náročné obsluhovat optický biosenzor a od laborantů je vyžadováno, aby byli po celý průběh experimentu velmi soustředěni. Délka experimentů prováděných na biosenzorech, využívajících SPR se většinou pohybuje od půl hodiny až po několik hodin. Přitom musí laborant každých několik minut vypínat mikrofluidní pumpu a přendávat hadičky do příslušných roztoků.

Dávkořač kapalných vzorků je řešením, které umožní připravit všechny roztoky před experimentem. V průběhu experimentu již dávkořač sám přemistřuje hadičky do určených zkumavek v daný čas a zároveň řídí vypínání a zapínání mikrofluidních pump. Čas přemistřování hadiček laborant před experimentem sám nastaví v uživatelském rozhraní.

2. Přehled automatických dávkovačů

Automatické dávkovače jsou specifické přístroje. Výrobci, kteří se zabývají výrobou automatických dávkovačů, většinou vyvíjí a vyrábí dávkovače pro použití spolu s konkrétním zařízením, pro specifický účel použití. Často také výrobci senzorů dodávají senzor spolu s automatickým dávkovačem, jako jedno zařízení, nebo sestavu jednotlivých zařízení, které jsou spolu kompatibilní. Dávkovače používané pouze pro rozdělování kapalin do jednotlivých zkumavek a měření vlastností kapalin mohou pracovat jako samostatné přístroje. To je ale jiný typ dávkovačů, než ten, kterým se zabývá návrh v následující kapitole.

U každého automatického dávkovače spolupracujícího se senzorem, nebo jiným zařízením, do kterého dává kapalinu, jsou parametry i konstrukční uspořádání dávkovače z velké míry ovlivněny konkrétním zařízením, připojeném na výstupu dávkovače. Typů senzorů pro kapalně vzorky je značné množství. Mohou se dělit podle několika parametrů, například: podle fyzikálního principu funkce, podle použité technologie detekce, podle počtu kanálů senzoru a dalších kritérií. Pro automatický dávkovač je z těchto parametrů nejdůležitější rozdělení podle počtu kanálů senzoru. Tím je dáno, kolik vstupů a výstupů kapaliny musí dávkovač obsahovat. Není to ale jediné kritérium, ve kterém se dávkovač senzoru musí přizpůsobit. Mezi další patří zajištění potřebného rozsahu průtoku na výstupu, dostatečný prostor na všechny potřebné vzorky pro experiment, rychlost přesunu hadiček mezi vzorky a další.

Existují univerzální dávkovače pro jednotlivé skupiny senzorů. Často jsou ale, právě u senzorů, nestandardní požadavky na dávkování vzorků, které univerzální dávkovače nenabízejí. V následující kapitole jsou popsány univerzální automatické dávkovače a jejich konstrukční řešení.

2.1 Typy a výrobci automatických dávkovačů

Konstrukce automatických dávkovačů je do velké míry ovlivněna přístrojem, se kterým má dávkovač spolupracovat a požadavky na jeho funkce. Společnosti, které automatické dávkovače vyrábí, často dávkovač vyrábí jako doplněk k dalším, jimi vyráběným zařízením.

Příkladem mohou být dávkovače pro chromatografii, to je specifický typ dávkovačů.

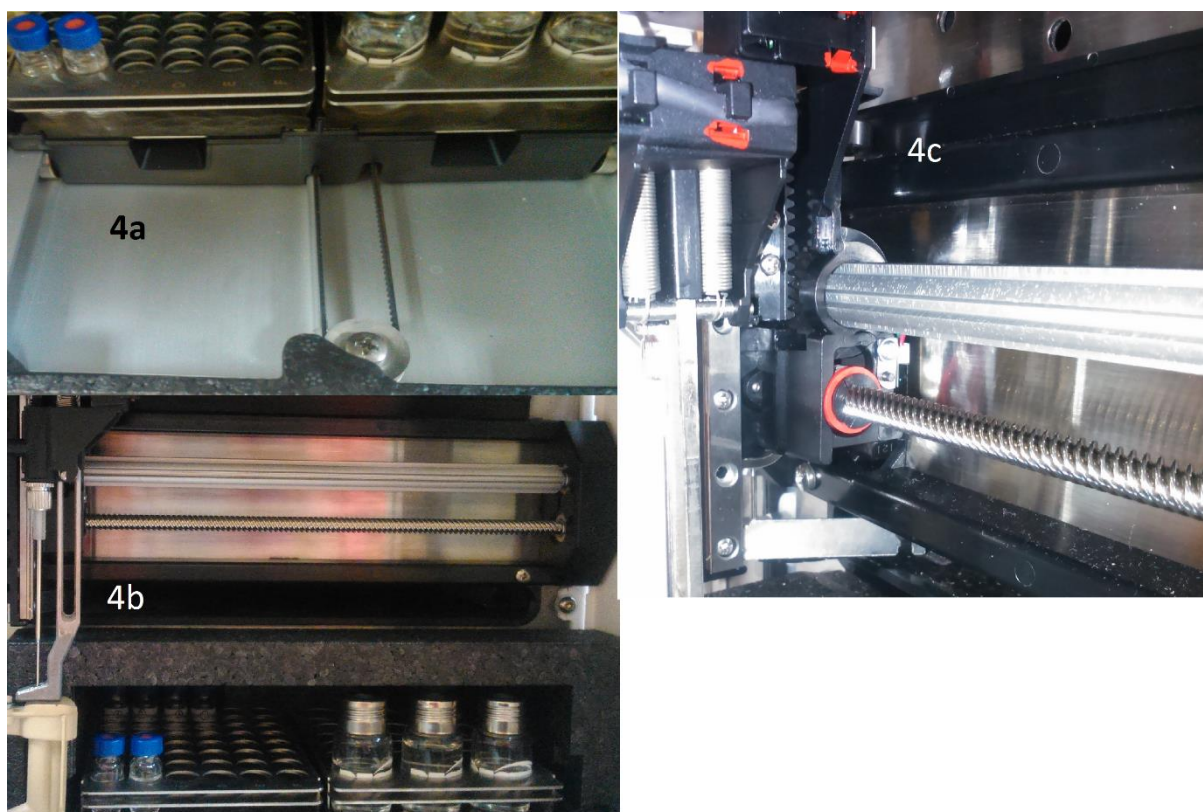
Existuje několik metod chromatografie. Chromatograf je přístroj sloužící k separaci složek vzorku. Dávkovač pro chromatograf je poněkud odlišný přístroj od dávkovače pro biosenzor, jsou zde vyžadovány rozdílné průtoky vzorku, výstupní tlak kapalin a další odlišnosti. I zde se společnosti zabývají především chromatografií celkově a dávkovače nabízí jako doporučené rozšíření pro chromatografy. Příkladem může být americká společnost Agilent technologies, která nabízí široký sortiment chromatografů ale i automatických dávkovačů. Dávkovače řady PAL od společnosti Agilent technologies jsou určeny pro plynovou chromatografii [11]. Dávkovačů pro kapalinovou chromatografii tato společnost dodává celou řadu [12]. Dalšími společnostmi, které se zabývá výrobou dávkovačů pro kapalinové nebo plynové chromatografy, patří například italská společnost HTA [13], nebo společnost Thermo scientific [15]. Podle metody chromatografie je samozřejmě dávkovač svými parametry přizpůsoben a to ovlivňuje i jeho konstrukční uspořádání.

Podobně jako u všech jiných dávkovačů, i automatické dávkovače pro biosenzory jsou často společnostmi nabízeny jako doporučené příslušenství k jimi vyráběným biosenzorům. Příklad takového dávkovače může být SR8100 robotic autosampler, který vyrábí firma Reichert [10]. Firma Reichert se zabývá především výrobou optických biosenzorů, využívajících metody SPR. Automatický dávkovač SR8100 je příslušenství, které firma k biosenzorům nabízí, jako možné rozšíření. Dávkovač SR8100 můžete vidět na obrázku 3.



Obr. 3 – automatický dávkovač SR8100 [10]

Dávkořač Reichert SR8100 zakoupil, spolu s SPR biosenzorem a dalřím řísľuřenstvím Ústav organické chemie a biochemie Akademie věd řR. Osobně jsem měl možnost si tento automatický řávkořač prohlédnout a nahlédnout do jeho uživatelské řírůčky. To pro mě bylo velmi užitečné především pro možnost inspirace k návrhu řávkořače, řhodnocení nedostatků a řředností tohoto řístroje. Z hlediska funkcí, které tento řávkořač vykonává, se jedná o jednodušří řístroj. Dávkořač má pouze jeden vstup kapaliny a jeden řržák vzorků. Je tedy určen pro jednokanálový biosenzor. Řržák vzorků je zde umístěn ve spodní řásti řístroje, je rozdělen na dvě pevně spojené řásti, řřičemž každá řást je určena pro rozdílnoú velikost zkumavek a vykonává lineární posuv v ose Y. Řržák je posouván po řtyřech kolečkách v kolejničkách umístěných pod ním, je poháněn pomocí ozubeného řemene, který je veden na řemenici krokového motoru. Řržák vstupní nerezové jehly potom vykonává posuvy v osách X a Z. Posuv vstupní jehly v ose Y je realizován pomocí pohybového řroubu. Pohybový řroub je s krokovým motorem potom opět spojen řřes řemenice pomocí ozubeného řemene. Zajímavě je zde řešen posuv jehly v ose Z. Jehla je uchycena na kluzném lineárním vedení a je k ní řřipevněn ozubený hřeben. Ozubený hřeben zapadá do dlouhé řrážkované tyče tak, aby se po ní mohl posouvat v ose X v celém rozsahu X-ového posuvu. Otáčením řrážkované tyče je potom řřizen posuv jehly ve směru Z. Ozubená tyč je opět poháněna krokovým motorem řřipojeným řřes řemenici a ozubený řemen. Fotografie, zobrazující uspořádaní posuvů řávkořače jsou na obrázku 4.



Obr. 4 – fotografie posuvů automatického dávkovače SR8100

Na fotografii 4a je zachycen posuv držáku vzorků v ose Y ozubeným řemenem, na části 4b je posuv držáku jehly pohybovým šroubem v ose X a část 4c zobrazuje detail posuvu jehly v ose Z. V dávkovači je zabudována mikrofluidní pumpa typu syringe. Tato pumpa pracuje na principu injekční stříkačky. Nejprve nasaje vzorek přes vstupní jehlu z konkrétní zkumavky, poté dojde k přepnutí ventilu a stlačením pumpa vzorek distribuuje do výstupní hadičky dávkovače. Nasávání vzorku i jeho vytlačování je ovládáno přes pohybový šroub. Automatický dávkovač má následující rozměry: výška 350mm, šířka 300mm a hloubka 500mm. S ohledem na rozměr držáku vzorků se zkumavkami a na to, že dávkovač přesouvá jen jednu vstupní jehlu, jsou podle mého názoru tyto rozměry větší, než by mohly být. SR8100 má pěkně zpracovaný kryt s okénky pro optickou kontrolu, vkládání vzorků do držáků zde ale není pro obsluhu přístroje příliš komfortní.

V poslední době je u optických biosenzorů patrná snaha společností přístroje vyrábět s co nejvíce kompaktními rozměry. Kompaktní rozměry by měly v budoucnosti biosenzorům umožnit širší uplatnění, než pouze ve specializovaných laboratořích. Při snaze zajistit kompaktní rozměry biosenzoru, zvolily některé společnosti cestu maximálního integrování všech jednotlivých přístrojů do jediného zařízení. U zařízení tohoto typu je integrován i

automatický dávkovač. Takové uspořádání má nepochybně své výhody i nevýhody. Zmenší se tím celkové rozměry zařízení a vzniká prostor pro jeho širší uplatnění. Značnou nevýhodou tohoto uspořádání je velké omezení modularity celého zařízení. Pro základní výzkum, prováděný na biosenzorech není příliš vhodný, především kvůli omezeným možnostem dalších rozšíření, konstrukčních úprav, případně změny jednotlivých dílčích přístrojů. Sortiment výrobců těchto zařízení ale většinou zahrnuje i klasické modulární verze biosenzorů s automatickým dávkovačem, jako samostatným zařízením, který je k biosenzoru nabízen jako doporučené rozšíření. Příkladem optického biosenzoru, využívajícího metody SPR, který má integrovaný automatický dávkovač je Biacore 3000 od společnosti Biacore [16]. Integrovaný automatický dávkovač v tomto přístroji pracuje v souřadnicích X,Y i Z, a to takovým způsobem, že vzorky umístěné v držácích nevykonávají žádný pohyb, všechny tři pohyby vykonává rameno, na němž je přichycena vstupní jehla. Společnost Biacore je mimo jiné jednou z největších a nejznámějších společností, které se zabývají vývojem a výrobou SPR biosenzorů. Fotografie integrovaného SPR přístroje Biacore 3000 je na obrázku 5.



Obr. 5 – Biacore 3000 [17]

2.2 Konstrukční uspořádání automatických dávkovačů

Automatické dávkovače se dají dále rozdělovat podle jejich konstrukčního uspořádání. Je zde několik kritérií, které je možno pro rozdělení dávkovačů z konstrukčního hlediska uplatnit.

Pokud budeme uvažovat automatické dávkovače kapalných vzorků používané pro biosenzory, hlavní kritéria, podle kterých se dají rozdělovat, jsou:

Kinematické uspořádání dávkovače

Použité pohony a posuvy

Typy mikrofluidních pump

Kinematické uspořádání automatického dávkovače je hlavní kritérium, podle něho se poté již odvíjí další kritérium – použité pohony a posuvy. Nejrozšířenější jsou automatické dávkovače se dvěma typy kinematického uspořádání. Prvním typem je klasické uspořádání se třemi osami lineárního pohybu, a to v ose X, Y a Z. Je zde rozhodující, v jakých osách se pohybuje vzorek a v jakých osách se pohybuje vstupní hadička dávkovače. Druhým možným uspořádáním je použití rotačního pohybu vzorků okolo jedné osy, nejčastěji osy Z, další osy pohybu jsou potom lineární. Zde opět záleží na uspořádání. Nejčastěji je takový dávkovač konstruován tak, že vstupní hadička vykonává lineární posuv v ose Z, případně i ose Y, zatímco vzorky se otáčí kolem osy Z. Automatické dávkovače, využívající rotačního pohybu kolem jedné osy tím mají výrazně zjednodušený pohyb ramena se vstupní hadičkou. V naprosté většině případů je rotační pohyb vykonáván kolem osy Z. V takovém případě je potom pro rameno se vstupní hadičkou nutný již jen další jeden pohyb – lineární pohyb v ose Z. Tímto je také výrazně zjednodušena konstrukce ramena. Příkladem takového dávkovače může být 410 autosampler od společnosti Agilent technologies, je na obrázku 6. V některých případech rameno může vykonávat lineární pohyb ve dvou osách. Tím je umožněno mít vzorky uspořádané v několika soustředných kružnicích.



Obr. 6 – 410 autosampler [18]

Dávkovače s lineárním uspořádáním všech posuvů jsou více rozšířené. Pohyby těchto dávkovačů jsou nejčastěji uspořádány tak, že rameno se vstupními hadičkami vykonává všechny tři posuvy v osách X, Y a Z. Je také možné jeden pohyb v ose X nebo Y vynechat, tím ale zamezíme možnosti, mít zkumavky se vzorky v maticovém uspořádání. Tento způsob by byl pro větší množství vzorků prostorově neúsporný. U lineárně uspořádaných posuvů je možné, aby pohyb v jedné ose vykonával držák se zkumavkami, nejčastěji je držákem se zkumavkami vykonáván posuv v ose Y, jako je tomu u výše zmíněného přístroje SR8100. Tímto je výrazně zjednodušena konstrukce ramena, které vsouvá vstupní hadičky do zkumavek.

U uspořádání automatických dávkovačů je rozhodující především to, s jakým přístrojem by dávkovač měl spolupracovat. Pokud je to dávkovač určený pro optické biosenzory, je zde několik základních parametrů biosenzoru, které konstrukční uspořádání automatického dávkovače významně ovlivňují.

Především je to počet vstupů biosenzoru. Počet výstupů biosenzoru ovlivňuje samozřejmě také počet vstupů automatického dávkovače, tím i počet vzorků, které je možné odebírat současně. Je zde i mnoho dalších omezujících kritérií, které vychází z požadavků rychlosti přendávání hadiček na vstupech, nebo množstvím potřebných pozic na vzorky v držácích dávkovače.

U pohonů a posuvů použitých v automatickém dávkovači závisí především na vybraném kinematickém uspořádání přístroje. Další kritéria, podle kterých je nutné navrhovat konkrétní typ pohonů a posuvů, jsou především požadovaná rychlost a přesnost dávkovače. Rychlost dávkovače je dána přemístěním vstupních hadiček z jedné zkumavky do druhé, což jsou nejčastěji tři pohyby ramena – zvednutí v ose Z, posun v ose Y nebo X a spuštění v ose Z. Při uspořádání vzorků v rotačně pohyblivém držáku (obrázek 6) Jsou to opět 3 pohyby – Zvednutí ramena v ose Z, rotace vzorků kolem osy Z a spuštění ramena v ose Z. Čím rychleji bude dávkovač schopen provést tuto sekvenci pohybů, tím větší budou možnosti jeho univerzálnějšího použití. Vyžadované časy přesunu hadiček nejsou ale u biosenzorů nijak limitujícím parametrem a ve většině případů je naprosto vyhovující čas přesunu v jednotkách sekund.

Přesnost je u automatických dávkovačů také velmi důležitá. Požadovaná přesnost celého přístroje v horizontálních souřadnicích je dána vnitřním průměrem nejmenší používané zkumavky spolu s vnějším průměrem vstupní hadičky dávkovače. Pokud označíme vnitřní průměr nejmenší používané zkumavky D , vnější průměr vstupní hadičky d a bezpečnostní vzdálenost hadičky od okraje zkumavky k , potom se maximální přípustná odchylka automatického dávkovače od požadované polohy Δxy vypočte podle následujícího vzorce.:

$$\Delta xy = \frac{D - d}{2} - k$$

(1) *Výpočet maximální odchylky dávkovače*

Přesnost v ose Z je poté dána pouze požadavkem na maximální vzdálenost vstupní hadičky od dna zkumavky. V případě automatických dávkovačů pro biosenzory se hodnota Δxy i přesnost v ose Z pohybuje v jednotkách milimetrů, jen výjimečně je požadována přesnost až řádově vyšší. Při dostatečné tuhosti přístroje je zřejmé, že k dosažení takových hodnot nebude zapotřebí nějak zvlášť přesných vedení a pohonů. Nejčastěji je v těchto přístrojích použito kluzné vedení, které je svými vůlemi minimálně o řád přesnější, než celková požadovaná přesnost přístroje. Jako pohon se nejčastěji používá, jak již bylo zmíněno, krokový motor. Krokový motor je používán především pro možnost dosažení přesně definované polohy, a to i bez absolutního snímače polohy. Snadno se u něj dají také řídit otáčky. Tento motor může pohánět posuvné části dávkovače několika způsoby, mezi ty

nejpoužívanější patří řemenový převod a šroubový převod. Každý z nich má své výhody i nevýhody. U řemenového převodu jde ve většině případů o převod pomocí plochého ozubeného řemene, výhodou je zde možnost dosažení vyšší rychlosti posuvu. Podle následujícího vzorce je možné rychlost posuvu vypočítat.:

$$v = \pi \cdot D \cdot n$$

(2) *Rychlost posuvu řemenového převodu*

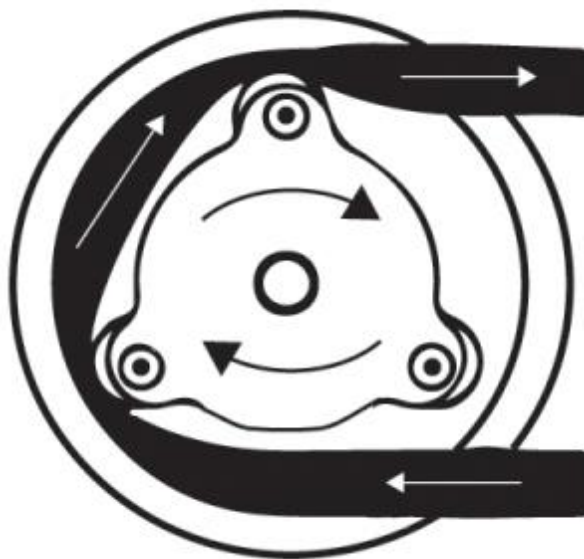
Kde v je rychlost v metrech za sekundu, n je počet otáček za sekundu a D je průměr řemenice v metrech. Šroubový převod, realizovaný pomocí pohybového šroubu, dosahuje při stejných otáčkách motoru zpravidla nižší rychlosti. Jeho rychlost spočítáme podle následujícího vztahu.:

$$v = n \cdot P$$

(3) *Rychlost posuvu Šroubového převodu*

Kde v je opět rychlost v metrech za sekundu, n je počet otáček za sekundu a P je stoupání závitu v metrech. Spojení motoru a šroubu je většinou realizováno přes pružný element, který dokáže do určité míry kompenzovat mimoosost motoru a šroubu. Podstatnou výhodou oproti převodu řemenem je především vyšší přesnost a menší zatížení motoru. Jako pohybový šroub může být použit kuličkový šroub, který sníží tření a zvýší přesnost posuvu. Z důvodu poměrně malých požadavků na přesnost a malého zatížení pohyblivých částí jsou ale většinou v dávkovačích použity kluzné pohybové šrouby.

Počet vstupů biosenzoru i požadavky na nezávislé ovládání vstupů určují počet i typ mikrofluidních pump dávkovače. Omezením pro použité pumpy v dávkovači je také požadavek na rozsah tlaků a průtoků kapaliny. V dávkovačích určených pro biosenzory jsou nejčastěji používány pumpy typu syringe, případně peristaltické mikrofluidní pumpy. Především z důvodu plynulého průtoku kapalného vzorku, velkého rozsahu průtoků a možnosti jemného nastavení průtoků i dostatečného výstupního tlaku. Pumpa musí být samozřejmě přizpůsobena počtu výstupů, případně počet pump na počtu nezávislých výstupů dávkovače. Schéma s naznačením funkce peristaltické pumpy je na obrázku 7.



Obr. 7 – peristaltická pumpa [19]

2.3 Omezení komerčně dostupných dávkovačů

Dávkovače, které lze zakoupit, jsou převážně přizpůsobeny ke spolupráci s konkrétním typem přístroje. Dávkovačů určených pro spolupráci s biosenzory je na trhu nabízeno jen velmi omezené množství. Každý dávkovač má omezený počet vzorků, které je do něj možné vložit, nebo je vytvořen pro biosenzor s omezeným počtem detekčních kanálů – vstupů kapalných vzorků. Většina dostupných dávkovačů má omezený počet výstupů kapaliny a jsou tak předurčeny k použití ve spojení s biosenzorem o stejném, případně menším počtem vstupů. Ve většině případů zde není možnost současně ovládat jednotlivé vstupy dávkovače nezávisle na sobě.

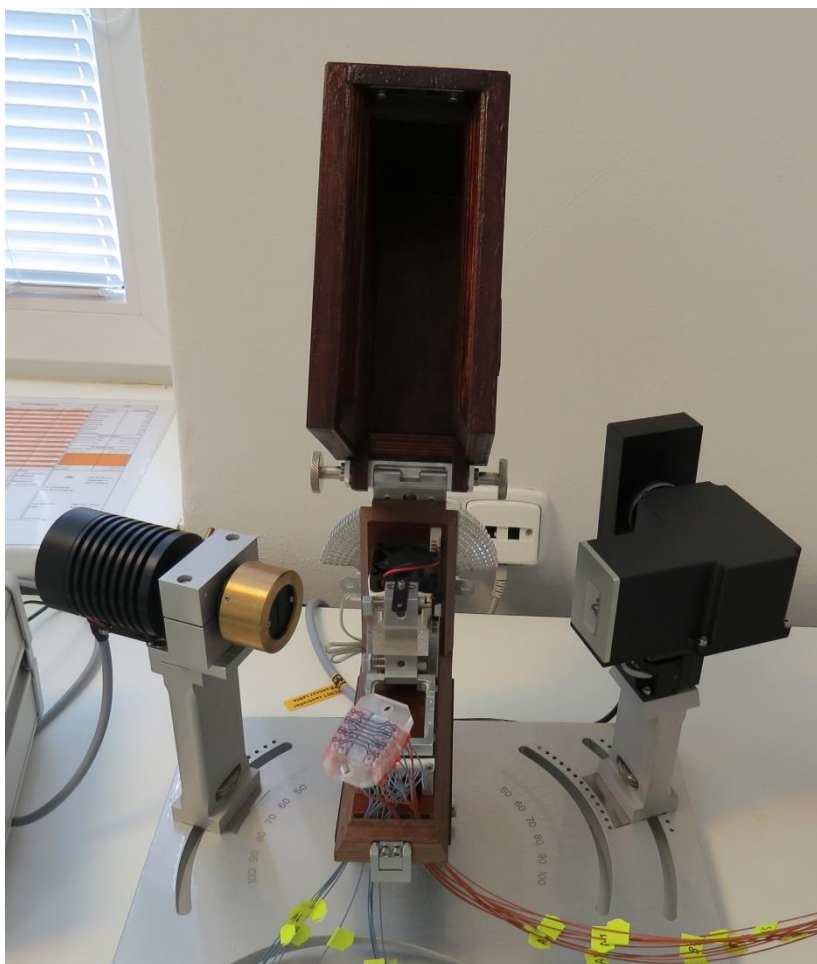
Dávkovače dostupné na trhu jsou do jisté míry univerzální, ale to v mnoha případech nestačí pro požadavky k jednotlivým aplikacím. Pokud jde o integrovaný přístroj, který je vyráběn a dodáván spolu s biosenzorem, potom samozřejmě dávkovač splňuje všechny parametry tak, aby byl kompatibilní a mohl být s daným biosenzorem používán. Podobně je tomu i v případě, že je dávkovač nabízen jako příslušenství, které lze k biosenzoru od dané společnosti zakoupit. Naprostá většina společností, které dávkovače nabízejí, je vyrábí jako součást, nebo příslušenství k jejich jiným zařízením.

Pokud je tedy biosenzor od společnosti, která k němu automaticky dávkovač jako možné rozšíření nenabízí, je již situace složitější. U biosenzorů vyrobených pro výzkum

podle specifických požadavků je potom téměř nemožné najít komerčně dostupný automatický dávkovač, který by těmto požadavkům plně vyhovoval. To je způsobeno především velkou mírou unikátnosti takových biosenzorů. Biosenzory vyvinuté a vyrobené pro specifické požadavky se v naprosté většině odlišují od komerčně dostupných biosenzorů svými funkcemi. Pokud by se neodlišovaly, byla by zde jednodušší možnost přístroj místo nákladného vývoje a výroby zakoupit. Pokud se tedy biosenzor odlišuje svými funkcemi od komerčně dostupných přístrojů, vyplývají z toho samozřejmě ve většině případů rozdílné požadavky na funkce automatického dávkovače. Pokud je výčet těchto požadavků rozdílný od komerčně dostupných biosenzorů, je velmi pravděpodobné, že k takovému biosenzoru nebude možné komerčně dostupný dávkovač najít.

3. Návrh automatického dávkovače

Jak již bylo zmíněno, při návrhu automatického dávkovače je důležité vědět, s jakým přístrojem bude dávkovač spolupracovat. Podle toho již vznikají základní požadavky na funkčnost přístroje. Tyto požadavky přímo ovlivňují konstrukční uspořádání dávkovače. Automatický dávkovač, kterým se tato práce zabývá, je určen pro konkrétní optický biosenzor. Tím, že je dávkovač určen pro spolupráci s konkrétním biosenzorem, jsou dány i konkrétní požadavky pro funkce, které by měl splňovat. Optický biosenzor, pro který je určen automatický dávkovač, navržený v této práci, byl vyvinut a vyroben na Ústavu fotoniky a elektroniky Akademie věd ČR, je zachycen na obrázku 8.

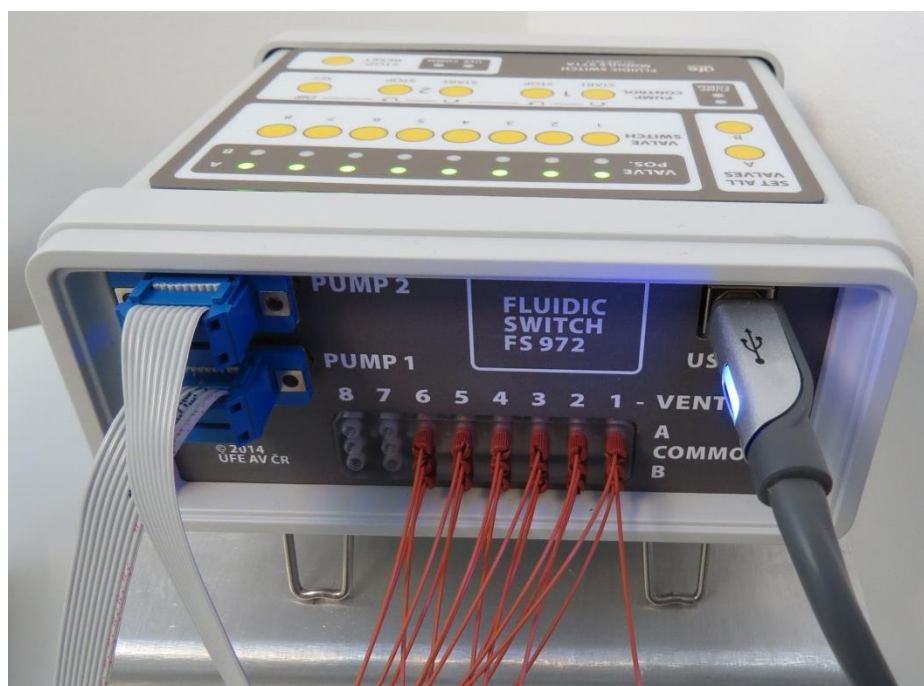


Obr. 8 – Optický biosenzor

Je to optický biosenzor, využívající metody SPR. Princip metody SPR je popsán v kapitole

1.2. V levé části přístroje je umístěn kolimovaný, polarizovaný zdroj bílého světla. Uprostřed je hlavní část přístroje – teplotně stabilizované těleso. Na toto těleso je přichycen optický hranol a odnímatelná fluidická komora. V pravé části přístroje se nachází optická soustava, skládá se z difrakční mřížky, kolimátoru a CCD čipu. K CCD čipu je připojena další elektronika, která řídí snímání obrazu a jeho odesílání do PC přes rozhraní USB. V PC je potom obraz již zpracováván v softwaru a jsou z něj vyhodnocovány spektrální charakteristiky. Celý biosenzor je unikátní, je sestaven ze stovek jednotlivých komponent, byla k němu vyvinuta a vyrobena potřebná elektronická zařízení – tepelný kontrolér, mikrofluidní přepínač i snímací a komunikační rozhraní k CCD čipu. Software pro vyhodnocování výsledků experimentů je také vytvořen speciálně pro tento biosenzor. I díky tomu tento biosenzor dosahuje vysoké přesnosti detekce látek i při velmi malých koncentracích detekované látky. Biosenzor je posledním vyvinutým typem, oproti předchozím typům má řadu lepších vlastností.

Biosenzor, ke kterému je dávkovač určen je šestikanálový, s dvěma na sobě vzájemně nezávislými skupinami vstupů – to znamená, že má šest samostatných kanálů a zároveň dvanáct vstupů, přičemž každý kanál má jeden vstup z jedné strany. Tento způsob přivádění tekutiny do biosenzoru je řízen speciálním zařízením, které je umístěno na výstupu biosenzoru. K tomu samozřejmě musí být přizpůsobena i mikrofluidní část biosenzoru. Zde je fluidická komora, kterou vzorek protéká opatřena dvanácti vstupy a dvanácti výstupy. Uprostřed fluidické komory se nachází detekční oblast, ta je rozdělena na šest kanálů – šest segmentů detekční oblasti. Každý kanál má potom dva vstupy a dva výstupy. Z jaké strany bude do mikrofluidní komory proudit vzorek je řízeno speciálním zařízením pro ovládání mikrofluidních pump, které podle požadovaného proudění ovládá také mikrofluidní pumpy. Fotografie zařízení pro ovládání mikrofluidních pump můžete vidět na obrázku 9.



Obr. 9 – Zařízení pro ovládání mikrofluidních pump

3.1 Požadavky na uspořádání a funkce automatického dávkovače

Požadavky na funkce a konstrukční uspořádání dávkovače nejsou dány jen tímto konkrétním biosenzorem a jeho rozšířením. Další požadavky na funkci i konstrukční uspořádání jsou dány mimo jiné také laboratorními pracovníky. Laboratorní pracovníci tráví mnoho času prací s biosenzory. To je dáno především časovou náročností většiny experimentů. Proto mají největší přehled o tom, jak experiment probíhá, jaké úkony při daných experimentech nejčastěji dělají a co by mohlo obsluhu optického biosenzoru usnadnit. Právě z požadavku usnadnit obsluhu biosenzoru vzešla myšlenka zkonstruovat automatický dávkovač. Samozřejmě je vždy první variantou zakoupit jako rozšíření celý přístroj, zde ale nastalo hned několik problémů. V první řadě, žádný výrobce nenabízel dávkovač pro biosenzor s možností dvou na sobě vzájemně nezávislých skupin vstupů, dále bylo mnoho požadavků od laboratorních pracovníků, které tyto přístroje nesplňovali.

Požadavky na automatický dávkovač vzorků pro použití s šestikanálovým biosenzorem vypsán zde:

- Distribuce vzorku: možnost mít šest zkumavek pro šest kanálů, k nim mít vždy další sedmou, kam v případě potřeby můžeme umístit všech šest vstupních

mikrofluidních hadiček.

- Držáky se zkumavkami, ve kterých je vzorek, mít umístěny nad mikrofluidními pumpami. (pro snadnou optickou kontrolu vzorků)
- Zajistit přístup k ovládacím prvkům mikrofluidních pump.
- Držáky vzorků:
 - a) Průhledné držáky. (optická kontrola hladiny vzorku ve zkumavce)
 - b) Možnost zvolit velikost společné (sedmé) zkumavky pro všechny kanály. (2 nebo 5ml)
 - c) Každý držák pro sedm řad po sedmi zkumavkách – pro 49 zkumavek.
- Společná nádobka pro kapalinu na propláchnutí všech dvanácti vstupních hadiček.
- Zajištění přístupu pro výměnu zkumavek obsluhou dávkovače.
- Zajištění libovolné stabilní polohy všech pohyblivých částí dávkovače i po vypnutí napájení pohonů. (zamezit případnému samovolnému posunu ramen v ose Z)
- Míchání vzorků v průběhu experimentu - možnost míchat vzorek ve zkumavce.
- Minimální délka hadiček mezi vstupem dávkovače a mikrofluidní pumpou.
- Dva na sobě plně nezávislé šestikanálové výstupy (každý s jiným držákem vzorků, ramenem, posuvy a samostatnou mikrofluidní pumpou).
- Zajistit, aby se do kontaktu se vzorkem dostala pouze mikrofluidní hadička.
- Optimalizace velikosti dávkovače.

Nejsou zde vypsány úplně všechny požadavky, některé jsou při návrhu automatického dávkovače brány jako samozřejmost. Jednotlivé požadavky mají také svou prioritu. Proto je nutné při návrhu počítat s důležitostmi jednotlivých požadavků a návrh tomu přizpůsobit.

Jeden z nejdůležitějších požadavků je návrh systému, který by umožnil dávkovači odebírat jeden vzorek všemi šesti vstupními hadičkami. Tento návrh je podrobně popsán ve čtvrté kapitole. V současnosti žádná ze společností, zmíněných v předchozí kapitole, nenabízí takový automatický dávkovač, který by touto možností disponoval. V seznamu výše je celá řada požadavků, které plynou především ze zkušeností s biosenzorem. Najít automatický dávkovač, z těch, které jsou dnes dostupné, a který by zároveň splňoval všechny vytyčené požadavky, není možné. To byly hlavní důvody, které vedly k rozhodnutí, navrhnout k biosenzoru automatický dávkovač. Navržený dávkovač by měl splňovat stanovené požadavky.

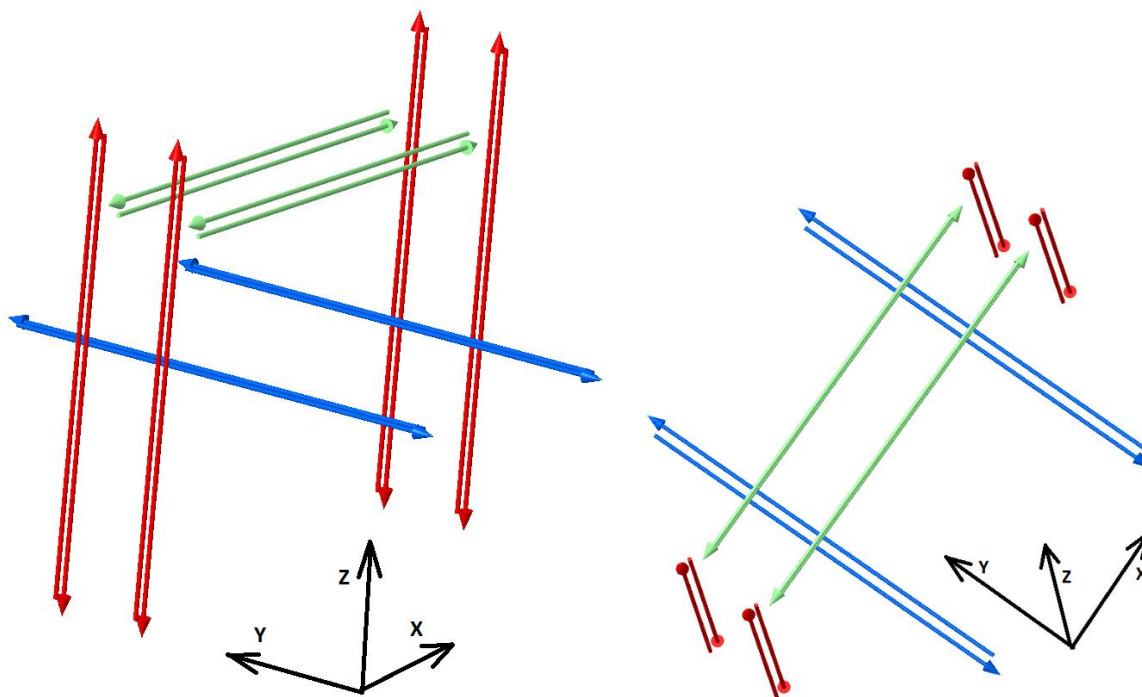
3.2 Návrh uspořádání automatického dávkovače

V první fázi návrhu je důležité zvážit všechny požadavky a od počátku návrhu postupovat tak, aby bylo možné splnit největší část požadavků. Zde musí být brán ohled také na priority jednotlivých požadavků, ale i na porovnání přínosu a náročnosti realizace daného požadavku. Dále musí návrh vycházet z parametrů konkrétního biosenzoru.

Pro splnění požadavku maticově uspořádaných zkumavek se vzorky jsem se rozhodl pro uspořádání posuvů v osách X, Y a Z. Přičemž rameno se vstupními hadičkami bude vykonávat pohyb v osách X a Z, držáky zkumavek se potom budou pohybovat v ose Y. Toto uspořádání posuvů je výhodné především pro zjednodušení konstrukce ramena. Zároveň se takovým uspořádáním minimalizuje rozsah pohybů vykonávaných s mikrofluidními hadičkami, proto mohou být hadičky mezi ramenem a mikrofluidní pumpou výrazně kratší, což splňuje další z požadavků.

Dávkovač je navrhován pro šestikanálový biosenzor se dvěma na sobě vzájemně nezávislými skupinami vstupů, což v návrhu představuje další řadu upřesnění. Automatický dávkovač musí mít dvě na sobě nezávislá ramena a dva na sobě nezávislé držáky zkumavek. Tímto je rozšířen počet nutných posuvů ze tří na šest. Dále je nutné do dávkovače umístit dvě mikrofluidní pumpy, každou pro šest kanálů. Nádobku pro společné oplachování šesti hadiček je třeba vhodně umístit, tak aby do ní bylo možné zasunout všech dvanáct vstupních hadiček zároveň. Pokud jsou zde dvě dvojice vstupních hadiček po šesti, nabízí se jako nejlepší možné řešení umístit tuto nádobku ve středu dávkovače.

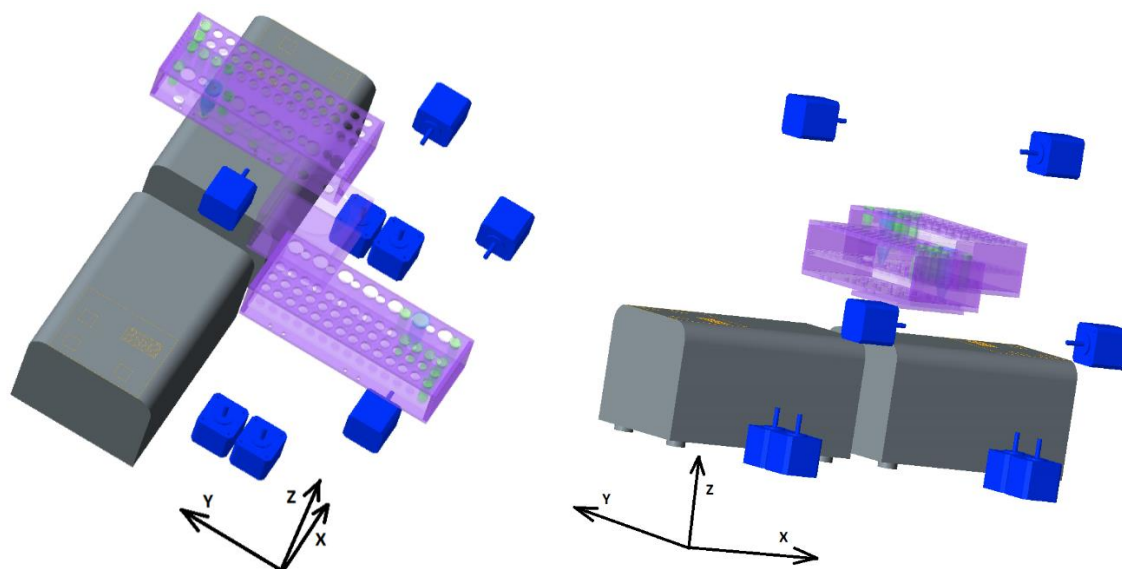
Po zvážení všech požadavků jsem vytvořil schematický nákres posuvů dávkovače – obrázek 10.



Obr. 10 – Posuvy dávkovače

Schematický náčrt posuvů dávkovače vychází z požadavku na dvě skupiny vstupů, na sobě nezávislých a zvoleného uspořádání posuvů v osách X, Y a Z. Dva posuvy v ose Y (na obrázku modré) jsou určeny k posuvu dvou držáků vzorků. Posuvy v ose Z (na obrázku červené) posouvají dvě na sobě nezávislé ramena se vstupními hadičkami. Posuvy v ose X (na obrázku zelené) potom slouží k posuvu samotných hadiček a jsou přímo navázány na posuvy v ose Z.

Abych mohl získat lepší přehled o tom, jak nejvhodněji automatický dávkovač uspořádat, vytvořil jsem další náčrt, kam jsem zanesl umístění hlavních komponent dávkovače. Při tomto návrhu jsem vycházel ze všech požadavků, které se umístění komponent týkají. Konkrétně jsem zde zohlednil požadavek na umístění držáků vzorků nad mikrofluidními pumpami a vhodné umístění nádoby pro zasunutí všech dvanácti hadiček. Náčrt umístění hlavních komponent dávkovače je na obrázku 11.

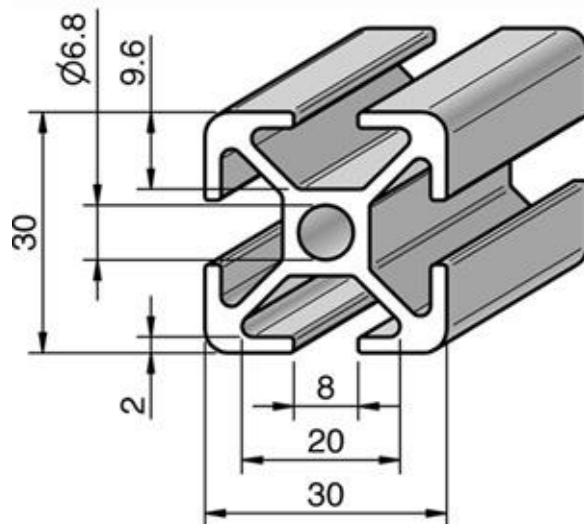


Obr. 11 – Umístění hlavních komponent dávkovače

Modře jsou na obrázku znázorněny krokové motory, šedivé kvádry znázorňují peristaltické mikrofluidní pumpy a částečně průhledně fialové jsou držáky zkumavek. Z nákresu posuvů a umístění hlavních komponent jsem dále vycházel při výběru vhodných komponent pro automatický dávkovač. Při výběru komponent je nutné také přihlídnout k požadavkům, které by měl dávkovač splňovat.

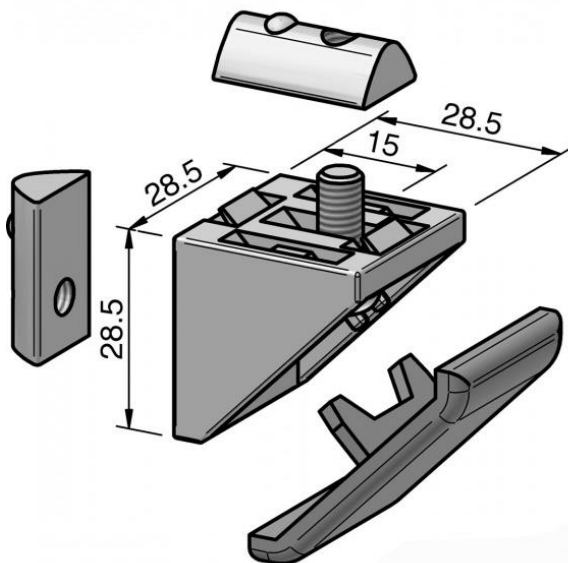
3.3 Konstrukční řešení dávkovače

Pro konstrukci celého dávkovače jsem zvolil hliníkové profily od společnosti Alváris. Tyto profily jsou velmi univerzální a lze je použít ke stavbě rámu téměř jakéhokoli přístroje. Výhodou je zde vysoká tuhost profilů a jejich nízká hmotnost. Profil s jeho základními rozměry je na obrázku 12



Obr. 12 – profil 8 30x30 [9]

Pro spojování profilů jsem zvolil doporučené příslušenství také od společnosti Alváris – obrázek 13.



Obr. 13 – Úhelník 8 30X30 ZN [8]

Tyto spojky profilů jsou na rozdíl od ostatních výhodné zejména pro jednoduchou montáž – není třeba vrtat do profilů díry, nebo řezat závity. Další výhodou je možnost dodatečného posouvání jednotlivých profilů, tím je zajištěno, že i při větších odchylkách v délkových rozměrech profilů, půjde rám přístroje sestavit tak, aby nedošlo ke zkřivení konstrukce. K profilům jsem dále vybral krytky konců profilů a krytky drážek pro možnost umístění

vodičů do drážek profilů. Výhodou zde je možnost stažení 3D modelu přímo na internetových stránkách společnosti Alváris. To je důležité především proto, že v navrhovaném modelu dále používám profily a jejich příslušenství s přesnými rozměry a tvarem, v jakém po dokončení návrhu budou dodány. Profily je možné nakoupit nařezané na potřebné délky.

Než ale budu moci navrhnout konečný tvar a velikost rámu přístroje, je nutné znát rozměry a parametry všech hlavních komponent, které budou v přístroji umístěny. Mezi hlavní komponenty patří mikrofluidní pumpy, držáky zkumavek a krokové motory.

Mikrofluidní pumpy, které budou v dávkovači použity, musí splňovat několik kritérií. Musí mít dostatek kanálů – v tomto případě minimálně šest. Důležitý je také druh pumpy, pro naši aplikaci – použití spolu s optickým biosenzorem. Připadá v úvahu několik druhů pump. Od pumpy pro optický biosenzor je vyžadováno, aby měla velký rozsah průtoků, dostatečný výstupní tlak, ale hlavně, aby na výstupu dodávala kapalinu plynule. Požadavek na plynulé dodávání kapaliny do biosenzoru je velmi důležitý. Pokud by průtok, nebo tlak kapaliny na výstupu pumpy kolísal nebo se dokonce skokově měnil, docházelo by v mikrofluidních hadičkách i mikrofluidní komoře k nechtěným nedefinovaným charakteristikám proudění. To by znamenalo horší výsledky, nebo dokonce neproveditelnost některých experimentů. Těmi nejrozšířenějšími mikrofluidními pumpami, které splňují výše popsané kritéria, jsou syringe pumpy a peristaltické pumpy. Z předchozích zkušeností jsou v kombinaci s biosenzory, ke kterým je dávkovač navrhován, používány výhradně peristaltické mikrofluidní pumpy. Pumpy, které jsou již řadu let osvědčené v kombinaci s optickými biosenzory, využívajícími metodu SPR, není třeba měnit. Jedná se o peristaltické pumpy řady IPC od společnosti ISMATEC [7]. Tyto pumpy nabízejí řadu výhod. Zaručují nízkou pulzaci tlaku i průtoku na výstupu, velký rozsah průtoku - (0,002 – 44 ml/s). Pumpy mají display pro zobrazování okamžitého průtoku a několik tlačítek pro snadné ovládání. Kromě toho jsou také pumpy dále vybaveny sériovým rozhraním RS232 (8 bitů, 1 stop bit, 9600 baud) [21]. Díky tomu mohou být pumpy propojeny s PC a experiment může být pomocí PC ovládán. Pro použití těchto pump v automatickém dávkovači je naprosto nezbytné, aby pumpy měly rozhraní pro připojení k PC. Společnost ISMATEC nabízí v řadě pump IPC několik variant – 4, 8, 12, 16 nebo 24 kanálové pumpy [7]. Z těchto variant jsem podle požadavků zvolil dvě mikrofluidní pumpy ISMATEC IPC 8 – tedy osmikanálové. Její fotografie je na obrázku 14.



Obr. 14 – Peristaltická pumpa ISMATEC IPC 8

Pumpa IPC 8 je používána spolu s biosenzorem, využívajícím metody SPR, v několika laboratořích Ústavu fotoniky a elektroniky Akademie věd ČR. Zjistil jsem rozměry pumpy i prostor potřebný pro manipulaci s pumpou a poté jsem již mohl navrhnout její vhodné umístění v základní konstrukci automatického dávkovače.

Velikost držáků zkumavek přímo souvisí s požadavkem na počet, velikost a tvar zkumavek, které se do držáku musí vejít. Dále také na uspořádání zkumavek v držáku. Zkumavky, které byly vybrány jako nejvhodnější pro všechny typy experimentů, jsou od společnosti Eppendorf [22] a jsou zachyceny na obrázku 15.



Obr. 15 Zkumavky Eppendorf [22]

Zkumavky mají objem 2ml (na obrázku vlevo) a 5ml (na obrázku vpravo). Do držáků vzorků

se zkumavky vkládají bez víček. Před použitím jsou víčka zkumavek odříznuta. Společnost Eppendorf i jiné společnosti se zabývají výrobou plastových stojánků a držáků na jejich zkumavky. Žádný z takových výrobků ale neodpovídal specifickým požadavkům, které by měl držák v automatickém dávkovači splňovat. Proto jsem se rozhodl pro návrh vlastního držáku, který může splnit všechny specifické požadavky. Požadavek na možnost optické kontroly vzorků i v průběhu experimentu se přímo týká materiálu, ze kterého mají být držáky vyrobeny. Materiál pro výrobu držáků by měl být průhledný. Proto jsem zvolil PMMA. PMMA je materiál, který se dá snadno obrábět i lepit a je lehký. Dalším požadavkem pro držák vzorků je počet zkumavek, které bude možné do držáku umístit. Je vyžadováno umístění 49 zkumavek v jednom držáku. 49 zkumavek musí být umístěno takovým způsobem, aby zde bylo sedm řad po sedmi zkumavkách, přičemž šest zkumavek v každé řadě budou mít objem 2ml (obrázek 15 vlevo) a sedmá zkumavka – společná pro všech šest hadiček může mít objem 2ml, ale i 5ml (obrázek 15) podle toho, pro jaký objem vzorku se laborant při daném experimentu rozhodne. Držáky musí být podle požadavků umístěny v dávkovači nad mikrofluidními pumpami, aby bylo umožněno je snadno a rychle opticky kontrolovat i v průběhu experimentu. Dále je také nutné zajistit, aby vrchní hrana 2ml zkumavky i 5ml zkumavky byla ve stejné výšce. Zejména pro možnost přesouvání hadiček v jedné výškové úrovni. 2ml a 5ml zkumavky se od sebe ale celkem výrazně liší tvarem i rozměry – každá má rozdílnou výšku a rozdílný průměr. Obě tyto zkumavky jsem měl při tvoření návrhu držáku k dispozici, takže nebyl problém vytvořit 3D modely zkumavek v softwaru Creo3. V tomto softwaru bude tvořen také návrh celého automatického dávkovače. Podle modelů zkumavek a všech výše zmíněných požadavků jsem vytvořil 3D model držáku. Všechny součástky držáku jsem navrhl z 5mm silného PMMA. Model držáku je na obrázku 16. Do modelu jsem vložil několik zkumavek, abych mohl ověřit, že model splňuje všechny požadavky.

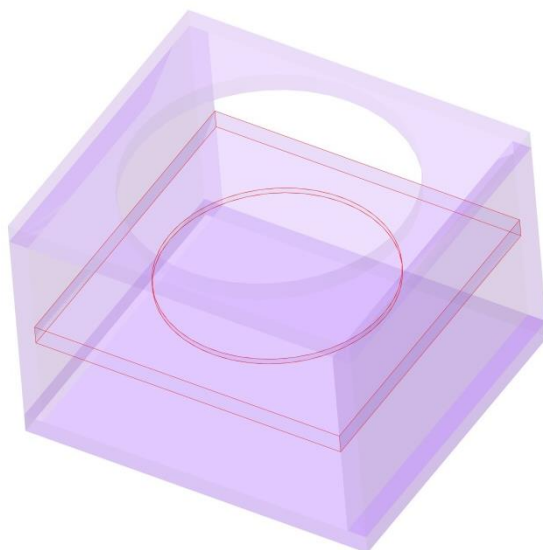


Obr. 16 Model držáku zkumavek

Model držáku je sestava pěti dílů – vrchní deska, prostřední deska, spodní deska a dvě boční desky. Vrchní deska zajišťuje axiální uchycení zkumavek. Prostřední deska spolu s vrchní deskou zajišťují přesné usazení zkumavek tak, aby se nemohly naklánět a setrvaly po celou dobu experimentu na stanovených pozicích. Spodní deska je určena k uchycení držáku na lineární posuv a pohon. Boční desky slouží pro držení zbylých tří desek. Všechny desky jsou k sobě přilepeny. Jak je z modelu (obrázek 16) patrné, v pravé části desky je prostor na vložení buďto 2ml zkumavky, nebo 5ml zkumavky. Není zde požadavek mít možnost vložit obě tyto zkumavky na pozici současně. Proto je rozměrově výhodné vytvořit překrývající se otvory. Otvory v desce tvoří maticové uspořádání, vzdálenost mezi středy dvou sousedních otvorů v ose X i Y je 15mm, což jsem zvolil jako optimální pro velikost držáku a zároveň jako dostatečné pro vkládání zkumavek do držáku a vyjímání zkumavek z držáku. Mezi třetím a čtvrtým sloupcem otvorů je větší vzdálenost. Větší vzdálenost mezi 42 místy pro 2ml zkumavky v levé části a 7 místy pro 2ml, nebo 5ml zkumavky, je navržena záměrně tak, aby vznikl větší prostor pro sesunutí všech šesti hadiček k sobě.

Kromě těchto dvou držáků na zkumavky je zde ještě třetí držák na kapalinu pro proplachování hadiček. Zde je požadováno, aby byla jedna společná nádobka, do které je možné umístit všech dvanáct vstupních hadiček dávkovače najednou. To je z konstrukčního hlediska, jak je naznačeno na obrázku 11, nejlépe proveditelné, pokud bude tato nádobka umístěna ve středu dávkovače, mezi oběma držáky zkumavek. Držák nádobky není nijak komplikovaný. Opět je vyroben z PMMA. Prostor pro vkládání nádobky je umístěn ve středu

držáku tak, aby zajišťoval, že vrchní hrana nádoby bude ve stejné výšce, jako vrchní hrany zkumavek v obou vedlejších držácích. Tím je zajištěno přesouvání hadiček po co možná nejmenší dráze v ose Z. Držák umožňuje vkládat nádoby s průměrem 70mm, pro které je také primárně určen, umožňuje ale také vložení menší nádoby o průměru 60mm. Poloha menší nádoby je zajištěna vyfrézovaným kruhovým osazením v desce, na kterou dosedá dno nádoby. Tento způsob fixace nádoby je dostatečný, protože držák nebude po celou dobu experimentu vykonávat žádný pohyb. Návrh také počítá se zajištěním prostoru pro umístění magnetické míchačky. Magnetická míchačka je zařízení umožňující bezkontaktní míchání tekutiny v nádobce. Podrobněji je funkce magnetické míchačky popsána na konci kapitoly 3.5. Držák nádoby, tak jak jsem ho navrhl je na obrázku 17.

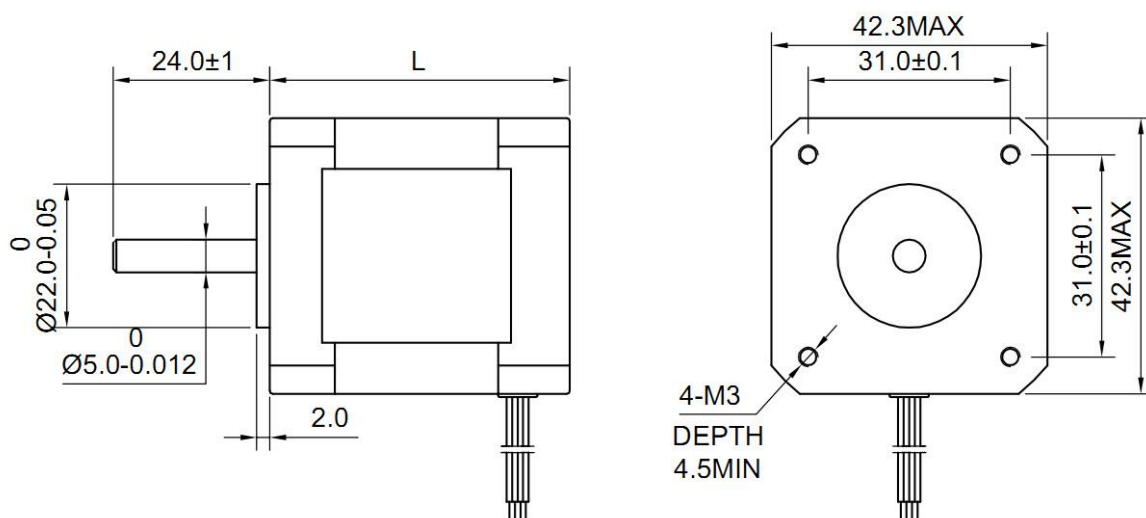


Obr. 17 Model držáku nádoby

Pohony a posuvy jsou dalšími hlavními komponentami automatického dávkovače. Proto, abychom mohli vhodně navrhnout použité motory, je dobré znát, jaký použijeme typ posuvů a převodů. Také je nutné znát zatížení motorů.

Pro navrhovaný dávkovač jsem se rozhodl použít krokové motory. Pro krokové motory jsem se rozhodl především proto, že je možné určit jejich natočení a tím i relativní polohu pomocí počtu pulzů vyslaných do motoru. To je způsob, jak se vyhnout použití absolutních snímačů polohy. Inspiroval jsem se také řešením automatického dávkovače SR8100. Krokové motory jsou také často používané pro 3D tiskárny a další přístroje, vyžadující přesné polohování. Motory budou zapojeny do řídicí jednotky, která bude

ovládána pomocí USB přes rozhraní v PC. Krokových motorů je v současné době vyráběno mnoho druhů. Liší se počtem fází, úhlovou velikostí kroku, momentem, kterým je možné je zatížit, napájecím napětím a proudem, rozběhovými a mnoha dalšími charakteristikami. V této fázi návrhu je ale důležitá především velikost motorů, které budou v dávkovači použity. Především pro kompaktní velikost a poměrně velký výběr motorů jsem se rozhodl v návrhu použít motory normalizované velikosti NEMA 17. Rozměry dané pro tento motor jsou vyneseny na obrázku 18. Jediný rozměr, který pro motory velikosti NEMA 17 není daný, je jeho délka, jako u ostatních motorů velikostní řady NEMA. Velikostní řada NEMA je v současnosti nejpoužívanější a krokové motory, které do této řady nepatří, se standardně sériově téměř nevyrábí.

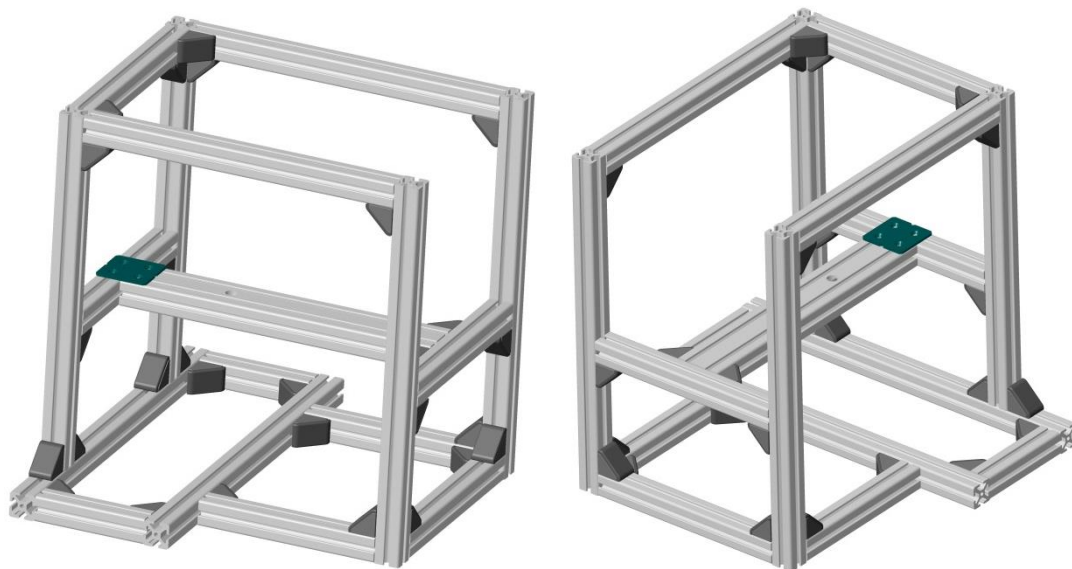


Obr. 18 Rozměry krokového motoru řady NEMA 17 [23]

Délka motoru může být různá a to zejména podle výkonu motoru. Rozhodl jsem se pro výkonnější řadu, kde se délka (na obrázku označena L) pohybuje okolo 40mm. Toto rozhodnutí jsem učinil na základě výpočtů potřebných sil v lineárních vedeních. Výpočty jsou uvedeny v kapitole 3.4.

Pokud znám rozměry všech těchto základních komponent, požadavky na funkce dávkovače a navrhl jsem podle nich uspořádání základních komponent (obrázek 11), mohu navrhnout rám celého dávkovače. Rám je základním konstrukčním prvkem automatického dávkovače. Pokud od dávkovače vyžadujeme určitou přesnost a opakovatelnost pohybů, jsou kladeny vysoké požadavky na tuhost rámu. Zároveň rám tvoří významnou část hmotnosti celého přístroje. Proto je nutné dobře zvážit, jaký materiál na stavbu rámu použít, a jak rám

konstruovat. Jak jsem již zmínil na začátku kapitoly, rám dávkovače bude sestaven z duralových profilů (obrázek 12), které budou spojeny spojky (obrázek 13). Pro toto řešení jsem se rozhodl především pro modularitu těchto profilů, jejich velkou pevnost v porovnání s jejich nízkou hmotností. Z těchto profilů lze sestavit konstrukci s vysokou tuhostí. Uspořádání konstrukce je ale potřeba dobře promyslet, přizpůsobit ji všem hlavním komponentám dávkovače a celkovému uspořádání. Zároveň je potřeba brát ohled na to, aby obsluha přístroje měla komfortní přístup pro vkládání a vyjímání zkumavek se vzorky i ke všem ovládacím prvkům mikrofluidních pump. Po zvážení všech těchto kritérií jsem navrhl základní uspořádání rámu automatického dávkovače. Rám dávkovače jsem vymodeloval z výše zmíněných profilů jako 3D sestavu v softwaru Creo3. Velikou výhodou softwaru Creo3 je jednoduchá modifikace dílů, přičemž se modifikuje i celá sestava. Proto je možné vytvořit rám dávkovače, který nebude mít přesné rozměry. Rozměry rámu jde upravit podle toho, jakou velikost a rozměry budou mít další komponenty dávkovače. Základní tvar konstrukce rámu, navržený tak, aby se do něj dali umístit všechny hlavní komponenty, je na obrázku 19.



Obr. 19 Konstrukce rámu z duralových profilů

V sestavě na obrázku 19 jsou zavazbeny i spojky profilů (obrázek 13). Jejich umístění jsem volil tak, aby konstrukce byla co nejvíce tuhá. Zároveň jsem bral ohled na to, aby spojky profilů nepřekáželi v umístění hlavních součástí dávkovače. Umístění spojek lze samozřejmě

v modelu kdykoli změnit, pokud by se umístění některých spojek ukázalo jako nevhodné. Případně lze ze sortimentu společnosti Alváris, nebo jiné společnosti zabývající se výrobou a prodejem rozměrově kompatibilních profilů a příslušenství, vybrat i jiné typy spojek profilů, které nevyplňují vnitřní roh spojených profilů.

3.4 Návrh lineárních posuvů

Jak vyplývá z kapitoly 3.2, rozhodl jsem se pro použití lineárních posuvů. Celkem bude v dávkovači použito šest na sobě nezávislých lineárních posuvů. Tvoří hlavní mechanickou část automatického dávkovače. Lineární posuv se skládá z lineárního vedení a pohonu.

Lineárních vedení je celá řada. Podle použitého principu se vedení dají dělit na kluzné, valivé a další nekonvenční typy. Valivá vedení mají nižší koeficient tření, na rozdíl od kluzných posuvů dosahují také zpravidla vyšší přesnosti. To je dáno především principem funkce těchto dvou typů vedení, u valivého vedení je využíváno bodového, případně čárového styku a kuličky, nebo válečky se odvalují. Tímto principem vzniká ve vedení pouze valivé tření, všechny díly vedení mohou být ve stálém kontaktu, tím jsou minimalizovány nepřesnosti. Kluzná vedení mají vyšší koeficient tření – dochází zde ke smykovému tření dvou materiálů. Zpravidla mají také nižší přesnost – musíme zajistit minimální vůli. Kluzná vedení jsou ale komerčně dostupnější a jednodušeji realizovatelné. Existuje mnoho konstrukčních uspořádání, valivých i kluzných, lineárních vedení. Přesnost a koeficient tření závisí také v neposlední řadě na použitých materiálech a přesnosti výroby vedení. Všechny tyto parametry posuvů ovlivňují jejich přesnost i ztráty způsobené třením.

Pohon lineárního posuvu lze dále rozdělit na motor a převodový mechanismus, pokud se tedy nejedná o lineární motor. Elektrické lineární motory ale zatím nejsou příliš rozšířené. Jak jsem již zmínil výše, rozhodl jsem se pro použití krokových motorů normalizované velikosti NEMA 17. V této velikostní kategorii ale výrobci nabízejí motory různých vlastností. Při volbě krokového motoru je důležité posoudit několik hlavních parametrů. Mezi hlavní parametry krokového motoru patří počet fází, maximální zatěžovací moment a úhlová velikost kroku. Zatěžovací moment motoru je potřeba dimenzovat především v ose z, kde motor bude kromě překonání tření posuvů a převodů muset také zvedat určitou zátěž. Společnost Microcon nabízí u dvoufázových krokových motorů řady NEMA 17 rozsah

maximálních zatěžovacích momentů 0,3Nm až 0,8Nm [24]. Úhlová velikost kroku potom přímo definuje, s jakou přesností je motor schopen se natáčet. U výrobce Microcon je to 1,8° [24], to znamená 200 pozic na otáčku. Vhodným driverem lze ale jednotlivé kroky rozdělit až na 32 mezipozic a zvětšit počet kroků až na 6400 kroků na otáčku. Výsledný nejmenší krok lineárního posuvu potom samozřejmě závisí také na použitém převodu.

Pokud jako pohon lineárního posuvu není použit lineární motor, což není příliš časté, jsou nejčastěji používány dva druhy převodů pro transformaci rotačního pohybu na pohyb lineární. Je to řemenový nebo šroubový převod. V kapitole 2.2, je ve vzorcích (2) a (3) uvedeno, jak lze vypočítat rychlost lineárního posuvu z otáček motoru a parametrů šroubového, nebo řemenového převodu. Vyšší rychlost je většinou dosahována řemenovými převody, vyšší přesnost zase šroubovými. Proto je nutné zvážit, který parametr je pro naši aplikaci více důležitý.

Proto, abych mohl z množství zmíněných lineárních vedení, krokových motorů, řemenových a šroubových převodů vybrat optimální variantu pro navrhovaný dávkovač, je nutné si nejprve ujasnit, jaká musí být přesnost těchto komponent. Vypočtená hodnota požadované přesnosti přístroje musí být menší, než součet nepřesností vzniklých od všech komponent.

Požadovanou přesnost přístroje v ose X a Y - Δ_{xy} vypočtu podle následujícího vzorce.:

$$\Delta_{xy} = \frac{D - l}{2} - k$$

(4) *Výpočet maximální dovolené odchyłky dávkovače v ose x a y*

Vzorec je odvozen od obecného vzorce pro výpočet požadované přesnosti dávkovače – vzorec (1) v kapitole 2.2. Je zde pouze zaměněn vnější průměr hadičky d za rozměr l , to je délkový rozměr – n -násobek vnějších průměrů vstupních hadiček. Hodnota l je tedy na d přímo závislá, záleží jen, kolik hadiček vedle sebe chceme před vsunutím do zkumavky umístit. V našem případě jsou to tři hadičky. Nepřesnost, která vznikne tím, že hadičky budou ve dvou řadách po třech, bude jich tedy celkem šest, lze zanedbat s ohledem na proměnnou k . Ostatní proměnné jsou zde stejné, jako ve vzorci (1) - vnitřní průměr nejmenší používané zkumavky je zde označen D a bezpečnostní vzdálenost hadičky od okraje zkumavky k . Konkrétní hodnoty pro výpočet tedy jsou:

$$D = 9mm$$

$$l = n \cdot d = 3 \cdot 0,8 = 2,4mm$$

$$k = 1mm$$

Proměnnou k jsem zvolil záměrně vysokou, abych tím kompenzoval řádově menší chybu, která vznikne tím, že ve skutečnosti bude vsouváno do zkumavky šest hadiček (dvě řady po třech hadičkách). Po dosazení hodnot do vzorce (4) tedy vyjde:

$$\Delta xy = \frac{9 - 2,4}{2} - 1$$

$$\Delta xy = 2,3mm$$

Požadovaná přesnost přístroje v ose Z vychází z požadavku, aby hadička automatického dávkovače nebyla od dna zkumavky vzdálena více, než o rozměr z_1 , ale zároveň, aby se dna zkumavky nedotýkala. Z tohoto požadavku jsem určil maximální přípustnou odchylku v ose Z :

$$\Delta z = z_1 - k$$

$$\Delta z = 3 - 1$$

$$\Delta z = 2mm$$

(5) Výpočet maximální dovolené odchylky dávkovače v ose z

Vypočtené požadované přesnosti přístroje se samozřejmě nevztahují jen na lineární posuvy (lineární vedení, pohon a převod). Při výpočtu přesnosti musíme uvažovat také nepřesnosti zkumavek, držáků zkumavek, rámu stroje a také tuhost rámu stroje. Předpokládám ale, že výrobní nepřesnosti všech sestavených dílů bude možné vykompenzovat korekcemi při sestavování dávkovače, případně následným upravením souřadnic v řídicím softwaru při testování přístroje, proto je možné výrobní nepřesnosti dílů zanedbat. Dále pro zjednodušení výpočtu celkové nepřesnosti odhadnu nepřesnost vyplývající z tuhosti rámu, výrobních tolerancí zkumavek a opakovatelnosti vkládání zkumavek do držáků. Rám přístroje má obecně velmi vysokou tuhost, nepředpokládám tedy, že by při působení tak malých sil, s jakými pohony dávkovače budou pracovat, jevil nějaké pozorovatelné deformace. I tak, abych byl na straně bezpečnosti, volím nepřesnost rámu přístroje ve všech osách $\Delta xyz_r = 0,5mm$. Dále je třeba počítat také s výrobní tolerancí

zkumavek. Vzhledem k tomu, že zkumavky jsou vyrobeny z termoplastu odlitého do velmi přesné formy, nepřesnosti jsou zde minimální. Volím tedy nepřesnost zkumavek ve všech osách $\Delta xyz_z = 0,2mm$. Poslední nepřesností, kterou přičtu pomocí odhadu je opakovatelnost vložení zkumavek do držáku vzorků. Zde je třeba uvážit výrobní nepřesnost držáku. Volím tedy hodnotu ve všech osách $\Delta xyz_v = 0,3mm$. Z těchto odhadnutých dílčích nepřesností součtem získáme celkový odhad nepřesnosti přístroje kromě nepřesnosti lineárních vedení Δxyz_c .

$$\begin{aligned}\Delta xyz_c &= \Delta xyz_r + \Delta xyz_z + \Delta xyz_v \\ \Delta xyz_c &= 0,5 + 0,2 + 0,3 \\ \Delta xyz_c &= 1mm\end{aligned}$$

(6) *Výpočet nepřesnosti dávkovače bez lineárních posuvů*

Nepřesnost dávkovače, ve které neuvažujeme nepřesnosti lineárních posuvů, nyní odečtu od maximálních dovolených odchylek dávkovače. Tím získám maximální přípustné nepřesnosti lineárních posuvů.

$$\begin{aligned}\Delta x_c = \Delta y_c &= \Delta xy - \Delta xyz_c \\ \Delta x_c = \Delta y_c &= 2,3 - 1 \\ \Delta x_c = \Delta y_c &= 1,3mm\end{aligned}$$

(7) *Výpočet maximální možné nepřesnosti pro lineární posuvy v osách x a y*

$$\begin{aligned}\Delta z_c &= \Delta z - \Delta xyz_c \\ \Delta z_c &= 2 - 1 \\ \Delta z_c &= 1mm\end{aligned}$$

(8) *Výpočet maximální možné nepřesnosti pro lineární posuvy v ose z*

Tímto jednoduchým výpočtem jsem zjistil, jaké přesnosti musí lineární posuvy dosahovat.

Podle požadované přesnosti a mých zkušeností jsem zvolil konkrétní komponenty, ze kterých budou posuvy dávkovače sestaveny. Přesnost vybraných komponent musí být samozřejmě ověřena následným výpočtem, abych se přesvědčil, že navržené lineární posuvy budou pro automatický dávkovač z hlediska přesnosti vyhovující.

Pro všech šest posuvů jsem zvolil lineární vedení s vodící nerezovou tyčí a

kuličkovým pouzdem. Vybral jsem nerezové vodící tyče o průměru 8mm s tolerancí h6 a kuličková pouzdra s tolerancí $8_0^{+0.008}$ [30]. Fotografii vodící tyče a kuličkového pouzdra můžete vidět na obrázku 20.



Obr. 20 Nerezová vodící tyč a kuličkové pouzdro

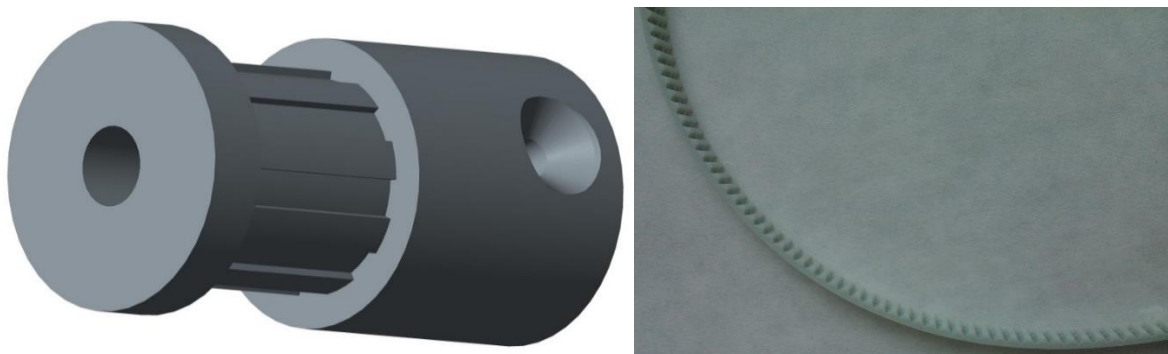
Při volbě převodových mechanismů jsem se částečně inspiroval automatickým dávkovačem SR8100 [10]. Především jsem se ale řídil požadavky na navrhovaný automatický dávkovač. Proto jsem také zvolil dva typy převodů, které v dávkovači budou použity.

Prvním druhem převodu točivého pohybu motoru na lineární pohyb je pomocí ozubeného řemene. Tento převod jsem se v návrhu rozhodl použít pro posuv držáků zkumavek v ose Y. K takovému rozhodnutí mě vedla především jednoduchost realizace a možnost dosažení vysoké rychlosti posuvu. Pro převod jsem navrhl ozubený řemen. Tento řemen je velice univerzální, lze ho kupovat v libovolných délkách jako ozubený plastový pásek. Podle rozteče ozubených řemenic potom můžeme jednoduše vytvořit libovolně dlouhý řemen. Řemen z pásku vytvoříme tak, že oba konce přichytíme k pohyblivé součásti. Řemen k součásti musí být samozřejmě uchycen tak, aby uchycení součásti bylo umístěno v rovině tečné na obě řemenice. Řemenice na krokovém motoru musí být opatřena zoubky, aby byla schopna zajistit přenos výkonu z motoru na řemen. Řemen i řemenice mají parabolický tvar zubů s označením GT2. Tento tvar zubů je naznačený na obrázku 21.



Obr. 21 Tvar ozubeného řemenu a řemenice GT2 [37]

Na druhé straně lineárního posuvu již nejsou zuby na řemenici vyžadovány, řemenice zde ale musí být uložena v radiálním ložisku. Obrázek 22 zachycuje 3D model řemenice – vlevo, a ozubený řemen – vpravo.



Obr. 22 Ozubená řemenice a ozubený řemen

Pro posuvy v ose Z jsem zvolil kluzný šroubový převod. Kluznému šroubovému převodu jsem dal přednost před kuličkovým šroubovým převodem především proto, že zde není vyžadována vysoká přesnost, kluzné šroubové převody jsou také komerčně dostupnější. K řešení posuvu v ose Z pomocí šroubového převodu jsem dospěl především ze základních požadavků na funkce přístroje. Automatický dávkovač by měl v případě poruchy, nebo výpadku napětí zůstat v poloze, v jaké se nacházel. Tento požadavek logicky vyplývá z toho, aby při výpadku napájení nebyl dávkovač, nebo jeho části poškozen. Aby ale při výpadku napětí, nebo poruše nedošlo k pádu části přístroje pro přemisťování hadiček zvedané v ose Z, musí být zajištěna samosvornost šroubového převodu. Pokud bude navržený převod samosvorný, plyne z toho další výhoda – Motor nebude muset po celou dobu zadržovat sílu

od hmotnosti systému na přemísťování hadiček, to by vedlo k nadměrnému zahřívání motoru. To je také další důvod, proč jsem se rozhodl pro kluzný šroubový převod a ne pro převod kuličkovým šroubem, u kterého je dosahováno nejen nižšího tření, ale také většinou není samosvorný. Nejprve jsem vybral komponenty, které by bylo možné ke konstrukci šroubového převodu použít, až následně jsem provedl kontrolu vybraného převodu na samosvornost.

Jako pohybový šroub jsem zde zvolil nerezový šroub s lichoběžníkovým závitem TR8x2. Pro kontrolu samosvornosti šroubového převodu jsem použil zjednodušený postup výpočtu pro pohybové šrouby.

Vzorce potřebné pro výpočet:

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{P}{\pi \cdot d_2} ; \quad \operatorname{tg} \varphi = f ; \quad \alpha < \varphi$$

(9) *Vzorce pro výpočet samosvornosti pohybového šroubu s lichoběžníkovým závitem [25]*

P je stoupání závitu v milimetrech, d_2 je střední průměr závitu, f je součinitel tření, α je úhel stoupání závitu a φ je úhel tření. Pro samosvornost šroubového převodu musí platit, že úhel tření bude větší, než úhel stoupání závitu. Součinitel tření pro pohybové šrouby – materiál šroubu ocel bez mazání, materiál matice mosaz se pohybuje v rozmezí 0,15 až 0,23 [26]. S ohledem na bezpečnost tedy volím hodnotu $f = 0,15$.

Hodnoty proměnných pro navržený případ:

$$P = 2\text{mm}$$

$$d_2 = 7,25\text{mm}$$

$$f = 0,15$$

Výpočet samosvornosti:

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{P}{\pi \cdot d_2}$$

$$\alpha = 5,018^\circ$$

$$\operatorname{tg} \varphi = f$$

$$\varphi = 8,531^\circ$$

Úhel stoupání závitu α je menší, než úhel tření φ . Z výpočtu tedy vyplývá, že navržený šroubový převod bude samosvorný. Při výpadku napájení tedy nehrozí pád celého ramene a je tím vyloučena možnost poškození přístroje, nebo znehodnocení vzorků. Na případ výpadku napájení musí být samozřejmě připravena také řídicí část přístroje. V případě obnovení napájení po výpadku vykonají posuvy motorů sekvenci nulování polohy, jako při každém zapnutí přístroje. Podrobněji je řešení havarijních stavů popsáno v kapitole 3.6. Fotografie pohybového šroubu a matice je na obrázku 23.



Obr. 23 Pohybový šroub TR8x2 a matice

Pohybový šroub je nutné na jednom konci pevně uchytit k motoru, a na druhém konci pomocí radiálního ložiska uchytit k rámu dávkovače. Uchycení pohybového šroubu k motoru je vhodné realizovat spojkou, která umožní toleranci malé nesouososti motoru a šroubu. Pokud by šroub byl spojen s motorem pevnou spojkou a osa šroubu by nebyla naprosto stejná s osou rotace motoru, docházelo by k nadměrnému opotřebení ložisek motoru, ale i samotného pohybového šroubu. Spojku umožňující osovou výchylku šroubu oproti motoru, kterou jsem pro aplikaci v automatickém dávkovači zvolil, můžete spolu s radiálním ložiskem pro uchycení druhého konce šroubu vidět na fotografii – obrázek 24.



Obr. 24 Spojka pohybového šroubu s motorem a radiální ložisko

V následujících kapitolách se budu zabývat návrhem systému na přemístování hadiček pomocí lineárního posuvu v ose X. Celý systém by měl být poháněn jedním motorem, aby počet pohonů dávkovače nebyl větší, než je nutné. Proto jsem se rozhodl i u posuvů v ose X použít šroubový převod, který je přesnější a nabízí více tuhosti. Šroubový převod, který použiji v ose X je identický se šroubovým posuvem v ose Z.

Volba krokových motorů nebyla jednoduchá. I když jsem se rozhodl pro velikost NEMA 17, je zde mnoho výkonnostních variant. Délkový rozměr motorů se spolu s výkonnostními variantami mění. Proto bylo nutné před dokončením návrhu lineárních posuvů zvolit konkrétní typ použitých motorů. Původně jsem se rozhodl pro použití dvoufázových krokových motorů SX17-1005LQCEF od výrobce Microcon [24]. Základní parametry tohoto motoru jsou v následující tabulce 1 [24]:

Velikost kroku [°]	Statický moment [Nm]	Jmenovitý proud [A]	Indukčnost [mH]	Odpor [Ω]	Hmotnost [kg]
1,8	0,52	1	14	5,9	0,3

Tab. 1 Parametry motoru SX17 – 1005LQCEF

Než jsem ale začal s návrhem posuvů, na jednoduchém přípravku jsem si otestoval rychlost, které je možné dosáhnout s tímto motorem na šroubovém posuvu se stoupáním závitů

$P = 2\text{mm}$. Kombinací motoru SX17-1005LQCEF a elektroniky jsem na šroubovém posuvu se stoupáním 2mm dosáhl rychlosti pouze 15mm/s. Tuto rychlost jsem vyhodnotil jako nedostatečnou. Proto jsem hledal další možnosti, jak rychlost zvýšit.

Po konzultaci s kolegy jsem se rozhodl pro třífázové krokové motory a výkonnější driver. Třífázových krokových motorů ve velikosti NEMA 17 výrobci mnoho nenabízí. Podařilo se mi ale najít třífázový krokový motor 17HT15-1003S u zahraničního výrobce Stepperonline [27]. Parametry těchto motorů jsou shrnuty v následující tabulce 2 [27].

Velikost kroku [°]	Statický moment [Nm]	Jmenovitý proud [A]	Indukčnost [mH]	Odpor [Ω]	Hmotnost [kg]
3,75	0,2	1	2,8	2,1	0,28

Tab. 2 Parametry motoru 17HT15-1003S

Oproti předchozímu motoru od výrobce Microcon, který má úhlové rozlišení kroku $1,8^\circ$, což odpovídá 200 krokům na otáčku má tento motor pouze 96 kroků na otáčku. Pomocí kvalitního driveru se ale toto rozlišení dá velice zpřesnit. Jeden krok mohu rozdělit až na 48 mikrokroků, což znamená, že ve výsledku mohu dosáhnout až 4608 mikrokroků na otáčku – to odpovídá úhlovému rozlišení $0,0375^\circ = 0^\circ 4' 41''$.

Tedy, když jsem zvolil všechny součásti lineárních posuvů a zjistil jsem jejich technické parametry a přesnosti, mohu provést kontrolní výpočet, ve kterém ověřím přesnost všech šesti lineárních posuvů. Přesnost všech posuvů musí být větší, než požadovaná přesnost, kterou jsem vypočítal na začátku této kapitoly. Výpočet přesnosti posuvů provedu ve třech osách. V každé ose je nutné zahrnout nepřesnosti od všech lineárních posuvů, které mají na přesnost v dané ose vliv.

V každé ose přesnost závisí na velikosti nejmenšího kroku motoru, na použitém převodu, nepřesnostech a vůlích v převodech a vedeních. Na přesnost v ose X a Z má vliv velikost nejmenšího dosažitelného úhlového kroku, stoupání pohybového šroubu a vůle šroubového převodu. V ose Y je přesnost závislá opět na nejmenším kroku motoru, na průměru řemenic, na vůlích a přesnostech řemenového převodu. Dále přesnost v ose X, Y a Z ovlivňují vůle v lineárním vedení a to tak, že ke každé ose se vztahují vůle vedení od zbylých dvou os.

Z toho vyplývá, že pro osu X i Z bude výpočet totožný. Vzhledem k tomu, že jsou zde použity motory se stejnou velikostí kroku, pohybové šrouby se stejným stoupáním, vůlí a

presností, a že v každé ose přičítáme vůli ve vedení posuvů v ostatních dvou osách, mohou provést výpočet pro obě tyto osy současně. Vzorec jsem odvodil z obecně známých vztahů, a vzorců pro výpočet šroubů. V první části vzorce počítám nepřesnost od nejmenšího kroku motoru, v druhé části nepřesnost od šroubového převodu a ve třetí části nepřesnost od lineárních vedení v druhých dvou osách.

$$\Delta x_p = \Delta z_p = \frac{l_k \cdot d_2 \cdot \pi \cdot \sin \alpha}{360} + \Delta l_s + 2 \cdot \Delta v_{max}$$

(10) Vzorec pro výpočet nepřesnosti lineárních posuvů v ose x a z

Kde l_k je nejmenší úhlová délka kroku motoru ve stupních, d_2 je střední průměr rovnoramenného pohybového závitu v milimetrech, P je stoupání pohybového šroubu v milimetrech a α je úhel stoupání závitu. Δl_s je nepřesnost od šroubového převodu – dovolená odchylka stoupání na délce 300mm a vůle mezi šroubem a maticí. Pro tento případ $\Delta l_s = 0,072mm$ [31]. Δv_{max} je potom maximální vůle ve vedeních v ostatních dvou osách vyplývající z tolerance vodící tyče - $8h6 = 8_{-0,009}^0mm$ [5] a tolerance kuličkového pouzdra – $8_0^{+0,008}mm$ [30]. Z toho vyplývá $\Delta v_{max} = 0,017mm$. Ostatní hodnoty již byly zmíněny výše. Nyní tedy dosadím konkrétní hodnoty a vypočtu nepřesnost lineárních posuvů v ose X a Y :

$$\Delta x_p = \Delta z_p = \frac{0,0375 \cdot 7,25 \cdot \pi \cdot \sin 5,018}{360} + 0,072 + 2 \cdot 0,017$$

$$\Delta x_p = \Delta z_p = 0,11mm$$

Dále vyjádřím vzorec pro výpočet nepřesnosti v ose Y . Zde je opět v první části vzorce nepřesnost od nejmenšího kroku motoru, v druhé části nepřesnost řemenového převodu a ve třetí části nepřesnost od lineárních vedení v druhých dvou osách.

$$\Delta y_p = \sin l_k \cdot \frac{d_r}{2} + \Delta l_r + 2 \cdot \Delta v_{max}$$

(11) Vzorec pro výpočet nepřesnosti lineárních posuvů v ose y

Zde je opět l_k úhlová velikost nejmenšího kroku motoru. d_r je průměr řemenice, pro posuvy v ose Y jsem zvolil $d_r = 14mm$. Δl_r je odchylka polohy ozubeného řemene v ose Y z důvodu

nepřesnosti řemene, nebo řemenice. Bohužel se mi ale ani po kontaktování dodavatele těchto prvků nepodařilo zjistit tuto hodnotu. Sestavil jsem ale řemenový převod s motorem na zkušební přípravku, kde jsem otestoval jeho funkčnost, proto mohu hodnotu odchylky polohy ozubeného řemene v ose Y celkem spolehlivě odhadnout. Zvolil jsem tedy hodnotu $\Delta l_f = 0,2mm$. Podle zkušeností s ozubeným řemenem je tato hodnota odhadnuta s dostatečnou rezervou. Δv_{max} je zde opět maximální vůle ve vedeních v ose X a Z vyplývající z tolerance vodící tyče a kuličkového pouzdra. Nyní tedy dosadím zmíněné hodnoty do vzorce (11) a vypočtu nepřesnost lineárních posuvů v ose Y.:

$$\Delta y_p = \sin 0,0375 \cdot \frac{14}{2} + 0,2 + 2 \cdot 0,017$$

$$\Delta y_p = 0,24mm$$

Nepřesnosti lineárních posuvů jsou největší v ose Y, to je dáno především tím, že řemenové převody, použité pro posuv v ose Y dosahují menší přesnosti, než šroubové převody použité ve zbývajících dvou osách. Nepřesnosti lineárních posuvů ve všech osách se ale vešly do maximální požadované nepřesnosti, ta byla vypočtena výše, ve vzorcích (7) a (8). Z pohledu přesnosti jsou tedy navržené lineární posuvy pro automatický dávkovač vyhovující.

Pro posuvy v ose Z je dále nutné provést také kontrolu krokových motorů, kde ověřím, zda jsou zvolené motory dostatečně dimenzovány na zvedání zátěže – držáku s hadičkami a motoru s posuvem v ose X. Při výpočtu vyjdu z obecného vzorce pro výpočet potřebného momentu motoru, ze stoupání šroubu a hmotnosti zátěže.

$$M = \frac{F \cdot P}{2 \cdot \pi \cdot \eta}$$

(12) *Vzorec pro výpočet momentu motoru*

kde M je moment síly v Nm, F je osová síla v N, P stoupání závitu v metech a η je účinnost pohybového šroubu. Vzorec upravím tak, abych mohl dosadit moment motoru a vypočítat zátěž, kterou je motor schopný zvednout. Účinnost pohybového šroubu vypočtu ze vzorce (13).

$$\eta = \frac{\operatorname{tg} \alpha}{\operatorname{tg} \alpha + f'} ; f' = \frac{f}{\cos \frac{\beta}{2}}$$

(13) Vzorce pro výpočet účinnosti pohybového šroubu [28]

Kde f je součinitel tření šroubového převodu – v našem případě $f = 0,15$ až $0,23$. Zde naopak, než u kontroly samosvornosti, volím - s ohledem na bezpečnost, vyšší hodnotu, tedy $f = 0,23$. α je úhel stoupání závitu, ten jsem již vypočítal v rovnici (9) pro navržený šroub TR8x2 je $\alpha = 5,018^\circ$. β je vrcholový úhel šroubovice – pro normalizovaný rovnoramenný lichoběžníkový závit, který jsem zvolil $\beta = 30^\circ$ [29]. Nyní znám všechny hodnoty pro výpočet účinnosti pohybového šroubu. Dosadím je tedy do vzorců a provedu výpočet.:

$$f' = \frac{0,23}{\cos \frac{30}{2}}$$
$$f' = 0,238$$
$$\eta = \frac{\operatorname{tg} 5,018}{\operatorname{tg} 5,018 + 0,238}$$
$$\eta = 0,27$$

Účinnost šroubu vyšla poměrně malá. To je způsobeno především zvoleným součinitelem tření na nejvyšší možné hodnotě. Dá se předpokládat, že ve skutečnosti bude tato účinnost podstatně vyšší. Nyní upravím vzorec (12) tak, abych mohl vypočítat hmotnost, kterou je motor schopen zvedat pomocí pohybového šroubu.

$$m_1 = \frac{2 \cdot \pi \cdot M \cdot \eta}{P \cdot g}$$

Neznámá g je gravitační zrychlení - $g = 9,81$. Do upraveného vzorce dosadím již dříve zmíněné, nebo vypočtené hodnoty a provedu výpočet.:

$$m_1 = \frac{2 \cdot \pi \cdot 0,2 \cdot 0,27}{0,002 \cdot 9,81}$$
$$m_1 = 17,3 \text{ kg}$$

Tuto hodnotu považuji za dostatečnou. Pro každé rameno budou v dávkovači umístěny dva krokové motory s pohybovým šroubem. Z toho vyplývá, že by motor měl zvednout i zátěž

34,6kg. Samozřejmě je tu také otázka dynamických možností motoru. Vzhledem k tomu, že reálně zvedaná hmotnost bude minimálně dvacetinásobně menší, než vypočtená s maximálním možným koeficientem tření, již není nutné provádět dynamické výpočty motoru. Výpočet lineárních posuvů v ose X a řemenových převodů v ose Y není nutné provádět z důvodu, že zatížení motorů je zde nižší, než v ose Z, kde byl ověřen dostatečný výkon zvolených motorů. Posuv s řemenovým převodem byl také bez jakýchkoli problémů odzkoušen.

3.5 Sestava automatického dávkovače

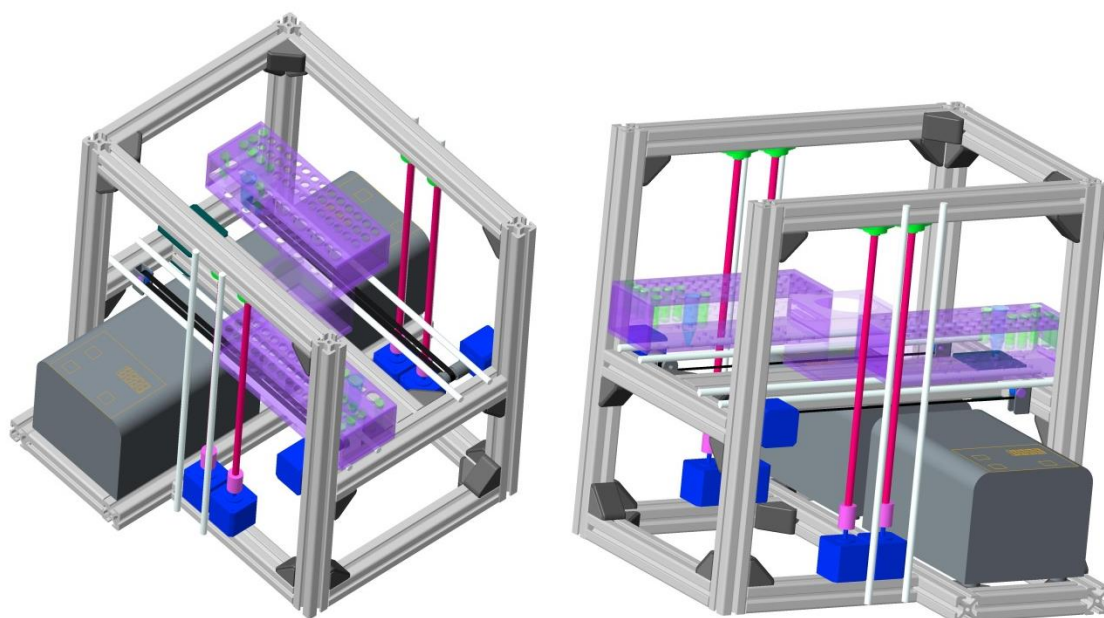
Všechny hlavní komponenty, které jsem pro stavbu automatického dávkovače zvolil, jsem již popsal v předchozí kapitole. Provedl jsem také výpočty, kterými jsem ověřil, že hlavní komponenty splňují kritéria vyplývající z požadavků pro dávkovač. Navrhl jsem již také tvar rámu dávkovače, uspořádání posuvů a dalších hlavních komponent v rámu.

Nyní se budu zabývat kompletní sestavou dávkovače. Kompletní sestava obsahuje kromě rámu a hlavních součástí ještě značné množství součástek, převážně pro uchycení hlavních součástí. Při vytváření sestavy je nutné zvážit všechny požadavky na funkci dávkovače a sestavu tomu v největší možné míře přizpůsobit. Musí být zváženy všechny možnosti uspořádání přístroje a z nich poté vybrána ta, která v největší míře splňuje požadavky na funkčnost dávkovače. Již při modelování jednotlivých součástek musím zvážit, jestli jsou vyrobitelné, z jakého materiálu a jakou technologií budou vyráběny a tvar součástky optimalizovat tak, aby v maximální míře splňoval požadovanou funkci a zároveň, aby byl díl lehce vyrobitelný. Právě proto jsem jako technologii výroby pro mnoho dílů vybral 3D tisk. Pomocí 3D tiskárny lze vyrobit tvarově komplikované díly. Tento způsob výroby dílů je poměrně rychlý a finančně nenáročný. Díly z konvenční 3D tiskárny nemají příliš velkou přesnost, to lze ale kompenzovat následným obrobením některých funkčních ploch a malými úpravami dílů při sestavování dávkovače.

Všechny díly a následně i celou sestavu automatického dávkovače jsem vytvářel v softwaru Creo3. Creo3, jako téměř každý 3D CAD software, nabízí možnost vytvořit z jednotlivých dílů sestavu. Sestava se zde vytváří pomocí vazeb. Dílu, který je do sestavy přidáván, je pomocí vazeb definována stálá poloha. Při vytváření vazeb dílu je potřeba dobře přemýšlet, k jakým dílům v sestavě vztáhnout polohu vkládaného dílu. To je důležité

především pro jednodušší modifikaci sestavy, ale také pro možnost modifikovat díly, aniž by bylo následně nutné upravovat vazby v sestavě. Creo3 nabízí také snadnou tvorbu výkresové dokumentace.

Při tvorbě sestavy jsem v prvním kroku sestavil rám přístroje. Rám přístroje jsem sestavil z duralových profilů, o kterých jsem se zmiňoval na začátku kapitoly 3.3. 3D model rámu sestavy je zachycen na obrázku 19. Dalším krokem bylo uchycení hlavních komponent k rámu sestavy. Prostorové rozmístění hlavních komponent je naznačeno na obrázku 11. Postupně jsem tedy k 3D modelu rámu přístroje pomocí vazeb přichytil jednotlivé hlavní komponenty. Takto vytvořenou sestavu zachycuje obrázek 25.

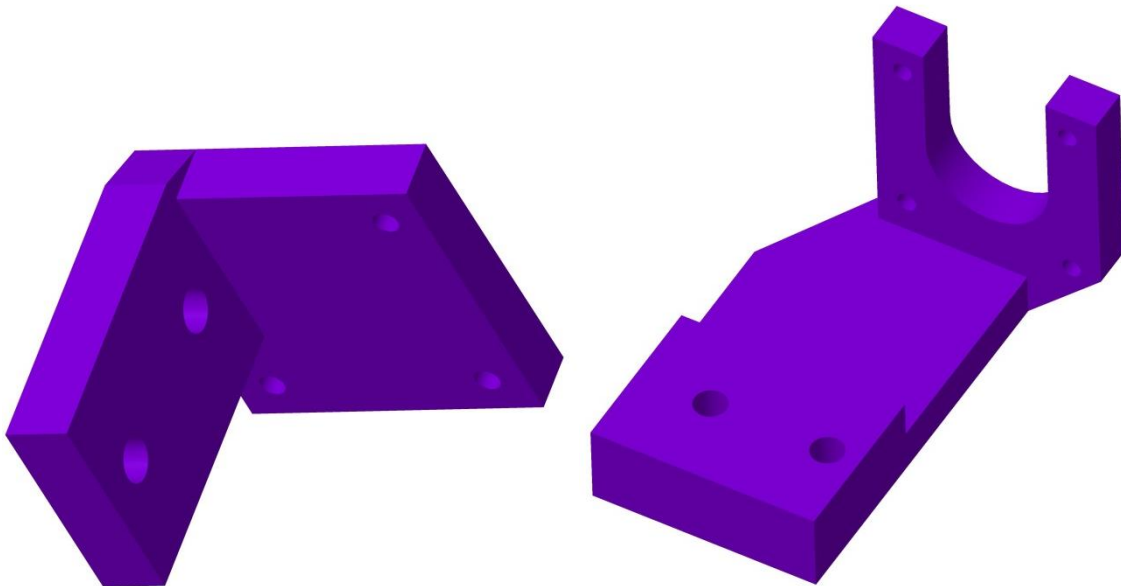


Obr. 25 Sestava rámu dávkovače s hlavními komponentami

Všechny hlavní komponenty je nutné k rámu přístroje přichytit. Jediné komponenty, které není nutné k rámu přístroje pevně připojit, jsou mikrofluidní pumpy. Mikrofluidní pumpy budou v přístroji volně položeny. Pro umístění mikrofluidních pump jsem do spodní části sestavy přidal desku z PMMA. Konstrukce rámu je přizpůsobena tomu, aby obsluha měla zajištěný snadný přístup k ovládacím prvkům obou mikrofluidních pump. Je také zajištěn dostatečný prostor pro uvolnění peristaltických hadiček z mikrofluidních pump po ukončení experimentu.

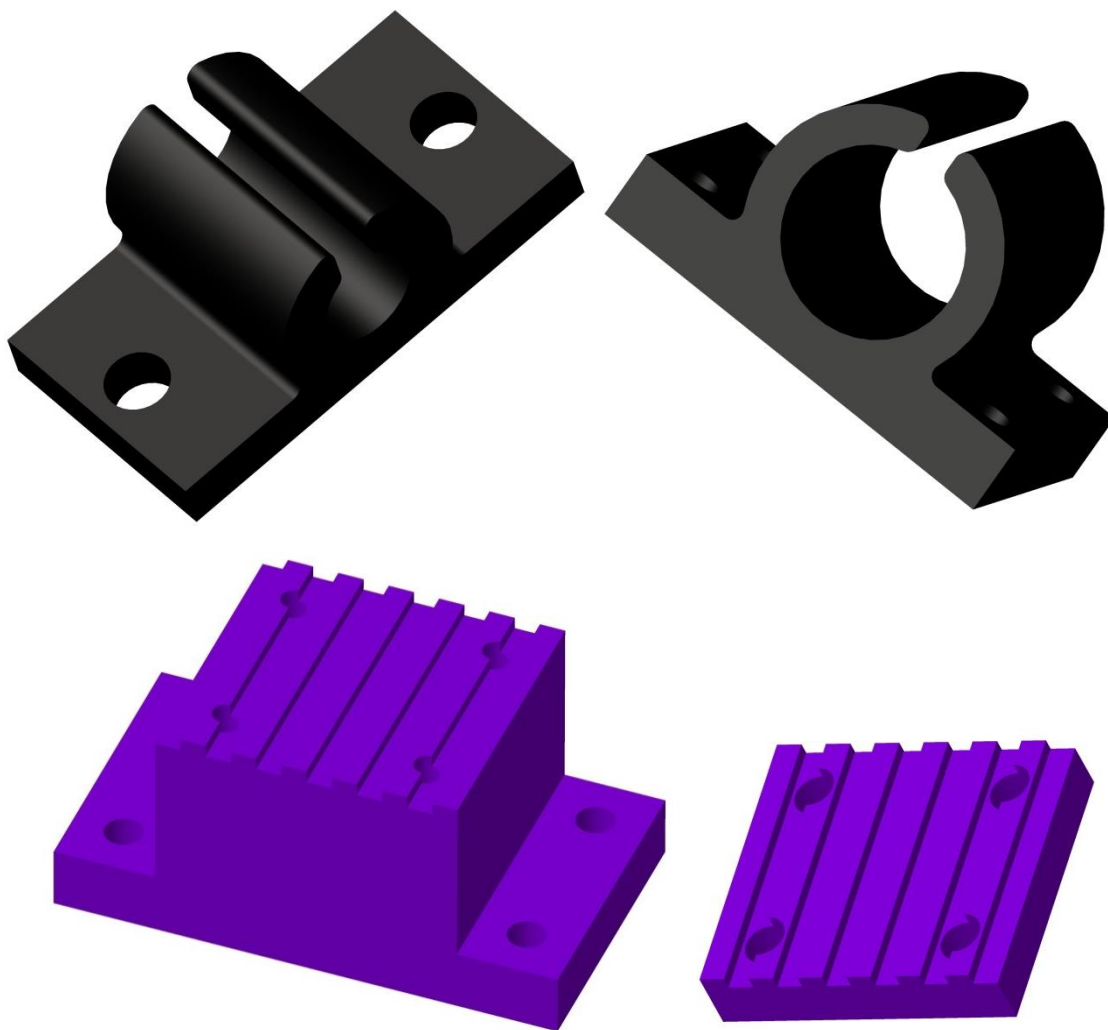
K uchycení krokových motorů se standardně používají úhelníkové úchyty, které lze

zakoupit jako příslušenství motorů. Tyto úchyty ale mají malou variabilitu uchycení. Abych uchycení motorů k rámu maximálně přizpůsobil funkčnosti a prostorovému uspořádání přístroje, navrhl jsem pro každý motor úchyt vytištěný z PLA na 3D tiskárně. Technologii 3D tisku jsem pro výrobu úchytů motorů zvolil především pro jejich tvarovou složitost. Modely úchytů krokových motorů jsou na obrázku 26.



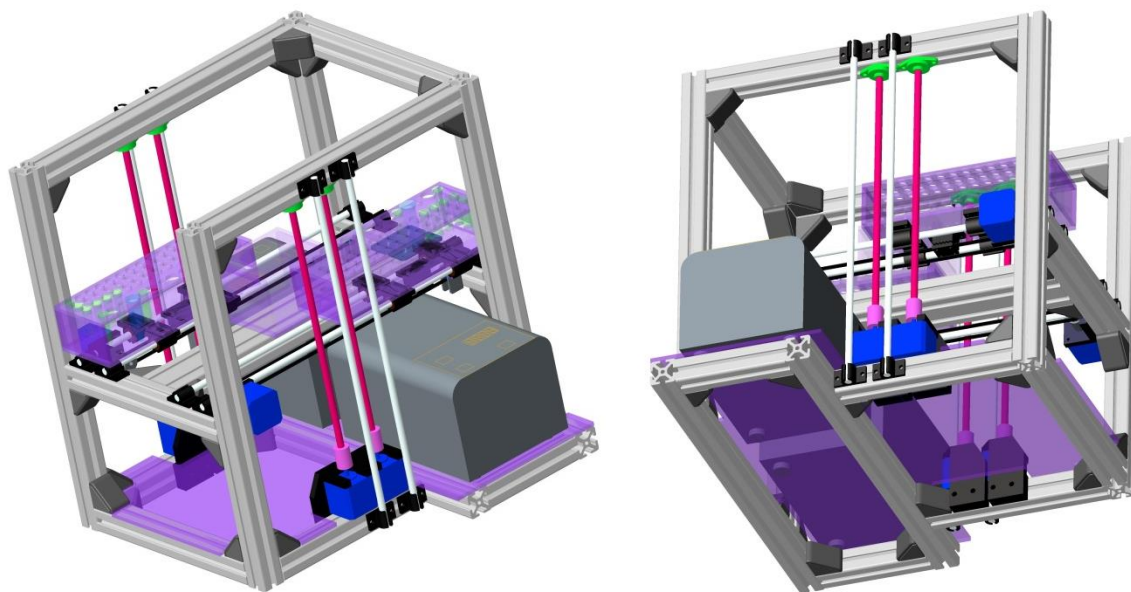
Obr. 26 Modely úchytů krokových motorů

Všechny vodící tyče lineárních posuvů i držáky zkumavek jsou také uchyceny pomocí dílů z PLA vytištěných na 3D tiskárně. Tyče lineárních posuvů jsou pevně uchyceny k rámu dávkovače, držáky zkumavek potom ke kuličkovým pouzdrům a k ozubenému řemenu. Pro uchycení obou ramen s motory, které budou zajišťovat posuv mikrofluidních hadiček v ose X, jsem zvolil jeden kompaktní plastový díl. Tento díl je také vyrobený na 3D tiskárně a slouží k uchycení kuličkových pouzder, pohybové matice i motorů pro posuv v ose X, tímto dílem se ale budu podrobněji zabývat až ve čtvrté kapitole. Modely dílů pro uchycení vodících tyčí a držáků zkumavek jsou zachyceny na obrázku 27.



Obr. 27 Modely úchytů vodících tyčí a držáků zkumavek

Všechny tyto díly jsem umístil do celkové sestavy automatického dávkovače. Díly sestavy jsem musel vhodně modifikovat, abych sestavu přizpůsobil požadavkům na funkčnost i uspořádání dávkovače. Při modifikaci dílů bylo spolu se splněním požadavků v co největší míře zachovat kompaktní velikost dávkovače. Celá sestava automatického dávkovače je na obrázku 28.



Obr. 28 Sestava automatického dávkovače

V sestavě jsou umístěny i další komponenty pro lineární posuvy – kluzné šroubové tyče, radiální ložiska ke šroubovým tyčím, kluzné matice, kuličková pouzdra, spojky mezi motory a šroubovými tyčemi, řemenice na hřídelích motorů a řemenice uchycené k rámu. Další díly, jako řídicí elektronika a vodiče budou uchyceny na rám dávkovače do míst k tomu vhodných. Sestava zachycená na obrázku 28 neobsahuje ještě část pro držení a posun mikrofluidních hadiček v ose X. Touto částí sestavy se budu zabývat ve čtvrté kapitole.

Jedním z dalších požadavků na funkce automatického dávkovače je i míchání vzorků v průběhu experimentu. I s tímto požadavkem je při konstrukčním návrhu sestavy nutné počítat. U držáků zkumavek – obrázek 16, jsem se rozhodl pro realizaci míchání pomocí vstupní hadičky vnořené do zkumavky se vzorkem. Míchání vzorku bude prováděno cyklickým posuvem celého držáku zkumavek v ose Y pomocí krokových motorů. Cyklický posuv držáků bude vykonáván pouze, pokud ve zkumavkách se vzorky budou zasunuty vstupní hadičky dávkovače. Cyklický pohyb držáků se bude pohybovat v rozsahu cca 2mm. Z důvodu, že mikrofluidní hadičky jsou vyrobeny z pružného polymeru, není zde riziko možného poškození hadičky, nebo zkumavky v případě, že by došlo ke kontaktu konce mikrofluidní hadičky se stěnou zkumavky. Tento způsob míchání byl testován na nehomogenním roztoku hypermanganu, byla ověřena jeho vysoká účinnost. Způsob, jakým budou pohyby držáků zkumavek řízeny, popisují v kapitole 3.6.

Míchání vzorku je vyžadováno také u společné nádoby pro všechny vstupní hadičky, umístěné uprostřed dávkovače. Tato nádoba je v dávkovači umístěna pevně v držáku –

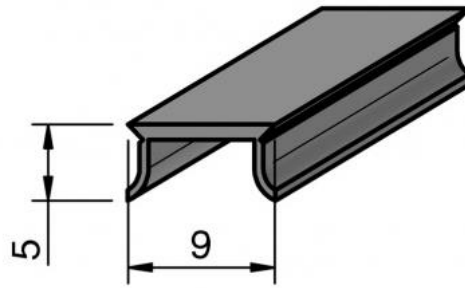
obrázek 17, není spojena s žádným posuvem. I zde by bylo možné použít podobný princip a vzorek míchat pomocí vstupních mikrofluidních hadiček, které by se pohybovaly v ose X. Pohyb hadičkami v ose X je ale mnohem více komplikovaný, než pohyb držáků vzorků v ose Y. Ve čtvrté kapitole je pohyb hadiček v ose X podrobně popsán. Nádobka umístěná uprostřed dávkovače má také výrazně větší objem i plochu hladiny, proto by tento způsob míchání nemusel být dostatečný. Pro míchání kapaliny v nádobce jsem zvolil magnetické míchání. Magnetické míchání je realizováno magnetickou míchačkou a magnetickým míchátkem. Magnetická míchačka vytváří rotující magnetické pole. Toto pole poté interaguje s magnetickým míchátkem a silově na něj působí. Magnetická míchačka je umístěna pod spodní stěnou – dnem nádobky, je pevně přichycena k držáku nádobky. Magnetické pole generované míchačkou tak proniká do prostoru uvnitř nádobky. V nádobce s kapalným vzorkem je potom umístěno magnetické míchátko. Magnetické míchátko je v podstatě podélně magnetovaný permanentní magnet. Většinou je tento magnet obalen vrstvou plastu, která zajišťuje chemickou netečnost míchátko, to je důležité především pro zamezení kontaminace vzorku. Pro tento účel jsem vybral magnetickou míchačku MICRO [32] od společnosti Thermo Fisher Scientific, její parametry jsou vypsány v tabulce 3.

Maximální míchaný objem [ml]	Rozsah otáček [1/min]	Výkon míchání [W]	Max. počet míchaných míst	Rozměry (š x h x v) [mm]	Krytí
1000	130 - 1000	3	1	48x48x15.	IP 68

Tab. 3 – Parametry magnetické míchačky MICRO [32]

Magnetickou míchačku MICRO jsem zvolil především pro její kompaktní velikost a tvarovou jednoduchost, to zaručuje snadnou montáž magnetické míchačky do držáku. Ostatní parametry magnetické míchačky byly vyhodnoceny, jako vyhovující.

K magnetické míchačce i krokovým motorům budou přivedeny vodiče. Pro tento účel využiji drážek v profilech, kterými budou kabely protaženy. Kabely budou v drážce drženy plastovou krytkou vyrobenou z materiálu PP. Drážka profilu spolu s plastovou krytkou je velmi praktické a vzhledově příjemné řešení pro rozvod vodičů po rámu přístroje. Obrázek krycího profilu s jeho základními rozměry je na obrázku 29.



Obr. 29 – Krycí profil [33]

3.6 Řízení pohybů automatického dávkovače

Pro správnou funkci dávkovače je nezbytné zajistit správné řízení pohonů. Řízení pohonů bude ovládáno uživatelským rozhraním v PC. Z uživatelského rozhraní budou posílány příkazy do řídicí jednotky dávkovače. Uživatelské rozhraní bude odesílat požadované souřadnice lineárních posuvů, řídicí jednotka poté příkaz zpracuje a vygeneruje souslednost výstupních signálů pro ovládání krokových motorů. Automatický dávkovač bude řízen malým jednodeskovým počítačem Arduino. Arduino s PC bude komunikovat přes rozhraní USB. Na výstupy Arduina bude připojen driver krokových motorů. Arduino i driver krokových motorů budou napájeny z externího zdroje.

Při běhu experimentu je nutné, aby pohyby lineárních posuvů byly maximálně koordinovány s mikrofluidními pumpami. Jak jsem již uváděl výše, dávkovač má dvě mikrofluidní pumpy. Obě jsou přes rozhraní RS232 připojeny k zařízení, kterým jsou ovládány – obrázek 9. Zařízení, které ovládá mikrofluidní pumpy je potom s PC propojeno opět přes rozhraní RS232. Z uživatelského rozhraní jsou poté posílány příkazy, které řídí mikrofluidní pumpy. V čase, kdy automatický dávkovač přemísťuje vstupní hadičky – hadičky nejsou ponořené v kapalině, ale jsou ve vzduchu, je nutné, aby mikrofluidní pumpa, ke které dané vstupní hadičky patří, byla zastavena. Pokud by se tak nestalo, došlo by k zavzdušnění mikrofluidních hadiček, peristaltických hadiček i mikrofluidní komory a to je samozřejmě nežádoucí. Koordinaci ovládání mikrofluidních pump a lineárních posuvů řídí uživatelské rozhraní v PC.

Je také nutné zajistit chování dávkovače v případě, že by nastal nějaký z havarijních stavů. Hlavní havarijní stavy, které by měli být ošetřeny, jsou následující. :

- Výpadek napájení přístroje.

- Chyba v programu, komunikaci s PC nebo v uživatelském rozhraní.
- Ztráta kroku motoru.

V případě výpadku napájení přístroje, jak jsem již popsal v kapitole 3.4, dojde k zastavení přístroje v jeho aktuální poloze. Po opětovném připojení napájení zajistí řídicí systém přemístění všech posuvů ke koncovým snímačům a vynuluje souřadnice posuvů. Dále je nutný zásah obsluhy, aby určila v uživatelském rozhraní bod, od kterého bude dávkovač pokračovat.

Pokud se vyskytne závažná chyba v programu, nebo komunikaci mezi řídicím systémem přístroje a PC, případně chyba v uživatelském rozhraní, všechny pohony dávkovače se zastaví. Dále je opět nutný zásah obsluhy, která provede restartování řídicího systému, případně uživatelského rozhraní a opět vybere bod, od kterého má dávkovač dále pokračovat v experimentu.

Poloha jednotlivých komponent po lineárních posuvech je určena pomocí počtu kroků jednotlivých motorů. Z uživatelského rozhraní jsou potom řídicí jednotce posílány příkazy se sekvencí jednotlivých souřadnic. Program v řídicí jednotce poté zajišťuje převedení příkazů v podobě žádaných souřadnic na signál, kterým ovládá krokové motory. Signál z řídicí jednotky je samozřejmě nejprve veden do driveru pro krokové motory, které následně zajišťují napájení motorů. Z tohoto popisu je patrné, že informaci o poloze komponent na lineárních posuvech můžeme získat pouze počítáním kroků motorů. V praxi se ale může stát, že motor nějaký krok „ztratí“ – vynechá ho. To se může stát při neočekávaném přetížení motoru. Cívkami motoru projde proud v požadované sekvenci, řídicí systém přičte k poloze jeden krok, ale motor se vlivem velkého zatížení nepootočí. Potom může dojít k rozdílu mezi skutečnou polohou a polohou, se kterou pracuje řídicí systém. K takovým stavům by v běžném provozu nemělo docházet, proto je nutné krokové motory na dané zatížení dimenzovat s dostatečnou výkonovou rezervou – kapitola 3.4. Pokud by motor ztratil řádově jednotky kroků, v této aplikaci by to nemělo žádné vážné následky. Pokud by se ztráta kroků opakovala a chyby by se sčítaly, mohlo by dojít k havarijní situaci. Kdyby chyba přesáhla požadovanou přesnost přístroje, vstupní hadičky dávkovače by nebyly vsunuty do požadovaných zkumavek a to by způsobilo neúspěch experimentu. V krajním případě by mohlo dojít i k mechanickému poškození dávkovače. Tento problém by se dal řešit použitím absolutních snímačů polohy. Hodnoty z absolutního snímače polohy by byly řídicím systémem použity jako výchozí poloha. Pro každý motor by bylo nutné použít jeden absolutní

snímač polohy. Měřicí rozsah snímačů by musel být minimálně $300mm$ a přesnost řádově $0,1mm$. Absolutních snímačů existuje celá řada – odporové, optické a další. Při zvažování řešení tohoto problému pomocí absolutních snímačů polohy jsem ale dospěl k závěru, že takové řešení by bylo konstrukčně složité, nebo finančně náročné, případně kombinace obojího. Rozhodl jsem se tedy pro řešení pomocí dotykových koncových snímačů. Každý motor má svůj dotykový koncový snímač. Aby nedocházelo k případnému sčítání vynechaných kroků, řídicí systém provede dojezd na koncové snímače po každé vykonané sekvenci, vynuluje souřadnice posuvů a poté bude pokračovat další sekvencí pohybů.

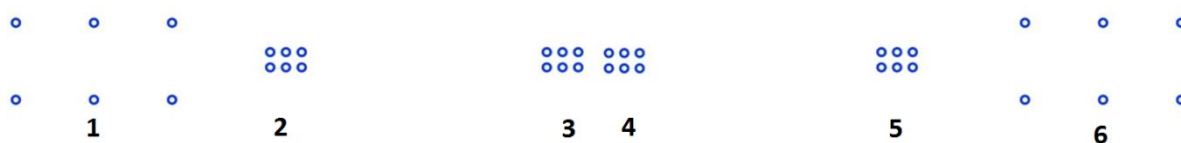
4. Návrh systému pro přemísťování hadiček

Hlavní částí automatického dávkovače je systém pro přemísťování mikrofluidních hadiček. Jak jsem již výše zmiňoval, je to jeden z požadavků na funkčnost automatického dávkovače. Hadičky jsou ve výchozí pozici umístěny u okrajů dávkovače ve dvou řadách po třech hadičkách na obou ramenech. Tedy celkem 12 hadiček – na každém ramenu 6. Pro názornost je schématické rozmístění mikrofluidních hadiček (pohled ze shora) zachyceno na obrázku 30.



Obr. 30 – Výchozí rozmístění mikrofluidních hadiček

Takové rozmístění hadiček by bez jakýchkoli problémů splňovalo funkci zasouvání hadiček do maticově uspořádaných zkumavek v držácích vzorků. Od automatického dávkovače je ale navíc vyžadováno, aby mohlo být všech šest hadiček, na každé straně nezávisle, umístěno do jedné zkumavky nebo do společné nádoby s kapalinou uprostřed přístroje. Celkem je tedy od dávkovače vyžadováno, aby každé rameno s šesti hadičkami mělo tři stabilní polohy, ve kterých se budou hadičky nacházet. Jedna stabilní poloha je na obrázku 29, v dalších dvou stabilních polohách budou hadičky umístěny v těsné blízkosti, aby je bylo možné vsunout do úzké zkumavky. Všechny tři stabilní pozice na obou ramenech jsou vyznačené na obrázku 31.



Obr. 31 – Požadované pozice pro mikrofluidní hadičky

Jedno rameno zajišťuje přemísťování mikrofluidních hadiček do pozic 1,2 a 3, druhé potom do

pozic 4,5 a 6. Pozice 1 a 6 jsou výchozí, kdy je každá mikrofluidní hadička zasouvána do jedné zkumavky. Pozice 2 a 5 jsou určeny pro vsunutí všech šesti hadiček do společné zkumavky. Pozice 3 a 4 potom zajišťují vsunutí všech šesti hadiček do společné nádoby, nádoba je společná pro všech dvanáct hadiček. Pro dosažení těchto stabilních poloh je možné použít mnoho způsobů. V ideálním případě by ale manipulaci s mikrofluidními hadičkami měl ovládat jeden krokový motor na každém ramenu. Celkem by pohyb mikrofluidních hadiček v ose X tedy řídily dva krokové motory, každý by řídil pohyb šesti hadiček. Použití minimálně dvou pohonů pro všechny osy je nezbytné, jak jsem již zmínil výše, od dávkovače je vyžadováno, aby zajišťoval dvojici šestikanálových výstupů, které mohou pracovat nezávisle na sobě.

Vstupní mikrofluidní hadičky, které budou v dávkovači použity, byly zakoupeny od společnosti IDEX [34]. Hadičky mají vnější průměr $1/32'' = 0,79mm$, vnitřní průměr těchto mikrofluidních hadiček je $0,01'' = 0,254mm$. Hadičky jsou vyrobeny z materiálu PEEK – to je vysoce biokompatibilní materiál. Při kontaktu s biologickými vzorky vykazuje PEEK lepší biokompatibilní vlastnosti, než nerezová ocel, má také vynikající mechanické vlastnosti, hadičky z tohoto materiálu je možné také tvarovat, pokud jsou ohřáté nad $150^{\circ}C$ [34]. Pokud ale chceme hadičky umístit do těsné blízkosti vedle sebe, je nutné vyřešit jejich uchycení. Jako nejlepší možnou variantu jsem zvolil vsunutí hadiček do nerezových trubiček a jejich následné zalepení. Pro tento účel jsem vybral nerezové trubičky používané pro výrobu injekčních jehel s vnějším průměrem $1,2mm$ a vnitřním průměrem $0,8mm$. Na nerezové trubičky potom budou přileťované plíšky, za které budou moci být nerezové trubičky s mikrofluidními hadičkami uchyceny.

4.1 Možnosti řešení

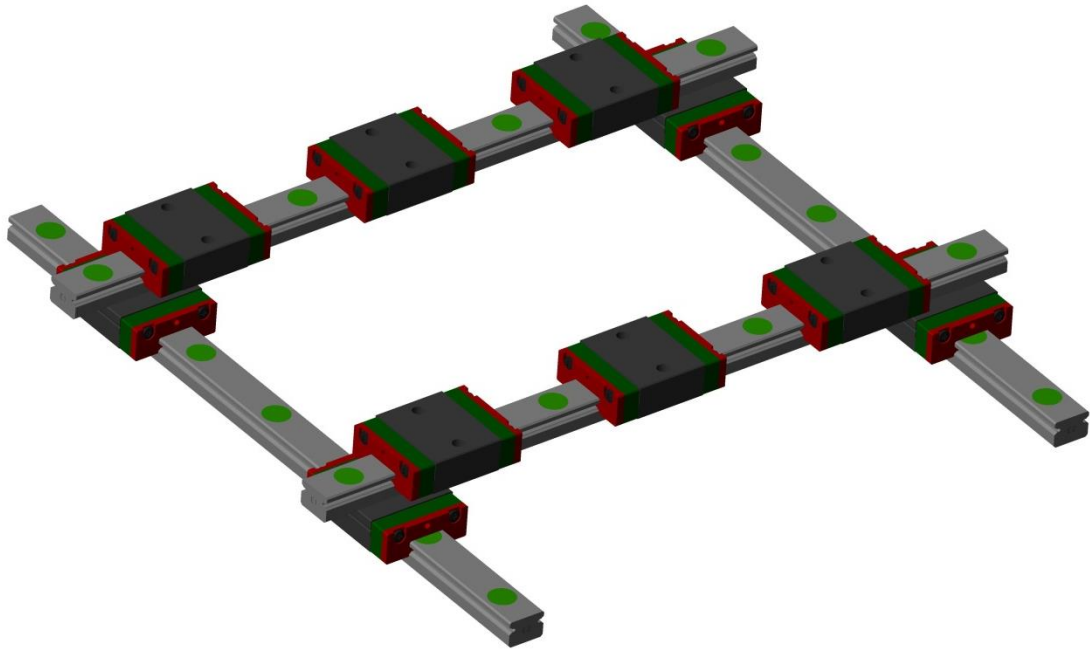
Jednou z nejkomplicovanějších částí návrhu je vytvoření mechanismu pro přesouvání hadiček v ose X. Mechanismus, který bude přesun zajišťovat, by měl být rozměrově co nejvíce kompaktní spolu s navrženým dávkovačem. V ideálním případě by měl být také poháněn pouze jedním krokovým motorem. Při návrhu je potom nutné zvážit spolehlivost a přesnost mechanismu.

Na základě výše zmíněných požadavků jsem navrhl několik mechanismů, které by bylo možné v navrženém dávkovači použít. Ve všech mechanismech je jako výchozí poloha

mikrofluidních hadiček uvažována jejich rozevřená pozice. Z rozevřené pozice hadiček lze do dvou uzavřených pozic přejít výrazně jednodušeji, než v opačném případě.

První uspořádání mechanismu, nad kterým jsem uvažoval, vycházelo z uchycení mikrofluidních hadiček k otočnému raménku. Všechny mikrofluidní hadičky by potom byly ve zbývajících dvou polohách fixovány pomocí posuvného dorazu. Uspořádání by bylo poháněno jedním krokovým motorem přichyceným přes kluzný šroubový převod k posuvnému dílu. Na tomto posuvném dílu by byly nerezové trubičky s mikrofluidními hadičkami přes tenký plech uchyceny radiálními kluznými ložisky. Při posuvu směrem k uzavřené poloze by tak nerezové trubičky narazily na posuvný doraz, tím by došlo k sesunutí hadiček na pevný doraz, který by byl součástí posuvného dílu. Každá nerezová trubička by dále musela mít vlastní pevný doraz pro definovanou polohu v rozevřeném stavu a pružinu zajišťující polohu v rozevřeném stavu. Dále by posuvný doraz musel být opatřen pružinami, které by byly schopné vyvodit větší sílu, než šest pružin zajišťujících rozevřený stav. Již z tohoto pohledu by bylo takové uspořádání konstrukčně složité. Při bližším rozboru tohoto uspořádání jsem také zjistil, že by bylo rozměrově nadměrné. Pokud má držák zkumavek vzdálenosti středů jednotlivých otvorů v ose X i Y 15mm , je nutné v takových vzdálenostech mít rozmístěné v rozevřeném stavu i mikrofluidní hadičky. Dále musíme uvažovat také možnost přičení, při sklápění hadiček o posuvný doraz, proto je největší přípustný úhel mezi otočným ramínkem hadičky a posuvným dorazem 45° . Dráhy hadiček na koncích ramínek jsou kruhové výseče, a ty na sebe musí být od protilehlých jehel vždy vzájemně tečné v místě, kde hadičky budou v sevrženém stavu. Když jsem s těmito parametry vytvořil náčrt v proporcionálních rozměrech, zjistil jsem, že délka prvního otočného ramínka by byla téměř 100mm . Šířka takového uspořádání by potom tedy vycházela okolo 200mm . Takové uspořádání by bylo tedy nejen konstrukčně, ale i prostorově velmi náročné. Z těchto důvodů jsem o takové variantě uspořádání již neuvažoval a zabýval jsem se dalšími možnostmi řešení.

Další variantou, kterou jsem zvažoval, jako možnost řešení bylo využití komerčně dostupných kluzných vedení s malými rozměry. V této variantě by byly mikrofluidní hadičky opět zalepeny v nerezových trubičkách a k vozíkům kluzných lineárních posuvů připojeny tenkými plechy přiletovanými k nerezovým trubičkám. Vzhledem k tomu, že lineární vozíky nemají zanedbatelnou délku, plechy pro připojení by musely mít odpovídající tvar. Náčrt tohoto uspořádání je na obrázku 32.



Obr. 32 – Náčrt uspořádání – komerčně dostupné vedení

Jak je z obrázku zřejmé, bylo by nutné použít čtyři kluzná vedení s deseti vozíky [36]. Spodní čtyři vozíky by se pohybovaly po vedení v ose Y, tím by umožňovaly mikrofluidním hadičkám posun v tomto směru. Vrchních šest vozíků by sloužilo k uchycení mikrofluidních hadiček a k zajištění jejich posuvu v ose X. Bylo by zde opět nutné použití značného množství dorazů a pružin, nebo jiných prvků, zajišťujících rozevření hadiček. Tento typ uspořádání je podle mého názoru mnohem lepší variantou, než první zmiňovaný. Přesto toto uspořádání stále nenabízí to nejjednodušší a nejpraktičtější řešení.

Navrhl jsem tedy další uspořádání mechanismu na přemísťování hadiček v ose X. Toto uspořádání jsem také následně vybral pro to, aby bylo aplikováno v navrženém automatickém dávkovači. Vycházel jsem především z nedostatků výše zmíněných uspořádání. Toto uspořádání vychází z posouvání mikrofluidních hadiček ve vhodně tvarovaných drážkách. V následující kapitole 4.2 podrobně popíšu, jak jsem uspořádání navrhl.

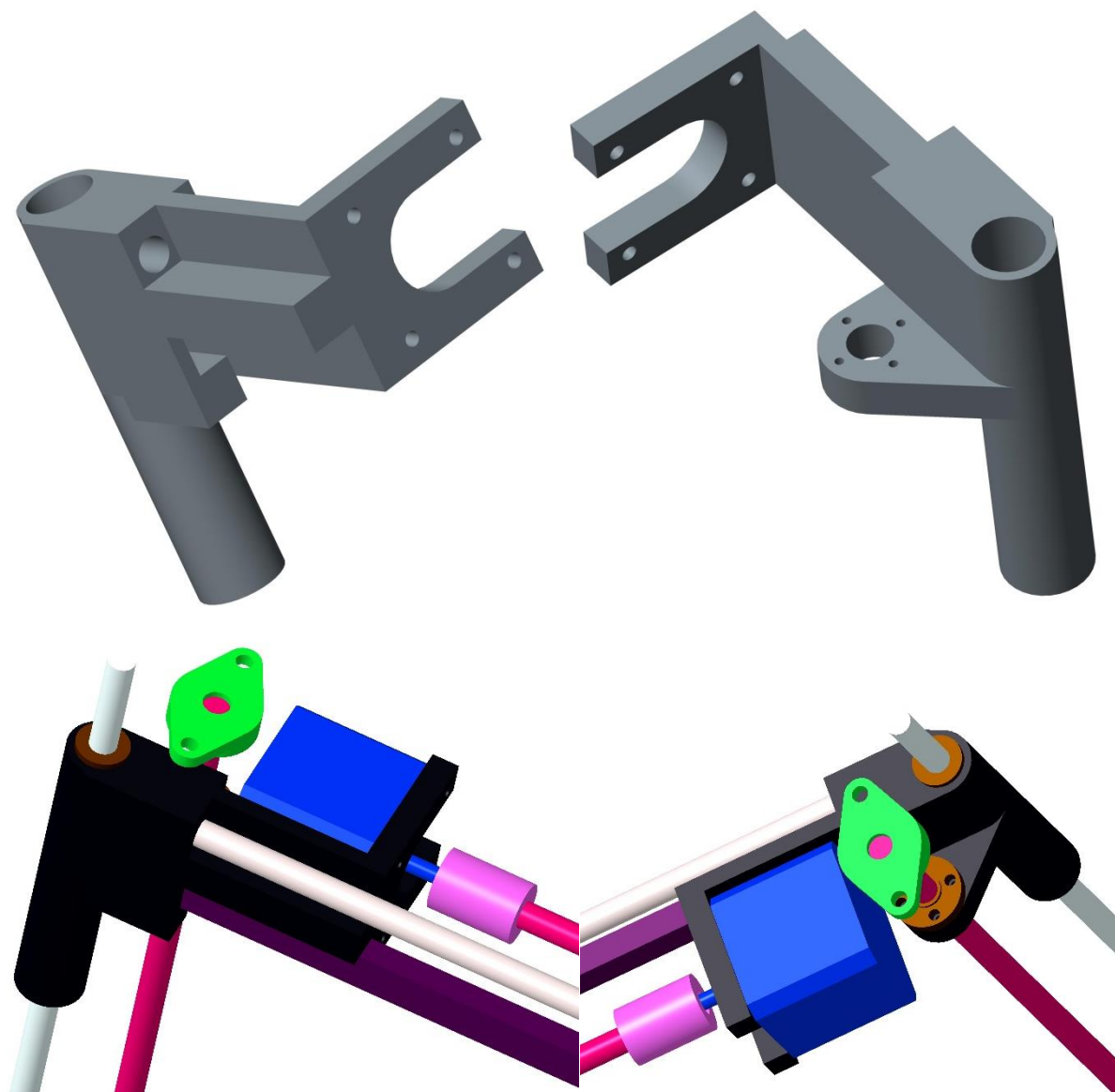
4.2 Konstrukce systému

Z výše zmíněných možností uspořádání mechanismu pro přemísťování mikrofluidních hadiček v ose X, o kterých jsem uvažoval, jsem vybral uspořádání, které

pracuje na principu posouvání hadiček v drážkách. Toto uspořádání jsem vybral především kvůli tomu, že je prostorově i hmotnostně nenáročné.

V automatickém dávkovači budou dva na sobě nezávislé mechanismy, uchyceny na lineárních posuvech, které budou zajišťovat jejich pohyb v ose Y. Každý mechanismus bude poháněn jedním krokovým motorem přes kluzný pohybový šroub a bude zajišťovat přemístování šesti mikrofluidních hadiček do pozic zachycených na obrázku 30.

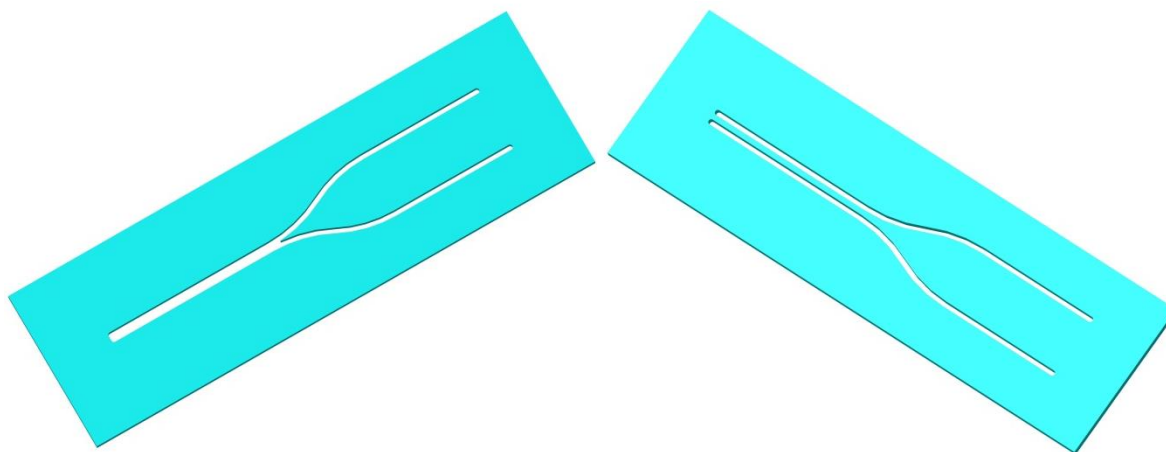
Navržené uspořádání se skládá z několika hlavních dílů. Celý mechanismus je uchycen k posuvu v ose Y pomocí dvou kluzných pouzder a dvou matic s lichoběžníkovým závitem, k tomu slouží dva plastové díly vytvořené technologií 3D tisku. Tyto díly dále také slouží k uchycení dvou vodících tyčí, krokového motoru i radiálního ložiska pro pohybový šroub pro posuv v ose X. Tyto díly jsou na obrázku 33. Díly jsou tvarově poměrně komplikované, to je způsobeno jejich umístěním v celkové sestavě. Na obrázku 33 je také zachycena část sestavy, aby bylo zřejmé, jakým součástí bylo držáky nutné tvarově přizpůsobit.



Obr. 33 – Díly pro uchycení mechanismu k posuvu v ose Y

K těmto plastovým dílům jsou dále uchyceny také nerezové plechy, ve kterých jsou vytvořeny drážky pro posuv mikrofluidních hadiček. Nerezové plechy nejsou uchyceny přímo v plastových dílech pro uchycení k posuvu v ose Y, mezi oběma plastovými díly je kromě dvou válcových vodících tyčí ještě třetí tyč obdélníkového průřezu. Tyč obdélníkového průřezu je vyrobena z duralu a slouží k uchycení nerezových plechů s drážkami pro posuv mikrofluidních hadiček, plechy jsou k ní uchyceny opět pomocí plastových dílů, vytvořených technologií 3D tisku. Nerezové plechy jsou v mechanismu umístěny dva nad sebou a to především kvůli tomu, aby byla zaručena svislá poloha mikrofluidních hadiček. Plechy jsou vyrobeny z nerezové oceli o tloušťce 2mm. Z důvodu

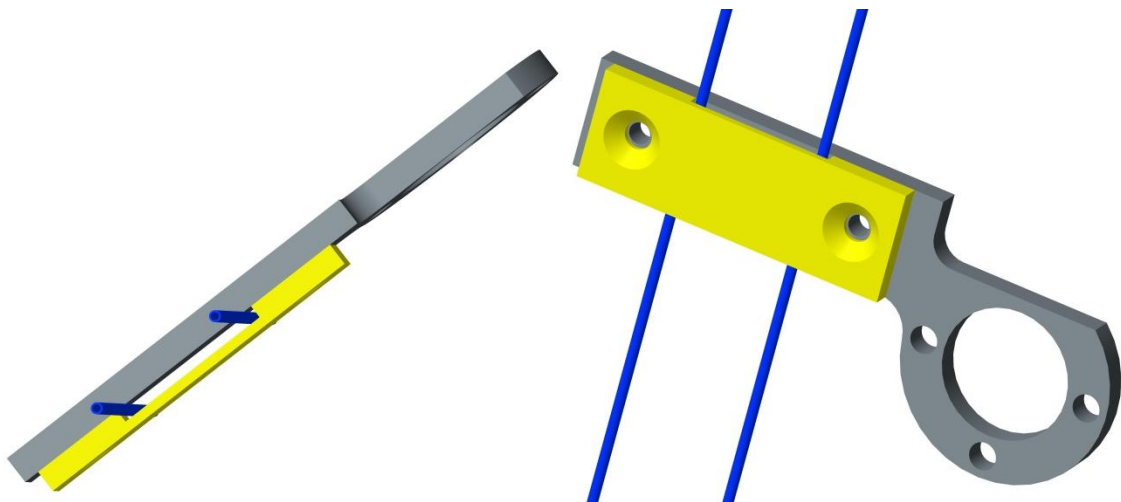
tvárové složitosti drážky pro posuv nerezových trubiček s mikrofluidními hadičkami jsou nerezové plechy vyrobeny řezáním pomocí laserového paprsku. Tvar drážky v nerezovém plechu jsem navrhl podle rozmístění jednotlivých zkumavek v držáku. Desku jsem navrhl ve dvou variantách. Navržené desky s drážkou pro posuv mikrofluidních hadiček jsou na obrázku 34.



Obr. 34 – Nerezové desky s drážkou

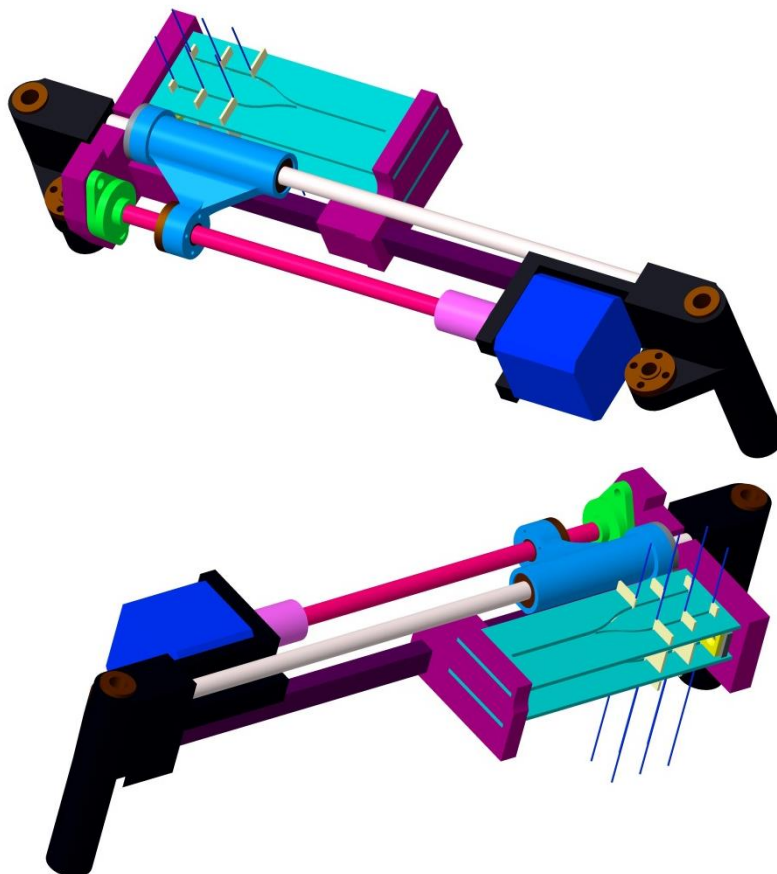
Na obrázku 34 vlevo je deska se společnou částí drážky pro obě řady mikrofluidních hadiček, tato varianta má výhodu především v minimální vzájemné vzdálenosti mikrofluidních hadiček v obou sevřených pozicích. Nevýhodou zde ale je nutnost ošetření rozevírání mikrofluidních hadiček v místě, kde se společná drážka rozděluje na dvě samostatné drážky. Tento problém je vyřešený variantou na obrázku 34 vlevo, kde má každá trojice mikrofluidních hadiček svou vlastní drážku, ve které se pohybuje. V této variantě nebudou hadičky v těsné blízkosti vedle sebe, to jde ale kompenzovat jejich vytvarováním, jak jsem již zmínil výše, hadičky lze po zahřátí na teplotu 150°C tvarovat a po zchladnutí si zachovají stejný tvar, jaký měly v ohřátém stavu. Rozhodl jsem se pro otestování obou variant.

Dále bylo nutné vyřešit posuv mikrofluidních hadiček, umístěných v nerezových trubičkách. Všechny hadičky musí mít kromě posuvu v ose X zajištěnou také určitou možnost posuvu v ose Y, aby je bylo možné drážkou sesunout k sobě, proto nelze nerezové trubičky uchytit pevně. Rozhodl jsem se pro plochou nerezovou součást, ke kterému budou uchyceny dvě krajní mikrofluidní hadičky, takovým způsobem, aby byl umožněn jejich pohyb v ose Y. Součást zajišťující posuv hadiček, bude s kuličkovým pouzdem a trapézovou maticí spojena opět plastovým dílem vyrobeným na 3D tiskárně. Tuto část mechanismu znázorňuje obrázek 35.



Obr. 35 – Součást zajišťující posuv hadiček

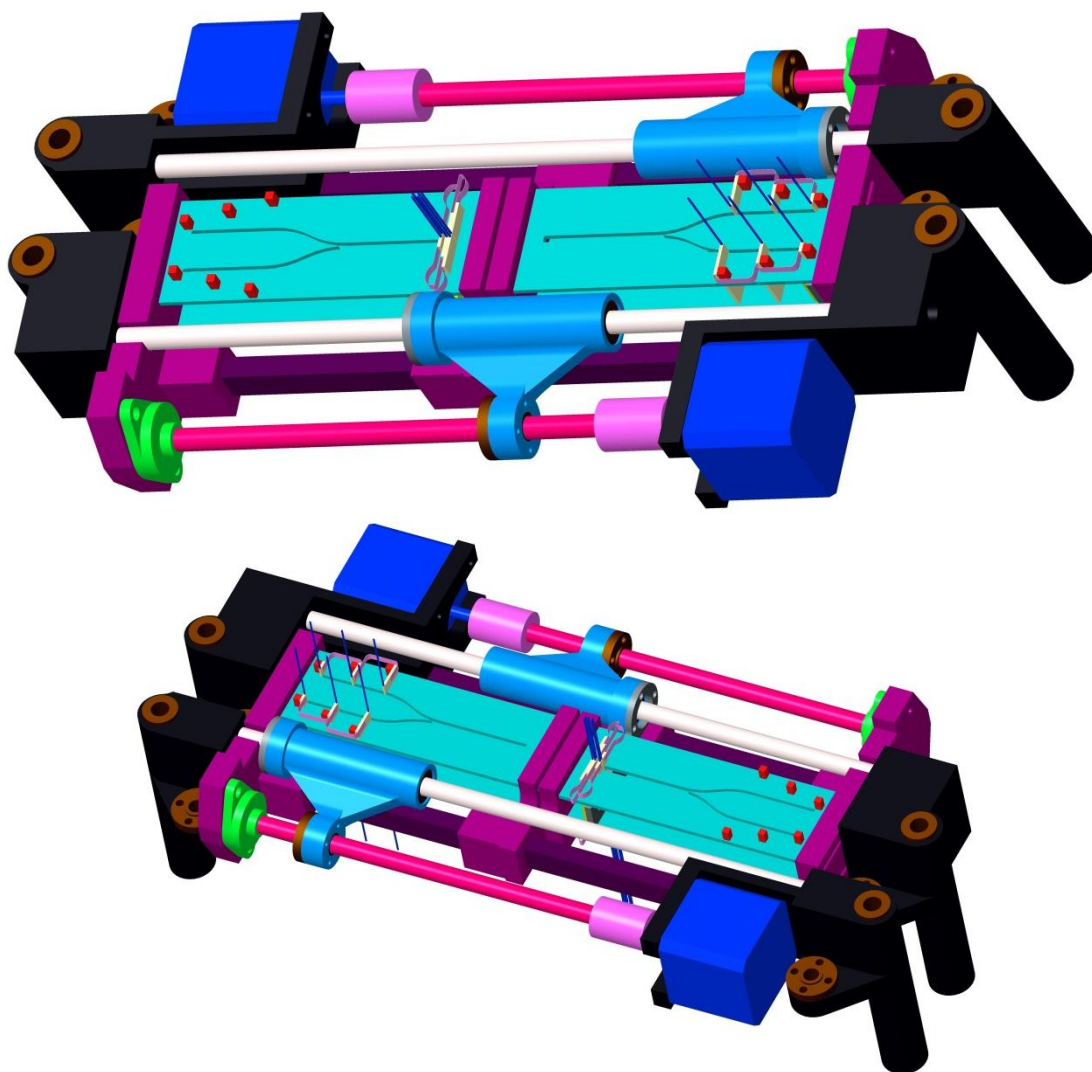
Mikrofluidní hadičky je samozřejmě nutné zajistit proti nežádoucímu pohybu v ose Z, takovým způsobem, který nezamezí jejich volnému pohybu v ose X a Y. Zajištění hadiček v ose Z jsem řešil přiletováním „praporků“ na nerezové trubičky, ve kterých jsou hadičky umístěny. Tyto „praporky“ jsou přiletované z obou stran nerezových trubiček, a tím zaručují dostatečnou fixaci hadiček v ose Z. Při návrhu všech posuvů jsem se také snažil zamezit přičení tím, že jsem pohybovou matici nebo uchycení řemenu umístil, co možná nejbližší k vodícím tyčím, dále jsem kuličková pouzdra umístil do dostatečné vzdálenosti od sebe, tak aby k přičení posuvů nedocházelo. Celá sestava s variantou nerezové desky se společnou drážkou je na obrázku 36.



Obr. 36 – Celková sestava

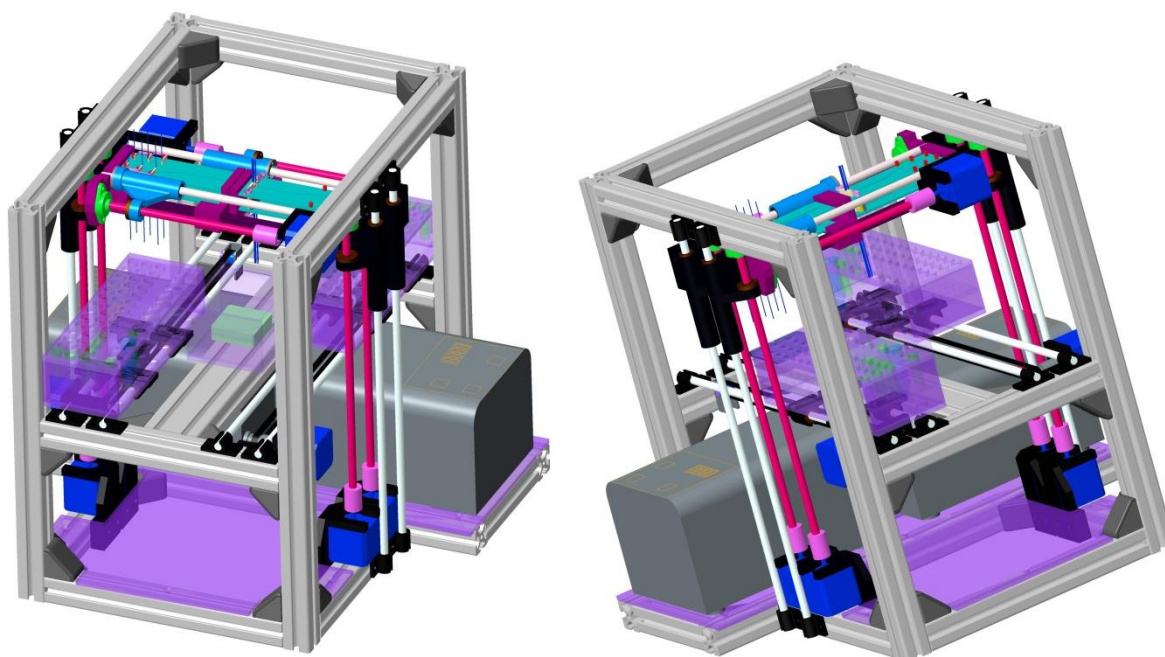
Je zřejmé, že takto by navržený mechanismus nemohl správně plnit požadovanou funkci. V sestavě chybí důležité prvky pro zajištění přesné polohy hadiček v jednotlivých pozicích, ale i mechanismus, kterým by byly zbylé čtyři hadičky, které nejsou přímo spojené s lineárním posuvem, taženy do rozevřeného stavu. Použití pružin, které by tuto funkci zajišťovaly, by v tomto případě bylo velmi komplikované, zejména kvůli dlouhé dráze pohybu hadiček a požadavkům na kompaktní rozměry dávkovače. Proto jsem se rozhodl pro řešení, ve kterém využiji neodymových magnetů [35] a tenkých, pružných polymerových pásků. Neodymové magnety budou sloužit, jako přesné dorazy, ke kterým budou mikrofluidní hadičky fixovány. Magnety budou pevně přilepeny k nerezovým deskám, mikrofluidní hadičky k nim budou přimagnetovány přes ocelový plíšek naletovaný na nerezovou trubičku, ve které budou mikrofluidní hadičky přilepeny. To zajistí přesně definovanou polohu mikrofluidních hadiček v rozevřeném stavu. Zbývá ale ještě zajistit definovanou polohu pro společnou zkumavku a pro společnou nádobku uprostřed dávkovače. Při zajištění těchto poloh jsem vycházel z toho, že poloha posledních dvou hadiček uchycených v součásti zajišťující jejich posuv – obrázek 35 je definována polohou součásti

pro posuv a drážkou v nerezových deskách. Tyto dvě hadičky jsou opět uchyceny v nerezových trubičkách, ke kterým jsou přiletovány ocelové plíšky. Na plíškách bude přilepen neodymový magnet, který zajistí, že v jakékoli jiné poloze, než v rozevřeném stavu, bude poloha všech šesti hadiček přesně definována – budou k sobě přimagnetovány. Tento magnet samozřejmě musí být výrazně slabší, než magnety, které zajišťují definovanou polohu v rozevřeném stavu, aby nedocházelo k problematickým stavům při přechodu do rozevřeného stavu. Protože magnet bude poměrně slabý, nelze spoléhat na to, že udrží všechny hadičky u sebe při pohybu směrem k rozevřenému stavu. Pro tento případ jsem sestavu doplnil tenkými polymerovými pásky, které by byly schopny hadičky posouvat do rozevřeného stavu v případě, že by došlo k jejich odmagnetování vlivem tření mezi nerezovými trubičkami a drážkou v nerezových deskách. Tím je funkčnost sestavy plně definována podle požadavků, které byly na automatický dávkovač kladeny. Obrázek 37 zachycuje celkovou sestavu obou ramen zajišťujících přesun hadiček – na jedné straně jsou hadičky v rozevřeném stavu, na druhé v sevřeném stavu.



Obr. 37 – Sestava ramen pro přesun hadiček v ose X

Nyní jsou navrženy všechny části automatického dávkovače. Sestavu ramen pro přesun hadiček v ose X jsem tedy přidal do celkové sestavy automatického dávkovače – obrázek 27. Automatický dávkovač se všemi jeho komponentami je na obrázku 38.



Obr. 38 – Celková sestava automatického dávkovače

4.3 Zhodnocení

Návrh uspořádání posuvu mikrofluidních hadiček v ose X, který jsem popsal v předchozí kapitole 4.2, splňuje všechny požadavky uvedené v kapitole 3.1. Tím hlavním požadavkem, který se týkal posuvu mikrofluidních hadiček v ose X byla distribuce vzorku: možnost mít 6 zkumavek pro šest kanálů, k nim mít vždy další sedmou, kam v případě potřeby můžeme umístit všech šest vstupních mikrofluidních hadiček. Dále byla požadována další poloha mikrofluidních hadiček, která by zajistila umístění všech dvanácti hadiček do společné nádoby ve středu automatického dávkovače. Z toho důvodu bylo nejlepší zvolit uspořádání, kde budou všechny mikrofluidní hadičky umístěny v jedné linii. Takové uspořádání muselo také splňovat další požadavek: možnost každou šestici hadiček ovládat nezávisle na druhé šestici hadiček, a to jak v ose X, tak v ose Z. Proto má také každé ze dvou ramen pro posuv hadiček v ose X svůj vlastní posuv i v ose Z. Dále byla vyžadována také minimalizace počtu použitých pohonů. I tento požadavek byl splněn, v navrženém uspořádání posuv všech šesti mikrofluidních hadiček do tří požadovaných poloh v ose X zajišťuje jeden krokový motor.

Uspořádání, které jsem v kapitole 4.2 navrhl, všem požadavkům vyhovuje. V návrhu jsem pro posuv a pohon využil stejné díly, jako pro posuv v ose Z, dále jsem využil poměrně

velké množství plastových dílů vyrobených technologií 3D tisku. Díly vyrobené technologií 3D tisku jsou dostupné a mohou mít tvar, který by byl jen velmi obtížně vyrobitelný na konvenčních obráběcích strojích. Zbylé díly jsou vyrobeny z nerezové oceli, především pro vysokou chemickou odolnost, která je v laboratorním prostředí vyžadována.

Navržené uspořádání by podle mého názoru mělo po sestavení splňovat svou funkci bez jakéhokoli problému. Vzhledem k tomu, že se jedná o poměrně složitý systém, který ještě nebyl odzkoušen, z různých důvodů by mohlo dojít ke snížení přesnosti polohování mikrofluidních hadiček, k tomu by mohly vést výrobní nepřesnosti jednotlivých dílů. Tyto nepřesnosti je ale možné poměrně jednoduchým způsobem odladit při testování navrženého uspořádání. Před pravidelným používáním automatického dávkovače při experimentech je nutné jeho testování a odladění případných chyb provést. Nepřesnosti lze při testování odstranit mechanickou úpravou dílů, tvarováním mikrofluidních hadiček nebo je kompenzovat úpravou souřadnic v softwaru, který řídí krokové motory.

Systém přesouvání mikrofluidních hadiček má několik potenciálních nedostatků, které by mohly způsobovat nežádoucí stavy při provozu automatického dávkovače. Tyto nedostatky jsem se v návrhu pokoušel v maximální míře odstranit, v některých případech bylo ale nutné volit kompromis s ohledem na velikost a složitost uspořádání. Jedním z potenciálních nedostatků je řešení přechodu hadiček do rozevřeného stavu, pokud bude použita nerezová deska s rozdvoující se drážkou – obrázek 34 vlevo, kde by v místě rozdvojení drážek mohlo dojít k zaseknutí, nebo vzpříčení hadiček. Pokud by k takovým stavům docházelo, navrhl jsem řešení takového problému. Místo této desky by byla použita deska s dvěma drážkami – obrázek 34 vpravo. Při opačném směru pohybu, kdy jsou hadičky v drážkách přisouvány k sobě, by mohlo vlivem magnetické síly od neodymových magnetů dojít k natáčení hadiček kolem své osy. Tento problém by nebyl ale nijak kritický a do místa, kde budou hadičky vsouvány do společné zkumavky, by měl hadičky zpět správně natočit menší magnet umístěný na plíšku přiletovaném k nerezové trubičce. Předpokládám tedy, že při testování tohoto uspořádání žádné problémy s funkčností nenastanou, případně, že je bude možné jednoduchými úpravami odstranit.

5. Závěr

V této diplomové práci jsem navrhl automatický dávkovač pro šestikanálový biosenzor s dvanácti vstupy. Navržený dávkovač splňuje všechny požadavky, které na něj byly kladeny. Automatický dávkovač je optimalizovaný pro použití v kombinaci s šestikanálovým biosenzorem využívajícím metody SPR – obrázek 8. Jeho potenciální využití není vázáno jen na tento konkrétní biosenzor, může být použit i v kombinaci s obdobnými senzory se stejným, nebo menším počtem vstupů.

Automatický dávkovač, s takovými možnostmi a funkcemi, se kterými jsem ho navrhl, v dnešní době není komerčně dostupný. Výhodou navrženého automatického dávkovače je především velký počet výstupů. Automatický dávkovač má dvanáct výstupů, přičemž jde o dvě šestice, na sobě nezávislých výstupů. Navržené držáky zkumavek umožňují umístění dostatečného množství vzorků i pro náročnější experimenty.

Největší předností navrženého dávkovače, v porovnání s komerčně dostupnými dávkovači, je možnost umístit všech šest vstupních mikrofluidních hadiček do šesti různých zkumavek, ale zároveň možnost těchto šest hadiček v dalším kroku umístit do jedné, společné zkumavky. Zkumavky, do kterých je umísťována jedna vstupní hadička i společné zkumavky pro všech šest vstupních hadiček přitom mají stejný vnitřní průměr. Takové možnosti žádný komerčně dostupný dávkovač nenabízí. Všech dvanáct vstupních hadiček může být navíc umístěno do nádobky ve středu dávkovače. Všechny tyto polohy jsou pro každou šestici hadiček realizovány v ose X pouze jedním pohonem. Další předností navrženého řešení je rychlost, se kterou dokáže obsluhovat vzorky. Navržený dávkovač také zajišťuje míchání všech odebíraných vzorků v průběhu experimentu.

V současné době pracuji na zajištění výroby i nákupu všech potřebných součástí pro automatický dávkovač. V následujících měsících automatický dávkovač sestavím a ověřím jeho funkčnost. Potom navržený dávkovač najde uplatnění při experimentech v laboratořích Ústavu fotoniky a elektroniky Akademie věd ČR v kombinaci s SPR biosenzorem. Pokud se automatický dávkovač při experimentech osvědčí, bude vyrobeno několik dalších kusů. Dle potřeby uživatelů může být tento prototyp dále rozvíjen.

6. Použitá literatura

- [1] Kamarád J., Sládek, Z.: Základy přesné mechaniky I, ČVUT, 1987
- [2] Kamarád J.: Základy přesné mechaniky II, ČVUT, 1988
- [3] Zicha J., Němcová Š.: Základy konstrukce přístrojů, ČVUT, Praha, 1998
- [4] Jorg Haus, Optical Sensors: Basics and Applications, John Wiley & Sons, Inc., 2010
- [5] Jiří Leinveber, Pavel Vávra: Strojnické tabulky - Páté upravené vydání, ALBRA, 2011
- [6] Jiří Slabý, Jiří Homola, diplomová práce: *Plasmonic nanostructures and their biosensing applications*, ČVUT, Fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská, 2014

- [7] *Ismatec IPC pump* [online] [cit. 28. 4. 2016]. Dostupný z:
http://www.ismatec.com/int_e/pumps/t_ipc/ipc.htm

- [8] *Profil 8 30x30* [online] [cit. 25.4.2016]. Dostupný z:
<http://www.alvaris.eu/cz/products/prodej-profilu-prislusenstvi/prislusenstvi-8/spojovaci-prvky/uhelnik-8-30x30-zn>

- [9] *Profil 8 30x30* [online] [cit. 25.4.2016]. Dostupný z:
<http://www.alvaris.eu/cz/products/prodej-profilu-prislusenstvi/profilova-rada-8/profil-8-30x30>

- [10] *The SR8100 robotic autosampler* [online] [cit. 25.4.2016].
Dostupný z: <http://www.reichertspr.com/systems/accessories-and-upgrades/autosampler/?back=systems>

- [11] *PAL Auto Sampler Systems* [online] [cit. 25.4.2016].
Dostupný z: <http://www.agilent.com/en-us/products/gas-chromatography/sample-introduction/pal-auto-sampler-systems>

- [12] *LC Injection Systems* [online] [cit. 25.4.2016].
Dostupný z: <http://www.agilent.com/en-us/products/liquid-chromatography/lc-injection-systems>

- [13] *GC Autosampler* [online] [cit. 25.4.2016].
Dostupný z: <http://www.hta-it.com/products/gc-autosampler/index.html>
- [14] *Biosensors for Detection of Low-Density Lipoprotein and its Modified Forms*
[online] [cit. 24.4.2016]. Dostupný z: <http://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/16483.pdf>
- [15] *GC Autosamplers* [online] [cit. 25.4.2016].
Dostupný z: <http://www.thermoscientific.com/content/tfs/en/products/gc-autosamplers.html>
- [16] *Biacore 3000* [online] [cit. 26.4.2016]. Dostupný z:
https://www.biacore.com/lifesciences/products/systems_overview/3000/system_information/index.html?backurl=%2Flifesciences%2Fproducts%2Fsystems_overview%2Findex.html
- [17] *GE Healthcare - Biacore 3000 - Instrument Handbook* [online] [cit. 26.4.2016].
Dostupný z:
<http://springerlab.tch.harvard.edu/springer/uploads/Equipment/Biacore3000InstrumentHandbookweb.pdf>
- [18] *410 autosampler* [online] [cit. 2.5.2016]. Dostupný z:
<https://www.agilent.com/en-us/products/liquid-chromatography/lc-injection-systems/410-autosampler>
- [19] *Peristaltic pump* [online] [cit. 2.5.2016]. Dostupný z:
http://www.pmdcorp.com/news/articles/html/precision_fluid_handling_deep_dive.html
- [20] *Zinsserna - Lissy 2 arms with viscous liquid handling*
[online] [cit. 19.4.2016]. Dostupný z:
http://www.zinsserna.com/images/lissy_blending.jpg

- [21] *Ismatec IPC pump manual* [online] [cit. 28. 4. 2016]. Dostupný z:
<http://www.ismatec.com/images/pdf/manuals/IPC.pdf>
- [22] *Zkumavky Eppendorf* [online] [cit. 29. 4. 2016]. Dostupný z:
<https://online-shop.eppendorf.cz/CZ-en/Laboratory-Consumables-44512.html#goto-Tubes-WebPSub-44515>
- [23] *Krokový motor rozměrové řady NEMA 17* [online] [cit. 30. 4. 2016]. Dostupný z:
http://reprap.org/mediawiki/images/7/70/Step_motor_nema_17_stepper_motor.jpg
- [24] *Výrobce krokových motorů - Microcon* [online] [cit. 10. 5. 2016]. Dostupný z:
<http://www.microcon.cz/>
- [25] *Šroubové mechanismy - výpočet šroubového zvedáku* [online] [cit. 13. 5. 2016].
Dostupný z:
http://www.spssvsetin.cz/index_htm_files/dumy/15/VY_32_INOVACE_15_03.pdf
- [26] *Spoje a spojovací součásti* [online] [cit. 13. 5. 2016]. Dostupný z:
http://domes.spssbrno.cz/web/DUMy/SPS,%20MEC,%20CAD/VY_32_INOVACE_13-05.pdf
- [27] *Výrobce krokových motorů - Stepperonline* [online] [cit. 15. 5. 2016]. Dostupný z:
<http://www.omc-stepperonline.com/3phase-nema-17-stepper-motor-375deg-21v-10a-17ht151003s-p-23.html>
- [28] *Výpočet šroubů* [online] [cit. 18. 5. 2016]. Dostupný z:
<http://fotografie.wdfiles.com/local--files/cs-z/%C4%8D%C3%A1stistroj%C5%AF3.pdf>
- [29] *Lichoběžníkový závit rovnoramenný TR* [online] [cit. 18. 5. 2016]. Dostupný z:
<http://e-konstrukter.cz/prakticka-informace/lichobeznikovy-zavit-rovnoramenny-tr>
- [30] *Kompaktní kuličkové uzavřené pouzdro* [online] [cit. 18. 5. 2016]. Dostupný z:

http://www.hiwin.cz/cz/produkty/kul-pouzdra-a-vodici-tyce/kulickova-pouzdra/73_kompaktni-pouzdro-ubm-a-jbm-a

- [31] *Pohybové kluzné šrouby* [online] [cit. 20. 5. 2016]. Dostupný z: http://www.kskurim.cz/fileadmin/user_upload/Ostatni_pdf_soubory/kluzne_srouby_CZ.pdf
- [32] *Magnetická míchačka* [online] [cit. 2. 6. 2016]. Dostupný z: <http://www.merci.cz/zbozi/z1211400040107-michacka-magneticka-micro-vcetne-telemodulu/>
- [33] *Krycí profil* [online] [cit. 2. 6. 2016]. Dostupný z: <http://www.alvaris.eu/cz/products/prodej-profilu-prislusenstvi/prislusenstvi-8/krytky/kryci-profil>
- [34] *Mikrofluidní hadičky* [online] [cit. 3. 6. 2016]. Dostupný z: <https://www.idexhs.com/fluidic-connections/tubing/high-pressure-tubing/peek-tubing.html>
- [35] *Neodymové magnety* [online] [cit. 5. 6. 2016]. Dostupný z: <https://www.unimagnet.cz/8-kvadry>
- [36] *Kluzná vedení* [online] [cit. 5. 6. 2016]. Dostupný z: <http://www.hiwin.cz/cz/produkty/linearni-vedeni/miniaturni-vedeni>
- [37] *Ozubené řemeny a řemenice* [online] [cit. 10. 6. 2016]. Dostupný z: <http://gatesbeltsandapplications.blogspot.cz/2013/09/powergrip-gt2-best-fit-for-your.html>

Přílohy

- Výrobní výkresy nenormalizovaných dílů
- Nerezové desky vyrobené technologií laserového řezání