



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

Systém pro automatickou kontrolu tlaku v infuzní tlakové manžetě

Systém for automatic pressure control in the infusion pressure cuff

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika
Studijní obor: Biomedicínský technik

Vedoucí práce: Ing. Leoš Tejkl

Michal Kučera

Kladno 2022

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Kučera** Jméno: **Michal** Osobní číslo: **496256**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Biomedicínský technik**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Systém pro automatickou kontrolu tlaku v infuzní tlakové manžetě

Název bakalářské práce anglicky:

System for automatic pressure control in the infusion pressure cuff

Pokyny pro vypracování:

Navrhněte a realizujte prototyp zařízení, které umožní automaticky kontrolovat a udržovat uživatelem nastavený tlak v infuzní tlakové manžetě a zároveň bude informovat při nedostatku roztoku v infuzním setu. Podrobně zdokumentuje technický návrh vlastního systému. Systém musí splňovat požadavky pro provoz v lékařských prostorách, tzn. odpovídající IP krytí, robustní a snadné ovládání. Systém ověřte podle předem definované metodiky.

Seznam doporučené literatury:

- [1] L. Tejkl, P. Kudrna, J. Rafl and J. Svoboda, Patient Simulators in Medical Education: New Enhancements, IEEE E-HEALTH AND BIOENGINEERING EHB 2019. Iasi: Gr. T. Popa University of Medicine and Pharmacy, ročník 7, číslo 1, 2019, doi: 10.1109/EHB47216.2019.8970044
- [2] Kunal Pal, Heinz-Bernhard Kraatz, Anwasha Khasnobish, Sandip Bag, Indranil Banerjee, Usha Kuruganti, Bioelectronics and Medical Devices From Materials to Devices - Fabrication, Applications and Reliability, ed. 1st Edition, Woodhead Publishing, 2019, 1006 s., ISBN 9780081024201
- [3] Kramme, R., Hoffmann, K.-P., Pozos, R.S., Springer Handbook of Medical Technology, Springer, 2011, ISBN 978-3540746577

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Leoš Tejkl

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **14.02.2022**

Platnost zadání bakalářské práce: **18.09.2022**

doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.
vedoucí katedry

prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA
děkan

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Systém pro automatickou kontrolu tlaku v infuzní tlakové manžetě“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 Zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne 12.5.2022

.....

Michal Kučera

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval panu Ing. Leošovi Tejklovi, pod jehož vedením tato práce vznikla, za ochotu, věcné rady, podněty a pozitivní přístup.

ABSTRAKT

Název práce: Systém pro automatickou kontrolu tlaku v infuzní tlakové manžetě

V současné době je podávání chladících roztoků, vodních bolusů a provádění proplachů tlakových komůrek řešeno zejména manuálním způsobem pomocí infuzní tlakové manžety, avšak její použití není zcela dokonalé, jelikož provoz infuzních manžet není automatizovaný. Tedy nabízí se zde prostor pro jejich další modifikace.

Cílem práce bylo navrhnout a realizovat prototyp systému, který by umožňoval udržet uživatelem nastavený tlak v infuzní tlakové manžetě a zároveň dokázal detekovat, že v infuzním vaku dochází podávaný roztok.

Byla navržena tři řešení, která využívala různých mechanismů k docílení vytvoření tlaku na obsah infuzního vaku. Vybrané řešení zahrnuje využití kroutícího momentu krokového motoru jako zdroj síly, pomocí které dojde ke kompresi infuzního vaku a natlakování jeho obsahu. Řešení bylo navrženo, zkonstruováno a funkčně ověřeno.

Výsledkem je funkční prototyp přístroje, který dokáže s určitou přesností udržet uživatelem nastavený tlak v infuzním setu a disponuje alarmem v případě docházejícího podávaného roztoku.

Klíčová slova

Infuzní technika a terapie, infuzní tlaková manžeta, tlak, prototyp zařízení

ABSTRACT

The title of the Thesis: System for automatic pressure control in the infusion pressure cuff

At present, the administration of cooling solutions, water boluses and pressure chamber flushing is solved mainly by means of an infusion pressure cuff, but its use is not completely perfect, as the operation of the infusion cuffs is not automated. Thus, there is room for their further modifications.

The aim of the work was to design and implement a prototype system that would allow the user to maintain the pressure set in the infusion pressure cuff and at the same time be able to detect that the infusion bag is running out of solution.

Three solutions have been proposed that use different mechanisms to create pressure on the contents of the infusion bag. The selected solution involves the use of stepper motor torque as a source of force, which compresses the infusion bag and pressurizes its contents. The solution was designed, constructed and functionally verified.

The result is a functional prototype of the device, which can maintain the user-set pressure in the infusion set with a certain accuracy and has an alarm in case of running out of solution.

Keywords

Infusion technique and therapy, infusion pressure cuff, pressure, prototype device

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	9
Seznam obrázků	10
1 Úvod	12
2 Přehled současného stavu	13
2.1 Katétry.....	13
2.2 Infuzní terapie	15
2.2.1 Gravitační infuzní terapie	16
2.2.2 Tlaková infuzní terapie.....	17
2.3 Infuzní tlaková manžeta	18
2.4 Automatické tlakové infuzory	19
3 Cíle práce	21
4 Metody	22
4.1 Požadavky na systém	22
4.2 Technické návrhy řešení.....	23
4.2.1 Návrh s využitím pístového kompresoru.....	23
4.2.2 Návrh s možností připojení na nemocniční rozvody stlačeného vzduchu	24
4.2.3 Návrh s využitím krokového motoru.....	25
4.3 Krokový motor	27
4.4 Ultrazvukový senzor	28
4.5 Váhový tenzometrický senzor.....	30
4.6 Kontrolní jednotka.....	32
4.7 LCD displej	33
4.8 Ovládání systému	34
4.9 Model pro 3D tisk pouzdra na elektroniku.....	34
4.10 Konstrukce	35
5 Výsledky	37
5.1 Elektrotechnické zapojení	37
5.2 Hardwarové řešení systému	39

5.3	Softwarové vybavení systému.....	40
5.4	Ověření funkčnosti systému.....	45
5.4.1	Metodika.....	45
5.4.2	Výsledky.....	47
6	Diskuse.....	50
7	Závěr.....	53
	Seznam použité literatury.....	54
	Příloha A: Návod k obsluze systému.....	57
	Příloha B: Návrh krabičky z prostředí Fusion 360.....	59
	Příloha C: Obsah přiloženého ZIP souboru.....	60

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
p	Pa	Tlak
F	N	Síla
s	m ²	Plocha

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
IBP	Invasive blood pressure – invazivní krevní tlak
IV	Intravenózní – nitrožilní podání
p.o.	Per os – orálně, ústně
TK	Krevní tlak
DC	Direction current – stejnosměrný proud
LED	Light – Emitting Diode – elektroluminiscenční dioda

Seznam obrázků

Obrázek 2.1: Popis infuzního setu [13]	14
Obrázek 2.2: Porovnání orální a infuzní terapie z hlediska udržení efektivní dávky léku [1]	15
Obrázek 2.3: Podávání infuze s využitím gravitační síly Země [16]	16
Obrázek 2.4: Zjednodušené schéma tlakově řízené infuze[9]	18
Obrázek 2.5: Popis komponentů infuzní tlakové manžety [18]	19
Obrázek 2.6: Automatický tlakový infuzor Biegler Medizin [19]	20
Obrázek 4.1: Blokové schéma návrhu řešení s využitím pístového kompresoru	24
Obrázek 4.2: Blokové schéma návrhu řešení s možností připojení na nemocniční rozvody stlačeného vzduchu	25
Obrázek 4.3: Blokové schéma návrhu řešení s využitím krokového motoru...	26
Obrázek 4.4: Nákres návrhu řešení s využitím krokového motoru	26
Obrázek 4.5: Konstrukce dvojfázového hybridního krokového motoru [22] ..	27
Obrázek 4.6: Krokový motor NEMA 23 [23]	28
Obrázek 4.7: Ultrazvukový měřič vzdálenosti HC-SR04 [24]	29
Obrázek 4.8: Vážicí senzor 50kg GUANG CE YZC-161 [26]	31
Obrázek 4.9: Arduino Nano [29]	33
Obrázek 4.10: I2C Displej LCD 1602 16x2 znaků [30]	33
Obrázek 4.11: Modul klávesnice matice 2x2 tlačítka [31]	34
Obrázek 4.12: 3D model krabičky na uložení elektroniky	35
Obrázek 4.13: Konstrukce prototypu návrhu s využitím krokového motoru .	36
Obrázek 4.14: Detail spojení lisovací desky a hřídele krokového motoru	36
Obrázek 5.1: Funkční schéma zapojení jednotlivých komponent vybraného návrhu	38
Obrázek 5.2: Hardwarové řešení prototypu systému	39
Obrázek 5.3: Definování části proměnných	40
Obrázek 5.4: Část kódu pro řízení krokového motoru pomocí tlačítek	41
Obrázek 5.5: Úvodní menu pro výběr požadovaného tlaku	42

Obrázek 5.6: Řízení rychlosti krokového motoru pomocí tří podmínek.....	42
Obrázek 5.7: Načítání hodnot z váhových senzorů	43
Obrázek 5.8: Princip měření a zpracování hodnot z ultrazvukového senzor ..	44
Obrázek 5.9: Alarm signalizující docházející podávaný roztok.....	44
Obrázek 5.10: Část kódu alarmu	45
Obrázek 5.11: Blokové schéma měřicí sestavy při ověřovacím měření.....	46

1 Úvod

Infuzní terapie je alternativou tam, kde z nějakého důvodu neexistuje srovnatelná orální léčba. Těchto důvodů může existovat hned několik. Většinou se jedná o situace, kdy je pacient v bezvědomí nebo o skutečnost, že některé léky při vystavení trávicímu systému ztrácejí svou účinnost. V případě podávání roztoků léků pomocí invazivního vstupu do krevního řečiště pacienta, mluvíme o infuzní terapii. [1]

Aby se roztok úspěšně dostal do krve, je potřeba vytvořit tlakový gradient. V dnešní době je možné pro získání potřebného tlaku k zajištění infuze použít přístrojovou infuzní techniku. Infuzní technika patří mezi nenahraditelnou složku terapeutických i diagnostických elektrických přístrojů moderní medicíny. Trendy v novodobé zdravotnické péči kladou čím dál větší důraz na kvalitu, přesnost a spolehlivost zdravotnických přístrojů, důsledkem čehož na trhu se zdravotnickou technikou figuruje mnoho sofistikovaných zařízení se širokým klinickým využitím, avšak stále se zde nabízí možnost pro modifikaci některých zdravotnických prostředků. [1; 2]

Pro zprostředkování přetlakové infuze jsou ve většině případů využívány infuzní tlakové manžety. Jedná se o nafukovací zdravotnické prostředky používané k podpoře rychlosti podávání intravenózní infuze. Kromě zprostředkování rychlé infuze se tyto manžety používají k proplachu katetrů, například při elektrofyziologických zákrocích, a staly se také nezbytnou součástí postupů monitorování IBP, kde jsou využívány pro proplach tlakových komůrek. Tyto manžety stále nejsou dokonalé. Jejich tlakování probíhá manuálně pomocí balónku, a je tedy nutná jejich častá kontrola. Dále nejsou schopny informovat personál při docházejícím podávaném roztoku. [1; 2; 3]

2 Přehled současného stavu

Existují případy, kdy je pacientovi potřeba dodat infuzi velkého objemu v krátkém časovém intervalu. Studie Stephena Bernadra a kol. pojednává o využití rychlé infuze velkého objemu (30 ml/kg), ledově studené (4 °C) intravenózní tekutiny jako o bezpečné, rychlé a nenákladné technice k vyvolání stavu mírné hypotermie u pacientů, kteří přežili srdeční zástavu, za účelem rychlejší rekonvalescence a zlepšení jejich zdravotního stavu. [4]

Dalším příkladem je studie od Pierre D. Kory a kol., zabývající se popisem rychlé a dostupné techniky k vyvolání mírné terapeutické hypotermie (MTH) u pacientů zotavujících se z prodělání srdeční zástavy, kdy k vyvolání mírné hypotermie u pacientů bylo docíleno mimo jiné, podáním rychlé intravenózní infuze 55 ml/kg chlazeného fyziologického roztoku pomocí tlakové infuzní manžety, za cílem ochlazení pacientova těla na teplotní rozsah 32 - 34 °C a udržování v cílovém rozmezí po dobu 24 hodin, což mělo pozitivní výsledek z hlediska rekonvalescence. [5]

V obou studiích hraje důležitou roli čas, jelikož cílem je, aby pacientova tělesná teplota klesla o několik stupňů celsia. Podávaný roztok o teplotě 5°C při standardní laboratorní teplotě 20 °C, podle termodynamiky přijímá teplo z okolí, což má za následek, že s určitým časem zvyšuje svou teplotu. V daných studiích byly použity infuzní tlakové manžety, pomocí kterých byl studený roztok dodáván do krevního řečiště pacienta, avšak použitím vhodného přístroje by bylo možné zrychlit proces infuze a docílit lepší kontroly nad terapií a tím i lepších výsledků. [6]

Studie Chrise Nicksona, pojednává o tekutinové bolusové terapii při léčbě septických a hypotenzních pacientů. Bolusem se rozumí podání rychlé infuze tekutiny v krátkém časovém intervalu. Má se za to, že podávání bolusů tekutin se zvyšuje perfuze orgánů a tím zvýšení metabolismu buněk. Dospělým pacientům bylo podáváno 2 – 3 l bolusu. [7]

Dané studie poukazují na potřebu přístroje, který by zprostředkoval rychlé infuze velkého objemu roztoku v krátkém časovém úseku.

K zajištění infuze je potřeba vytvoření invazivního vstupu do krevního řečiště pacienta. Pro tyto případy je běžně využíván katétr.

2.1 Katétry

Katétre označujeme tenkou trubicí vyrobenou z materiálů lékařské kvality se širokou škálou funkcí. Katetry jsou zdravotnické prostředky, které lze zavést do těla k léčbě nemocí, nebo k provedení chirurgického zákroku. Periferním žilním katétre dochází k podávání nitrožilních tekutin, léků nebo parenterální výživy. Úpravou materiálu, nebo úpravou způsobu výroby katetrů je možné přizpůsobit katetry pro kardiovaskulární, urologické, gastrointestinální, neurovaskulární a oftalmologické aplikace. Proces

zavádění katétru do těla pacienta se nevzývá katetrizace. Podle závislosti na typu katétru může být použit jako prostředek pro:

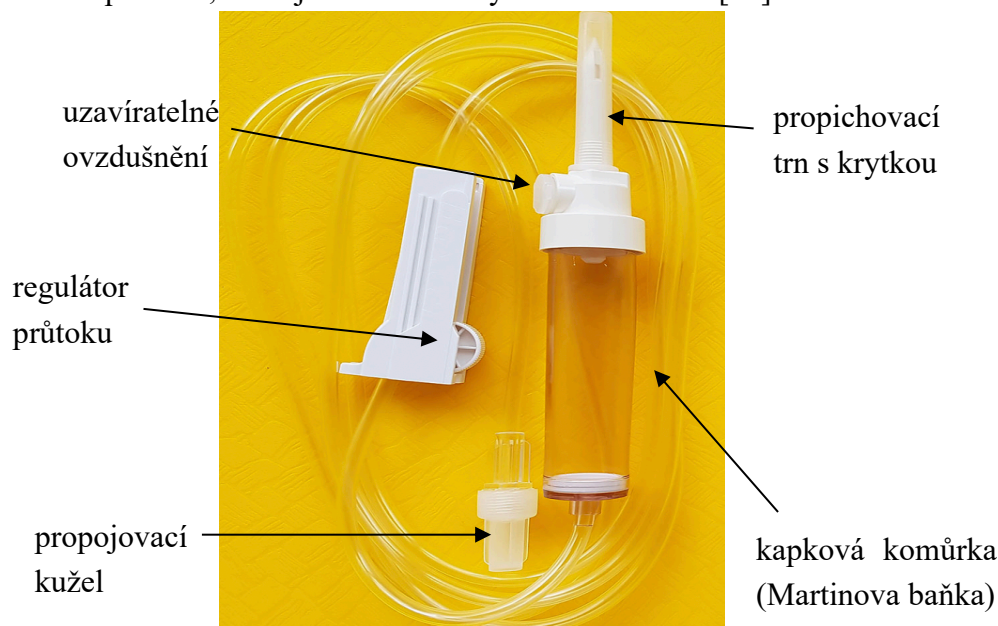
- přímé měření krevního tlaku v tepně nebo žíle
- zprostředkování infuzní terapie
- přímé měření intrakraniálního tlaku
- drenáž nahromaděných tekutin, např. abdominální absces

Speciálním typem katétru je Swan-Ganzův termodiluční katetr, používaný v intenzivní medicíně za účelem monitorování minutového srdečního výdeje a nitrosrdečních tlaků. [8]

Katétr lze snadno zaměnit za kanylu. Ačkoli oba prostředky mohou být použity k dodání IV tekutin, jsou zcela odlišné. Kanyla je krátká ohebná hadička, která se zavádí do krevní cévy, zatímco katetr je definován jako vinylová trubice, která je podstatně delší než intravaskulární kanyla pro periferní přístup k tělu. Plastová kanyla má uvnitř velmi ostrou jehlu, která projde pokožkou a umožní tak zavedení kanyly do žíly. Samotná jehla se pak vytáhne a vyhodí. Existuje řada různých druhů kanyl, lišících se velikostí a tvarem hrotu jehly. [9; 10; 11]

Katétr je nutné před i během používání proplachovat, ideálně heparizovaným fyziologickým roztokem. Proplachováním pomáháme udržovat katétre čistý, čímž předcházíme vzniku trombózy, která může způsobit embolii. [8; 9]

Prostředkem, který zajišťuje podávání infuzních roztoků z lahví nebo plastových vaků a zavedeným katétre v žíle, je tzv. infuzní set. Infuzní sety jsou jednorázové spotřební materiály, jednotlivě sterilně balené. Jedná se v podstatě o hadičku skládající se z několika komponentů, které jsou znázorněny na obrázku 2.1. [12]

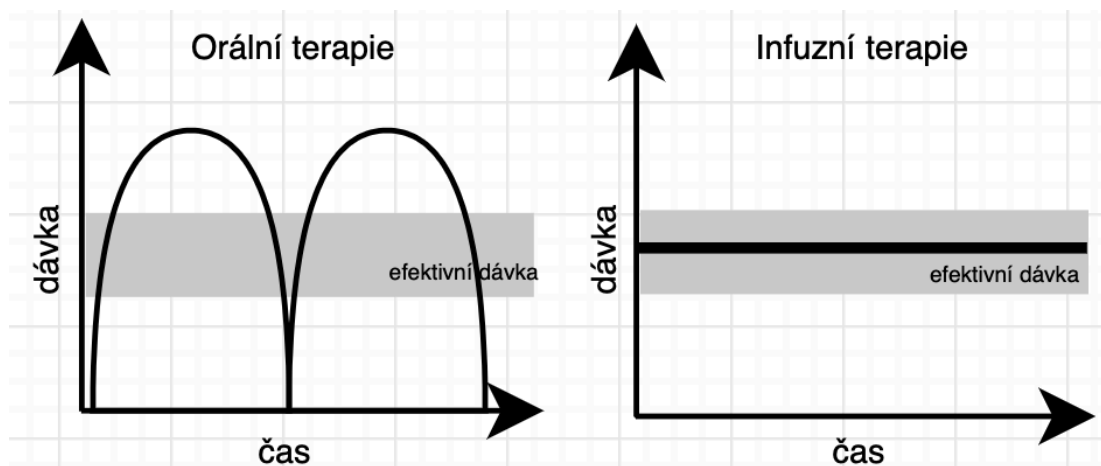


Obrázek 2.1: Popis infuzního setu [13]

2.2 Infuzní terapie

Infuzní terapie je léčebná metoda, kdy jsou léky nebo tekutiny podávány pacientovi intravenózně pomocí sterilní kanyly, přes kterou kolují z infuzního vaku do krevního řečiště pacienta. Jedná se o způsob podávání léků, které nelze užívat orálně, nebo které je třeba vydávat kontrolovaným tempem nitrožilně podávanými infuzními roztoky. Jelikož při perorálním podání léčiv dochází ke vstřebávání zejména sliznicí tenkého střeva, systémový účinek perorálně podaných léčiv se obvykle dostaví do 30 minut [14]. Oproti tomu účinek intravenózně podaných léčiv je patrný obvykle do 2 minut od aplikace [14]. Z tohoto důvodu je infuzní terapie pro novodobé terapeutické či diagnostické postupy naprosto nepostradatelná. Jejím cílem je pacienta uzdravit, nebo zlepšit jeho zdravotní stav. Princip infuzní léčby spočívá ve vyvíjení určitého tlaku na obsah infuzního setu. Aby se infuze úspěšně dostala do cévy, musí překonat systolický tlak v místě intravenózního vstupu do těla pacienta. Podle terapeutického účelu můžeme do organismu prostřednictvím infuze dodávat roztoky, které mohou například udržovat vodní a iontové rovnováhy v těle, nahrazovat příjem potravy, dodávat léčiva do krevního řečiště pacienta, podávat anestetika, případně pomocí infuze lze provádět krevní transfuze. [1; 2]

Na obrázku 2.2 můžeme pozorovat časové průběhy aplikované dávky léku. Z obrázku vyplývá, že léčiva užívaná p. o. mají časový průběh připomínající konkávní parabolu, tedy z hlediska udržení efektivní dávky (stanovené množství látky potřebné k dosažení daného léčebného účinku) dosahují poměrně nízké účinnosti oproti infuzní terapii, která umožňuje udržovat konstantní dávku léčiva v čase. [1; 3]



Obrázek 2.2: Porovnání orální a infuzní terapie z hlediska udržení efektivní dávky léku [1]

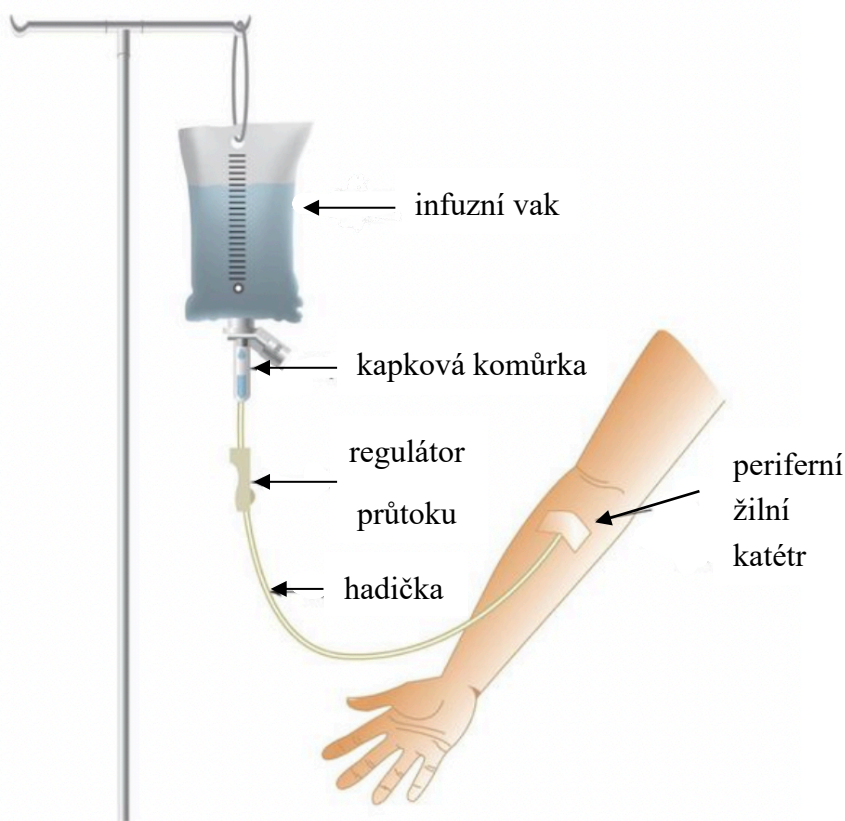
Podle mechanismu doručení roztoku do krevního řečiště můžeme infuzní terapii rozdělit na dvě metody. První a historicky o mnoho let starší metodou je gravitační infuzní terapie, a druhou je modernější varianta infuzní terapie tlaková. [1; 2]

2.2.1 Gravitační infuzní terapie

Gravitační infuze je běžná a základní metoda pro dodávání tekutin pacientovi bez použití jakéhokoli složitějšího lékařského zařízení, jako je například infuzní pumpa nebo lineární dávkovač. V případě výhradně gravitační infuze je primárním mechanismem produkujícím průtok gravitace, a proto je průtok ovlivněn výškou, ve které se nachází jednotlivé komponenty. [1; 15]

Její princip je založen na fyzikálních poznatcích o hydrostatickém tlaku. Velikost tohoto tlaku je závislá na výškovém rozdílu mezi zásobníkem léčiva a místem vstupu do krevního oběhu pacienta. Aby mohl být tento transport léčiva do organismu možný, musí gravitační síla působící na kapalinu infuzního vaku vytvořit hydrostatický tlak, který překoná tlakový gradient v místě vstupu infuze do krevního oběhu pacienta, čímž umožní kapalině vniknout do vstupní cévy samovolně, bez působení jiného vnějšího tlaku. Pokud je použit regulátor, jako je infuzní pampa, musí být mezi pacientem a infuzním vakem pouze dostatečná výška, aby infuzní systém fungoval. [1; 2; 15]

Obrázek 2.3 představuje ukázkový příklad podávání infuze pacientovi působením gravitace, kdy je infuzní vak zavěšen v určité výšce nad pacientem pomocí infuzního stojanu, a roztok proudí samospádem do krevního řečiště pacienta.



Obrázek 2.3: Podávání infuze s využitím gravitační síly Země [16]

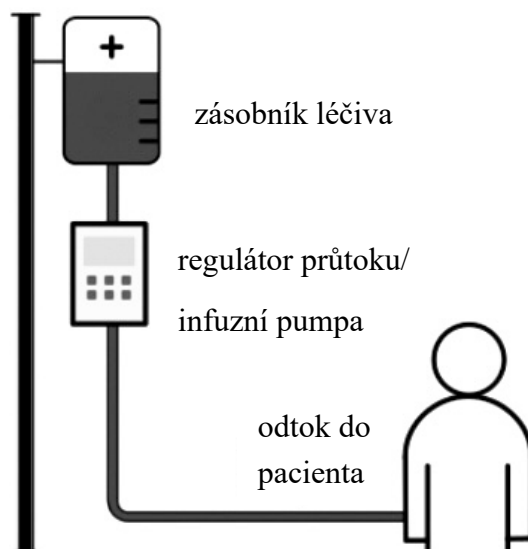
2.2.2 Tlaková infuzní terapie

Při tlakově řízené infuzi jsou pacientovi roztoky aplikovány pod regulovatelným tlakem, vytvářeným pomocí elektrického přístroje, kterým je například infuzní pumpa a lineární dávkovač. Roztok v infuzním vaku vlivem vnějšího působení síly začne do těla proudit požadovaným průtokem, který je nastaven personálem. Oproti konvenčnímu (gravitačnímu) způsobu je toto dávkování přesně definované a kontrolovatelné, jelikož tato metoda umožňuje sledování vydávkovaného množství léčiva. Hlavní výhodou je, že přístroje používané v tlakové infuzní terapii bývají často automatizované, čímž ulehčují práci zejména personálu. Dále jsou schopny automatické kontroly krizových situací jako je detekce přítomnosti vzduchových bublin v infuzní lince, nebo vzniku okluze. Tato metoda je v současné době nejvíce využívána. [1; 2]

Infuzní pumpa je elektrický zdravotnický prostředek používaný k dodávání tekutin do těla pacienta kontrolovatelným způsobem. V infuzní pumpě je tekutina zadržována v roztažitelném balónkovém zásobníku a tlak z elastických stěn balónku pohání dodávku tekutiny. V útrokách přístroje najdeme lineární peristaltické čerpadlo poháněné krokovým motorem, ve kterém sada lamel tlačí na flexibilní hadičku a peristaltickým pohybem vytlačí tekutinu směrem do krevního řečiště pacienta. [17]

Lineární dávkovače jsou medicínské přístroje pro řízenou infuzi farmak do těla pacienta pomocí jedné nebo více stříkaček (například zásobníků vyprazdňovaných zatlačováním jejich pístu), u kterých je rychlost dávkování nastavena zdravotnickým personálem a indikována přístrojem jako objem za jednotku času. Lineární dávkovače jsou poháněny krokovým nebo DC motorem pomocí šroubové nebo hřebenové převodovky. [17]

Zjištěné poznatky jsou stručně shrnuty v obrázku 2.4. Infuzní roztok shromažďovaný v zásobníku putuje do přístroje, ve kterém probíhá regulace jeho průtoku. Podle zvoleného nastavení uživatele (lékař, sestra) je pacientovi podávána buď rychlá infuze malého objemu léčiva, nebo dlouhodobá infuze většího objemu roztoků léčiv.



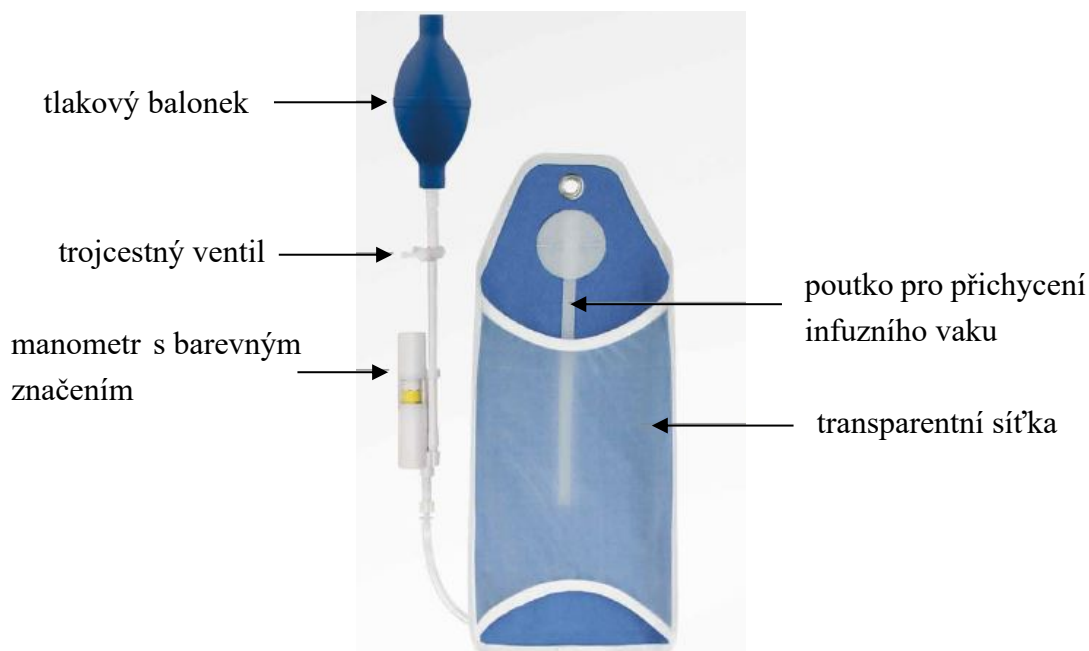
Obrázek 2.4: Zjednodušené schéma tlakově řízené infuze[9]

Kromě specializovaných a nákladných přístrojů, jako jsou infuzní pumpy a lineární dávkovače, se v současné době pro zajištění tlakově řízené infuze využívají infuzní tlakové manžety a automatické tlakové infuzory.

2.3 Infuzní tlaková manžeta

Tlaková infuzní manžeta je zdravotnický prostředek určený k natlakování sterilních parenterálních tekutin (např. krve, IV roztoků) k zajištění rychlé infuze pacientům. Parenterální tekutiny jsou obvykle baleny do flexibilních IV vaků o objemu 500 ml a 1000 ml. Za účelem jejich natlakování jsou vloženy do tlakové infuzní manžety, která se natlakuje na cca 200 mmHg pomocí balonku, podobně jako u manžety pro měření TK, čímž se vyvíjí tlak na obsah IV vaku. Tlak způsobí, že se tekutina dostane do krevního oběhu pacienta rychleji. Manžeta obsahuje ventil k řízení průtoku vzduchu a optimalizaci tlaku na vak IV infuze zvýšením nebo snížením množství vzduchu uvnitř manžety. Infuzní tlakové manžety mohou být použity opakovaně nebo jednorázově. Základním prvkem infuzní tlakové manžety je vysoce odolná přetlaková vložka (vzdušnice), která je vyrobena z latexu, nylonu nebo bavlny. Je potažena textilním krytem se sítkou pro vkládání infuzního vaku. Síťka je většinou transparentní, tedy umožňuje jasný přehled o vaku a jeho obsahu. Vzdušnice by měla obsahovat 2 hadičky. K těm se na jedné straně připojuje balónek o dostatečném objemu, který obsahuje ventily s vysokým průtokem. Na druhé straně je napojen manometr, pomocí kterého má obsluha přehled o tlaku v manžetě. Součástí manžety by mělo být závěsné poutko pro zavěšení na infuzní stojan. Hlavní klinickou aplikací tlakových infuzních manžet je rychlá infuze krve, krevních produktů, IV roztoků do krevního oběhu pacienta a také proplach tlakových komůrek při měření IBP. Gravitační přívod krve k pacientovi může trvat až

hodinu, zatímco při použití tlakové infuzní manžety lze krev podat během několika sekund. Jednotlivé součásti infuzní tlakové manžety jsou vyznačené na obrázku 2.5.[1; 8; 18]



Obrázek 2.5: Popis komponentů infuzní tlakové manžety [18]

V současné době na mezinárodním trhu figuruje několik typů infuzních tlakových manžet. Ačkoliv se jedná o velice oblíbené a hojně využívané zdravotnické prostředky, jejich hlavní nevýhodou je jejich nutnost manuálního tlakování pomocí balónku, díky čemuž je nutná jejich častá kontrola, doprovázená úniky tlaku zaviněné kvůli netěsnostem systému.

2.4 Automatické tlakové infuzory

Jedná se o kombinaci automatického přístroje a infuzní tlakové manžety, propojených pomocí tlakových hadiček. Používají se v případech, kdy je třeba pacientovi dávkovat tekutiny při zachování konstantního tlaku v manžetách. Obsahují kompresor, kterým jsou nafukovány infuzní manžety obklopující infuzní vak s podávaným roztokem, čímž dojde k jeho natlakování. Umožňují přesné nastavení a regulaci tlaku díky elektronickému regulátoru. Dokážou vytvořit tlak o maximální hodnotě 300 mmHg. Ve většině případů jsou kompatibilní s ohřívači krve a infuzí. Do jednoho přístroje lze zapojit až dvě infuzní manžety o objemu 500, 1000 a 3000 litrů. Tyto produkty lze připevnit na jakoukoli tyč nebo infuzní stojan. V případě přerušení dodávky elektrické energie disponují záložní baterií, která umožní provoz až 3 hodiny. Obsahují servisní rozhraní pro PC a dosahují požadovaného IP krytí, jako je odolnost proti stříkající vodě. Na trhu se zdravotnickými

prostředky figuruje jen několik málo typů těchto přístrojů [19]. Komerčně dostupnou verzí je například automatický tlakový infuzor Biegler Medizin, nacházející se na obrázku 2.6.



Obrázek 2.6: Automatický tlakový infuzor Biegler Medizin [19]

3 Cíle práce

Cílem této bakalářské práce je navrhnout, zrealizovat a v laboratorním prostředí ověřit prototyp zařízení, které umožní automaticky kontrolovat a udržovat uživatelem nastavený tlak v infuzní tlakové manžetě a zároveň bude informovat při nedostatku roztoku v infuzním setu.

4 Metody

Kapitola metod se zabývá popisem požadavků na vytvářený systém, technickými návrhy řešení a popisem průběhu sestavení výsledného řešení systému pro automatickou kontrolu tlaku v infuzní tlakové manžetě.

Bakalářská práce pojednává o metodologickém postupu realizace prototypu zařízení, spadající mezi přístrojovou infuzní techniku. Daný prototyp by díky svým vlastnostem mohl nalézat uplatnění v nemocničních zařízeních pro vykonávání různých terapeutických účelů. Kromě podávání fyziologického nebo ringerova roztoku by mohl být vhodný k dlouhodobému udržení přetlaku v systému pro proplach tlakových komůrek a katetrů. Dalším klinickým využitím by mohlo být například jeho použití k podávání zmiňovaných studených infuzních roztoků k vyvolání mírné terapeutické hypotermie. Z hlediska konstrukce je zde hned několik možností realizace. Například kombinací prototypu s infuzní tlakovou manžetou, nebo jako samostatné jednotky zprostředkovávající tlakovou infuzi.

4.1 Požadavky na systém

Pro správnou funkčnost systému je potřeba, aby infúze proudila do žíly stanovenou rychlostí, čehož docílíme použitím vhodného mechanismu, který bude vytvářet vnější tlak na obsah infuzního vaku.

Na systém byly kladeny nároky, které musel splňovat pro provoz v lékařských prostorách. Jednotlivé požadavky jsou zpracovány do následujících bodů:

- vytvoření dostačujícího tlaku;
- signalizace personálu o docházejícím roztoku;
- odpovídající IP krytí;
- robustní a snadné ovládání.

Vytvoření dostačujícího tlaku je nezbytné pro funkčnost celého systému, kdy pro podávání rychlých infuzí a průplach katetrů by měl být zajištěn tlak v rozmezí 100 – 300 mmHg. Jedná se o tlak volený záměrně vyšší než očekávaný systolický tlak pacienta, aby nedocházelo k retrográdnímu toku roztoku nebo krve.

Dalším požadavkem prototypu automatického tlakového přístroje je, aby daný systém dokázal informovat personál, že v infuzním setu dochází podávaný roztok. Použití vhodného senzoru, který by určitým způsobem analyzoval množství kapaliny v infuzním vaku a zjištěné hodnoty zpětnovazebně zasílal do operační jednotky, by mohlo být pro splnění tohoto požadavku dostačující.

Stupeň krytí udává odolnost elektrických zařízení a vyjadřuje se v tzv. IP kódu, který je tvořen znaky „IP“ následovanými dvěma číslicemi, přičemž první číslice udává ochranu před nebezpečným dotykem a před vniknutím cizích předmětů, druhá číslice označuje stupeň krytí před vniknutím vody. V současné době je maximální stupeň krytí považován IP 69. Při realizaci zařízení by mělo být bráno v potaz, že v rámci provozu může přijít do kontaktu s vodou, z tohoto důvodu by mělo mít zařízení alespoň základní IP krytí. [20]

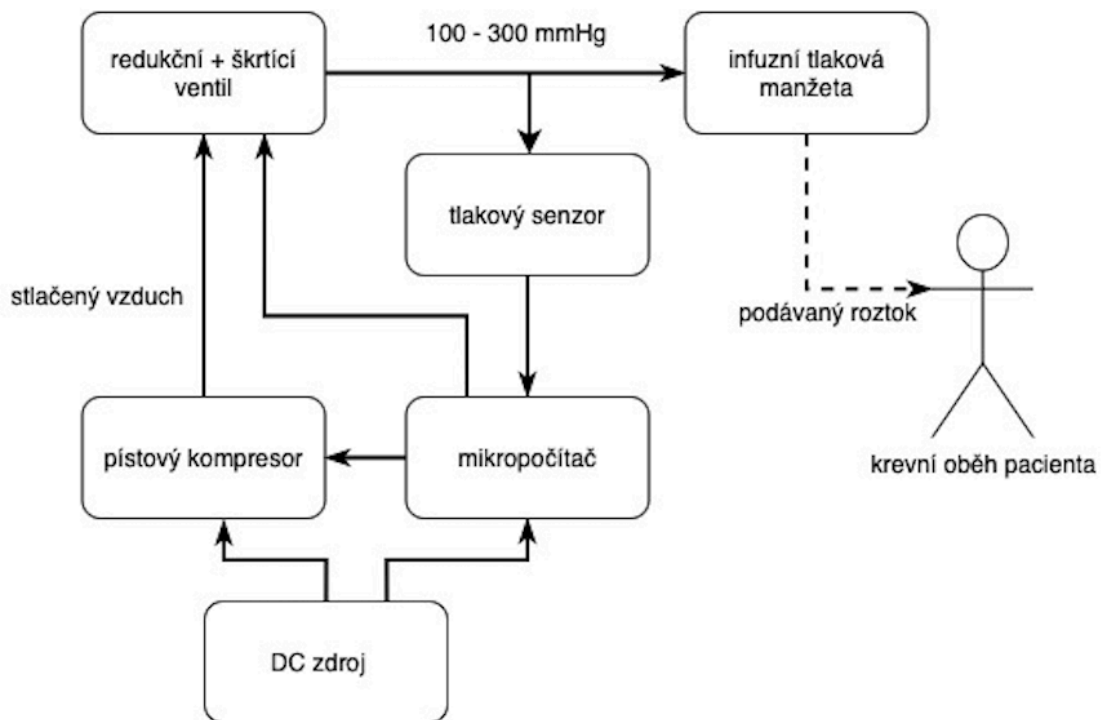
Robustnost přístroje můžeme chápat jako určitou odolnost vůči mechanickému poškození. Jelikož se ve zdravotnictví často pracuje s roztoky a personál vykonává svou činnost především v gumových rukavicích, není příliš vhodné použití dotykového displeje. Z tohoto důvodů bude na místě použití pár tlačítek pro jednoduché ovládání systému.

4.2 Technické návrhy řešení

V rámci bakalářské práce byly sestrojeny návrhy celkem tří variant prototypů zařízení pro daný systém, lišících se použitým mechanismem k vytvoření potřebného tlaku na obsah infuzního vak. Pro všechny návrhy platí stejné požadavky, které musí splňovat.

4.2.1 Návrh s využitím pístového kompresoru

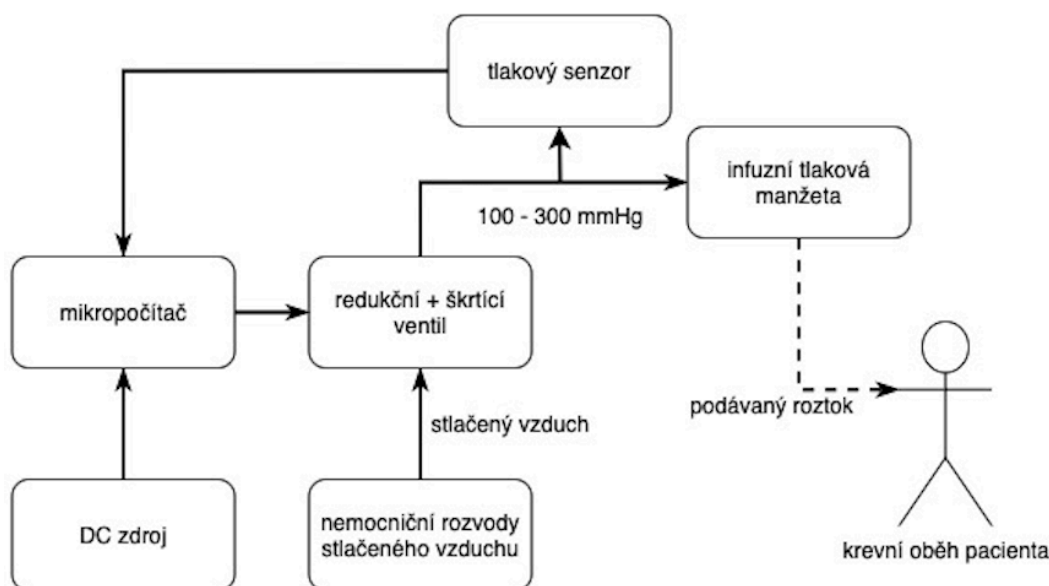
Prvním návrhem je využití pístového bezolejového kompresoru jako zdroj stlačeného vzduchu. V kompresoru dochází ke změně objemu plynu přímočarým vratným pohybem pístu ve válci. Při pohybu pístu dolů se směs vzduchu sacím ventilem nasává, při pohybu vzhůru se vzduch stlačuje a následně je vytlačován výtlačným ventilem z válce. Stlačený vzduch následně putuje přes redukční ventil řízeným mikropočítačem do infuzní tlakové manžety, která natlakuje infuzní vak s roztokem, čímž dojde k zahájení infuze. Na výstupu redukčního ventilu je umístěn tlakový senzor, který snímá aktuální hodnotu tlaku stlačeného vzduchu a hodnoty zasílá zpětnou vazbou do mikropočítače. Ten podle potřeby otevírá nebo zavírá redukční ventil, až dokud se na senzoru neobjeví požadovaná hodnota tlaku v intervalu od 100 do 300 mmHg. Blokové schéma návrhu je znázorněno na obrázku 4.1.



Obrázek 4.1: Blokové schéma návrhu řešení s využitím pístového kompresoru

4.2.2 Návrh s možností připojení na nemocniční rozvody stlačeného vzduchu

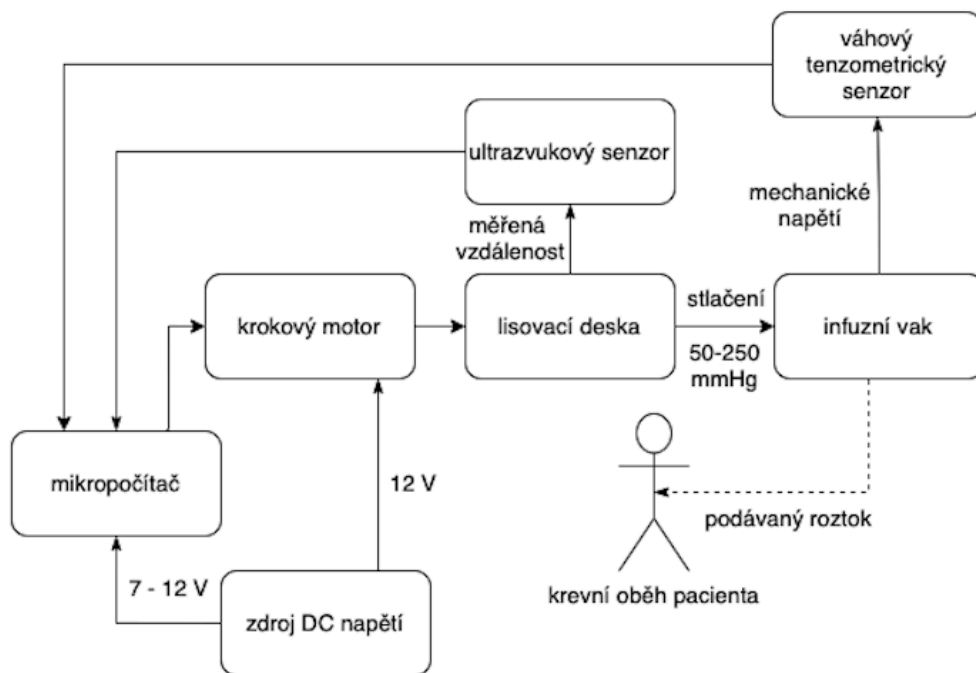
Druhý technický návrh na rozdíl od předešlého modelu nedisponuje kompresorem ani jiným zdrojem stlačeného vzduchu. Oproti tomu obsahuje vstup pro připojení přívodu stlačeného vzduchu pomocí rychlospojky z nemocničních rozvodů plynů. Stlačený vzduch z nemocničních rozvodů dosahuje hodnot tlaku jednotek atmosfér, je tedy nutné ho přes redukční a škrtící ventil upravit na požadovanou hodnotu od 100 – 300 mmHg. Redukční a škrtící ventil by byl řízen pomocí naprogramovaného jednodeskového počítače arduina. Na výstupu z redukčního a škrtícího ventilu by byl opět snímán tlak pomocí vhodného tlakového senzoru, který by zpětnovazebně komunikoval s arduinem. Stlačený vzduch o požadovaném tlaku by následně putoval do infuzní tlakové manžety a natlakoval ji, čímž by došlo k proudění podávaného roztoku směrem do invazivního vstupu do pacienta. Blokové schéma daného návrhu najdeme na obrázku 4.2.



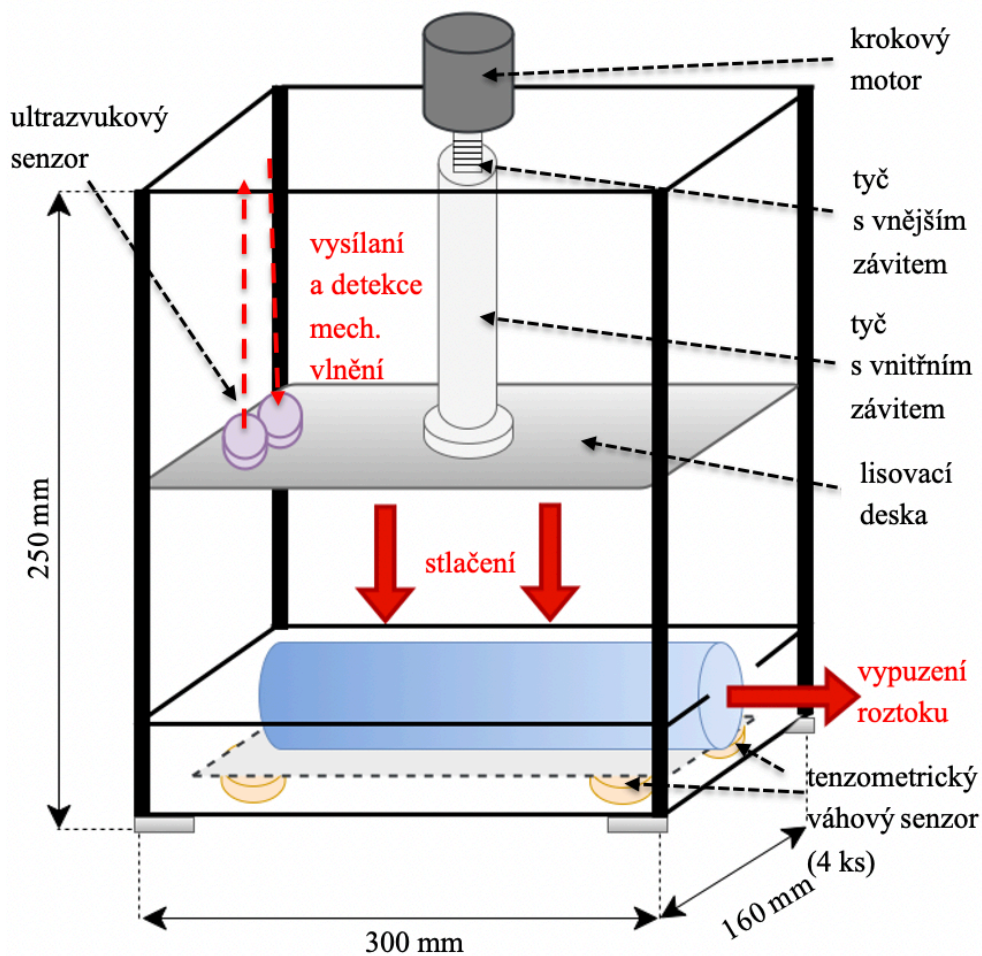
Obrázek 4.2: Blokové schéma návrhu řešení s možností připojení na nemocniční rozvody stlačeného vzduchu

4.2.3 Návrh s využitím krokového motoru

Posledním vybraným a dále rozvíjeným technickým návrhem je návrh s využitím krokového motoru. V tomto případě není infuzní vak stlačován pomocí infuzní tlakové manžety, ale díky lisovací desce pohybující se po nerezové ocelové konstrukci, za pomoci točivého momentu krokového motoru. Krokový motor je zpětnovazebně řízený pomocí čtyř váhových tenzometrických senzorů, na kterých vzniká mechanické napětí důsledkem síly, kterou lisovací deska působí na infuzní vak. Na lisovací desce se nachází ultrazvukový senzor, který nepřetržitě snímá vzdálenost, ve které se deska nachází, čímž může sloužit jako součást alarmu. Celý systém je řízen pomocí programovatelného mikropočítače. Danému návrhu odpovídá blokové schéma na obrázku 4.3. Pro lepší představu je přiložen také obrázek 4.4 s nákresem prototypu.



Obrázek 4.3: Blokové schéma návrhu řešení s využitím krokového motoru

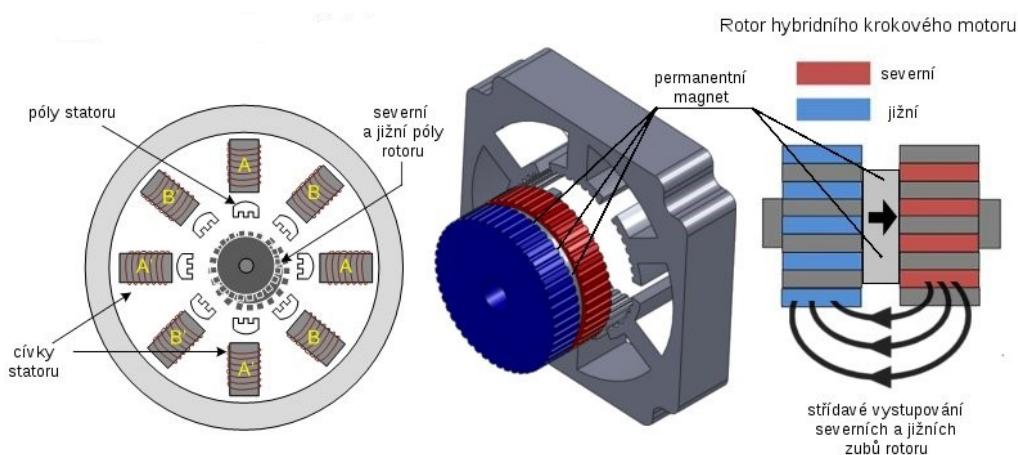


Obrázek 4.4: Nákres návrhu řešení s využitím krokového motoru

4.3 Krokový motor

Aby došlo k vypuzení tekutiny z infuzního vaku, je nutné, aby na vak působila vnější síla. Tato síla může být generována zařízením, které přeměňuje elektrickou energii na energii mechanickou. Daným zařízením může být například krokový motor. Krokový motor je indukční synchronní točivý stroj. Jako každý elektromotor se skládá z nepohyblivé části, která se nazývá stator a z pohyblivé části, která se nazývá rotor, rotující kolem statoru. Stator je tvořen několika cívkami (elektromagnety), které jsou napájeny pomocí elektrických impulsů, čímž je generováno magnetické pole, které slouží k otáčení rotoru. Pólové nastavce rotoru a statoru jsou vzájemně posunuty, takže při vyvolání magnetického pole ve statoru se rotor pootočí právě o rozdíl vzdálenosti (úhlu) mezi příslušnými pólovými nastavci statoru a rotoru. Rotor se tedy pohybuje po krocích, jejichž velikost (úhel natočení) je dána konstrukcí motoru a způsobem generování řídicích impulsů. Krokové motory jsou hojně využívány v průmyslu i ve zdravotnictví, jelikož umožňují velmi přesné polohování. [21; 22]

Na obrázku 4.5 je znázorněno uspořádání cívek a jejich pólových nastavců statoru, včetně umístění permanentních magnetů na rotoru krokového motoru.



Obrázek 4.5: Konstrukce dvojfázového hybridního krokového motoru [22]

Pro vytvoření potřebné síly působící na infuzní vak je nejvhodnější krokový motor NEMA 23, znázorněný na obrázku 4.6. Jedná se o bipolární dvojfázový krokový motor. Jeden krok tohoto motoru činí $1,8^\circ$, tedy je potřeba 200 kroků na jednu otáčku rotoru o 360° . Jeho jmenovité napětí činí 2,7 V DC a jmenovitý proud 3,0 A. Statický moment je 1800 mN·m Min (2 fáze). [23]



Obrázek 4.6: Krokový motor NEMA 23 [23]

Tlak, kterým působí krokový motor na obsah infuzního vaku lze také teoreticky spočítat dle vzorce:

$$p = \frac{F}{s}, \quad (4.1)$$

kde P je tlak, F je síla, kterou krokový motor působí a s je obsah stykové plochy lisovací desky s infuzním vakem.

K pohybu těchto typů motorů je vždy třeba řídicí elektronika tzv. ovladač (driver) krokového motoru. Ovladače krokových motorů jsou generátory pulzů požadovaného kmitočtu a délky. Tyto impulzy pak následně přes výkonovou část budí v přesném pořadí jednotlivá vinutí statoru, čímž dochází k pohybu rotoru. Ovladače jsou konstruovány pro průmyslové prostředí a vyznačují se tudíž vysokou spolehlivostí a životností. Jmenovitý proud krokového motoru NEMA 23 činí 3 A, tedy použití 4 A driveru pro krokové motory TB6600 je dostačující. [21; 23]

4.4 Ultrazvukový senzor

Jedním z požadavků na vytvářený systém je, aby dokázal informovat personál, že dochází podávaný roztok. Pomocí ultrazvukového senzoru, umístěného na pohyblivé lisovací desce, byl snímán rozdíl vzdáleností mezi lisovací deskou a horní stěnou ocelové konstrukce. S ubývajícím roztokem v infuzním vaku tato vzdálenost narůstala až do chvíle, když vzdálenost překročila stanovenou mezní hodnotu. Tato mezní hodnota byla stanovena na základě uskutečněných měření, přičemž činila 22 cm a při této hodnotě se v litrovém infuzním vaku fyziologického roztoku nacházela zhruba 1/10 původního objemu. Na základě provedených měření a stanovení mezní hodnoty byl vyvinut algoritmus sloužící jako alarmové hlášení.

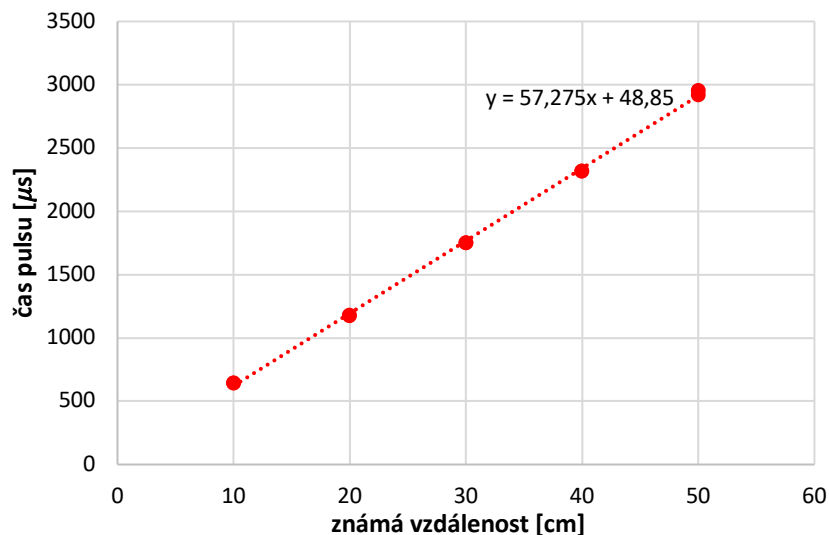
Pro snímání rozdílu vzdálenosti mezi lisovací deskou a horní stěnou konstrukce byl použit ultrazvukový měřič vzdálenosti HC-SR04. Daný ultrazvukový modul pro měření vzdálenosti obsahuje měřící senzor HY-SRF04. Tento modul umožňuje komunikaci s arduinem pomocí dvou datových vodičů a pracuje na napájecím napětí 5 V. Co se proudového odběru týká, tak v klidovém režimu odebírá modul okolo 2 mA, zatímco při měření se můžeme dostat špičkově až na 40 mA. Měřící senzor funguje na principu vysílání a následné zpětné detekce signálu na frekvenci 40 kHz, pracuje s měřícím rozsahem 2 cm až cca 4,5 m a dosahuje přesnosti 3 mm. Modul s prodejním názvem HC-SR04 funguje jako ultrazvukový měřič vzdálenosti pro Arduino a další desky. Na desce samotné se nachází jeden ultrazvukový vysílač, jeden přijímač a dále integrované obvody, které zajišťují správnou funkci. Tento modul umožňuje spolehlivou detekci v rozmezí 2 centimetrů až 4 metrů. [24]

Celá funkce tohoto modulu spočívá v tom, že pomocí Arduino desky je sepnut vstup modulu Trig po dobu 5 mikrosekund, ultrazvukový vysílač vyšle vysokofrekvenční pulz a poté se vyčká na jeho zachycení ultrazvukovým přijímačem. Délka impulzu z výstupu je přečtena pomocí modulu Echo a ta převedena na vzdálenost v centimetrech. Použitý ultrazvukový senzor se nachází na obrázku 4.7. [24]



Obrázek 4.7: Ultrazvukový měřič vzdálenosti HC-SR04 [24]

Kalibrace senzoru spočívala v měření doby pulsu, který vyšle vysílač až po jeho zpětnou detekci pomocí přijímače. Z kalibrační křivky můžeme vyčíst závislost doby trvání pulsu s rostoucí vzdáleností. Kalibrační křivka je k dispozici na grafu 4.1.



Graf 4.1: Kalibrační křivka ultrazvukového senzoru

Dále byla pro naměřených osm hodnot vzdáleností vytvořena korekční křivka senzoru, která je znázorněna na grafu 4.2.



Graf 4.2: Korekční křivka ultrazvukového senzoru HC-SR04

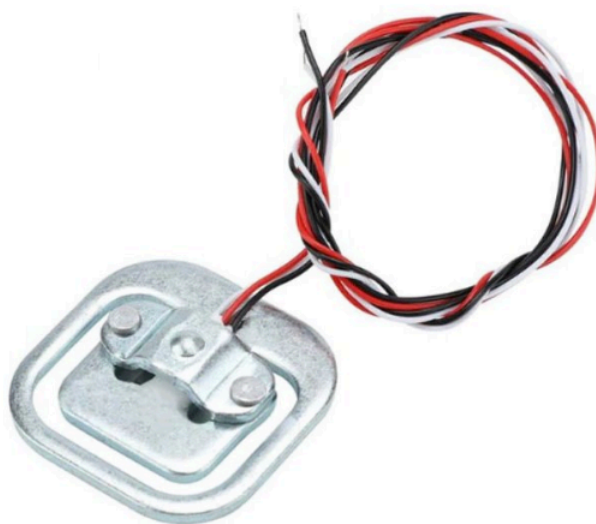
Z grafu 4.2 vyplývá, že senzor dosahuje přesnosti ± 3 mm dané výrobcem.

4.5 Váhový tenzometrický senzor

Aby bylo možné nastavit uživatelem požadovaný tlak, který má krokový motor vykonat, je nutné snímat hodnotu síly, kterou krokový motor působí na infuzní vak. Pomocí

odporového tenzometrického senzoru je možné nepřímo měřit mechanické napětí vznikající na povrchu dané součásti prostřednictvím měření její deformace. Je-li vodič tenzometru pevně spojený s povrchem měřeného namáhaného objektu, má stejné deformace jako objekt. Tedy pokud se začne tenzometr silou deformovat, jeho délka se při natahování zvětšuje, zmenšuje se průřez vodiče a dojde ke změně jeho elektrického odporu. [25]

V daném návrhu bylo použito čtyř váhových senzorů zapojených do můstku a umístěných na dně konstrukce. Tyto váhové senzory jsou tvořeny pružným členem s kovovým drátkovým tenzometrem, který se vlivem působení síly deformuje. Disponují vnitřním odporem $2 \times 1000 \Omega$, maximálním zatížením 50 kg a pracují na napájecím napětí od 5 do 10 V s výstupní hodnotou napětí $1,0 \pm 0,1 \text{ mV/V}$. Senzor se nachází na obrázku 4.8. [26]

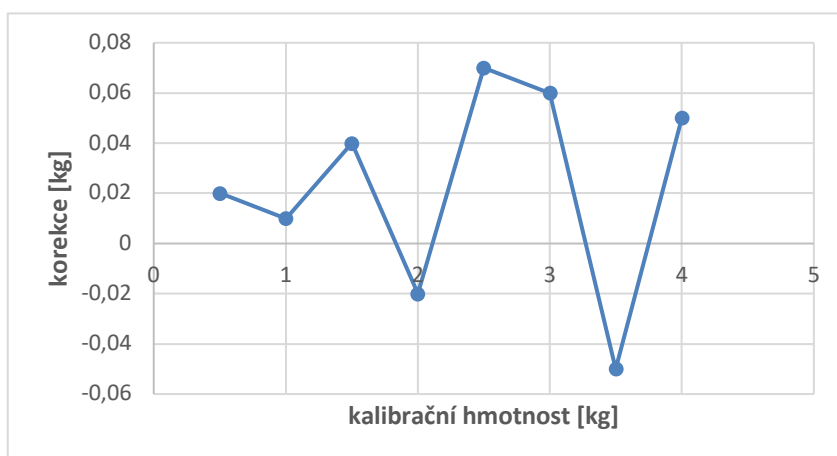


Obrázek 4.8: Vážící senzor 50kg GUANG CE YZC-161 [26]

Když je tenzometr deformován silou, v jeho obvodu se slabě změní elektrický odpor. Tuto změnu je nutné detekovat a analogicky přepočítat sílu deformace na hmotnost tělesa, které svou vahou působí na snímač, avšak danou změnu zpravidla není možné přechíst rovnou z analogového vstupu prototypovací desky (arduina), do které bychom váhový senzor připojili. Jedná se totiž o tak drobnou změnu napětí, že by ji obvyklý 10 - 12bitový A/D převodník neměl šanci rozlišit od běžného šumu. Proto bylo zapotřebí použití další klíčové součástky, kterou je 24bitový A/D převodník HX711, který je přímo určen pro vysoce přesné měření výstupních analogových signálů z váhových senzorů. Převodník obsahuje dva analogové vstupy a vnitřní programovatelný zesilovač se ziskem až 128. [27]

Výrobce uvádí pouze převodní charakteristiku a zdrojový kód pro kalibraci senzoru je součástí knihovny HX711_ADC, tedy kalibrace se už neprovádí.

Bylo provedeno 8 kontrolních měření a následně vytvořena byla korekční křivka tenzometrických váhových senzorů, která se nachází na grafu 4.3.

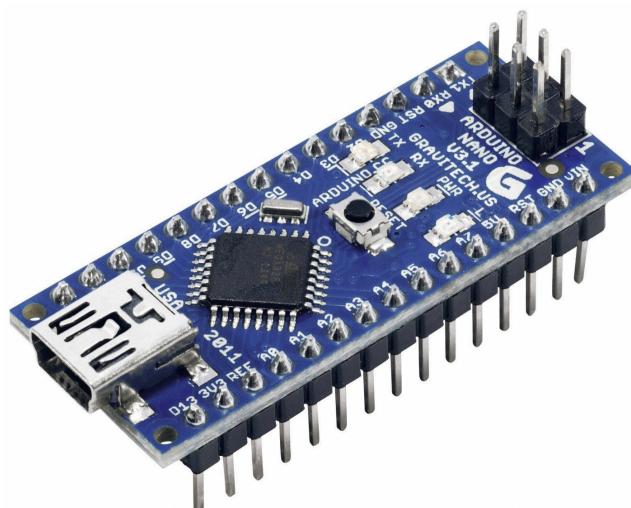


Graf 4.3: Korekční křivka tenzometrických senzorů váhy

4.6 Kontrolní jednotka

Z důvodu potřeby vyhodnocovat signál z ultrazvukového senzoru, tenzometrických váhových senzorů, řízení krokového motoru a provádění následných příkazů, je potřeba využít výpočetní jednotky, která by tyto úkony zajišťovala. Pro potřeby daného systému není zapotřebí kontrolní jednotka s velkým výpočetním výkonem. Důraz je kladen zejména na malé rozměry, jednoduchost a nízké napájecí nároky a cenovou dostupnost.

Mikrokontrolér Arduino Nano kladeným parametrům vhodně odpovídá. Jedná se o druhou nejmenší vývojovou desku ze všech Arduin. Oproti nejmenšímu z rodiny arduin není potřeba externí USB-Serial převodník k jeho provozu. Na výšku měří 45 mm a na šířku 18 mm. Deska je osazena ATmega328 procesorem. Pracuje při provozním napětí 5 V a napájecím napětí 7 – 12 V. Na desce je 6 analogových 10bitových vstupních pinů a 14 digitálních pinů. K počítači lze připojit pomocí micro-USB konektoru [28]. Programování desky je možné z počítačového software Arduino IDE. Jedná se o přímo uzpůsobené prostředí pro programování jednotek Arduino, kde je využíván programovací jazyk C++ [29]. Arduino je zobrazeno na obrázku 4.9.

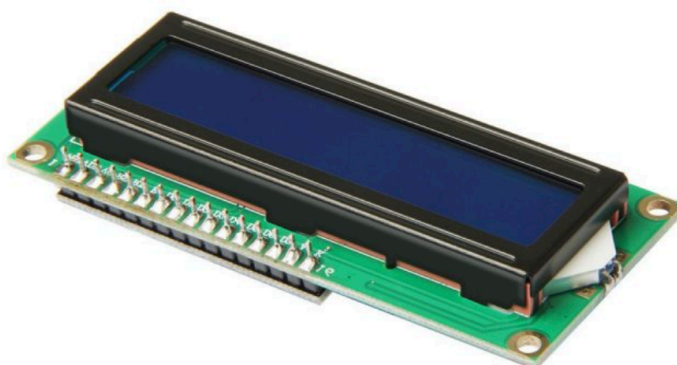


Obrázek 4.9: Arduino Nano [29]

Mikrokontrolér lze napájet pomocí USB-B kabelu s 5V adaptérem nebo připojením zdroje napětí na piny VIN a GND. Pro spolehlivé napájení je možné přivést na piny napětí v rozmezí od 6 do 21 V. [29]

4.7 LCD displej

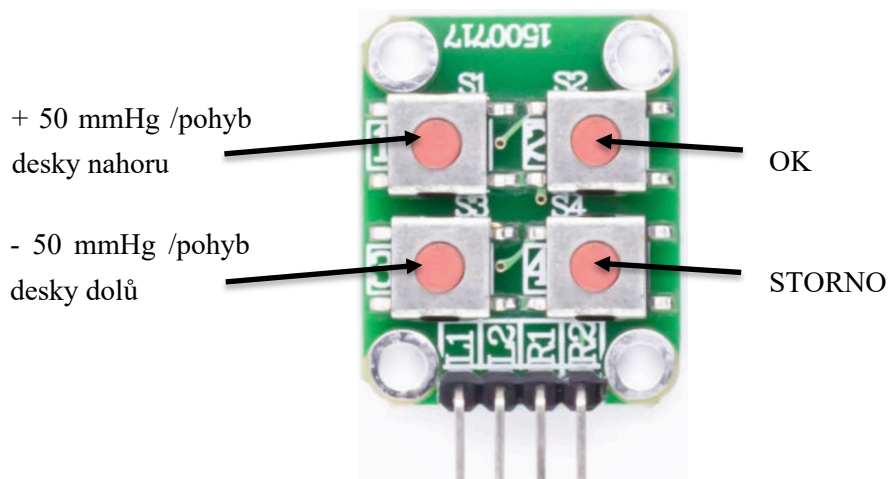
Pro zobrazování textového grafického rozhraní, jako jsou informace o nastavené hodnotě tlaku, případně chybových hlášení a alarmů je nutné použít vhodný displej kompatibilní s mikrokontrolérem Arduino. Jednoduchý znakový LCD displej 16x2 znaků s I2C rozhraním je ideálním řešením. Díky přídavnému modulu je možné s displejem komunikovat přes I2C sběrnici. Rozšiřující modul disponuje otočným trimmerem pro manuální nastavení kontrastu displeje. Displej disponuje 16ti sloupci a 2mi řádky, modrým podsvícením displeje. Napájecí napětí činí 5 V a maximální proud 100 mA [30]. Displej je znázorněn na obrázku 4.10.



Obrázek 4.10: I2C Displej LCD 1602 16x2 znaků [30]

4.8 Ovládání systému

Jedním z kladených požadavků na vytvářený systém bylo také jednoduché ovládání. Pro ovládání prototypu zařízení bylo potřeba použít tlačítka, pomocí kterých uživatel mohl například zvolit požadovanou hodnotu tlaku, kterou bude natlakován infuzní vak, či ručně ovládat krokový motor. Modul klávesnice matice 2 x 2 tlačítka byl vhodnou volbou pro daný systém. Klávesnice je určena pro vývojové kity Arduino, Raspberry Pi či podobné. Modul obsahuje 4 taktilní tlačítka a napájecí napětí činí max. 12 V DC. Obrázek 4.11 reprezentuje daný modul klávesnice. [31]

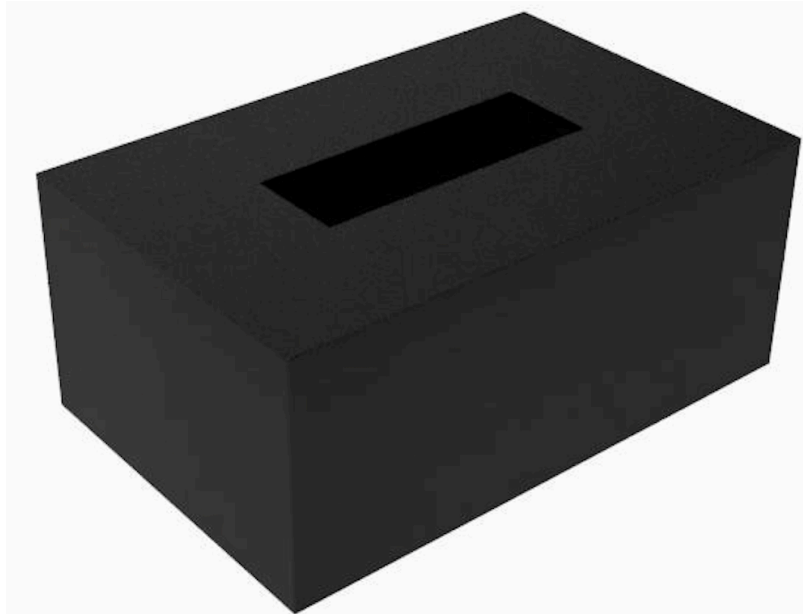


Obrázek 4.11: Modul klávesnice matice 2x2 tlačítka [31]

Systém je ovládán pomocí čtyř tlačítek označených S1, S2, S3 a S4. Po spuštění prototypu se na displeji objeví výchozí menu (viz obrázek 5.4), kde si uživatel pomocí stisknutí tlačítek S1 a S3 zvolí požadovaný tlak, pod kterým má roztok proudit do krevního řečiště v rozmezí 50 – 250 mmHg s krokem 50 mmHg. Potvrzení je prováděno stisknutím tlačítka S2, čímž dojde ke spuštění daného programu. Tlačítko S4 slouží jako storno. Dále přidržetím tlačítka S1 dojde k pohybu desky směrem nahoru a přidržetím tlačítka S2 se deska pohybuje dolů viz. obrázek 4.11. Kompletní návod k obsluze prototypu je dostupný v příloze A.

4.9 Model pro 3D tisk pouzdra na elektroniku

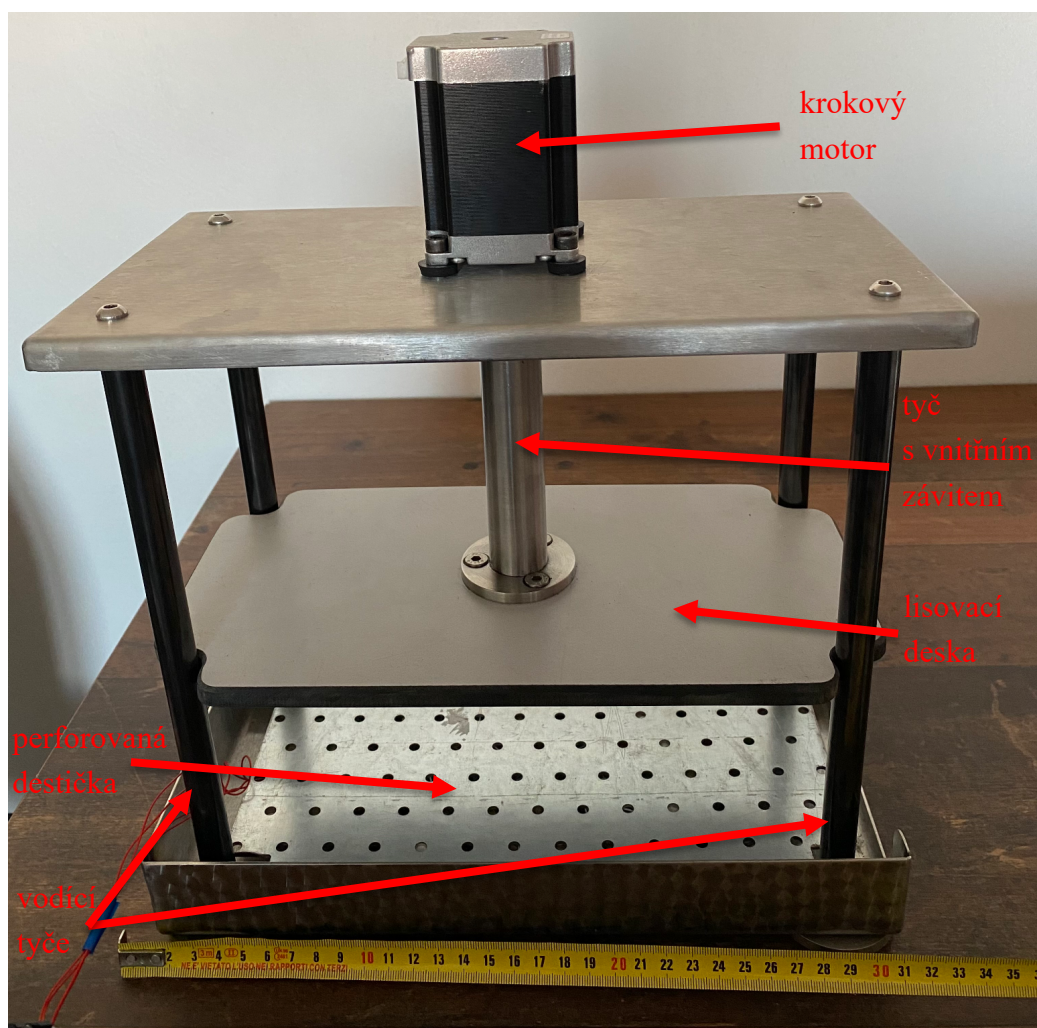
Pro splnění dalšího požadavku je nutné, aby nebyl hardware prototypu vystaven vnějším vlivům například prachovým částicím nebo vlhkosti. Pomocí navrhnutého modelu krabičky, která slouží k uložení použitého hardwaru, by systém získal alespoň základní IP krytí. Vytvořený model plastové krabičky má tvar kvádrů. Rozměry jsou 6 cm na výšku, 14 cm na šířku a hloubka činí 9 cm. Uprostřed horní stěny je otvor pro uložení displeje. Kompletní návrh modelu je v příloze B. Model byl vytvořen v softwarovém prostředí Fusion 360. Výsledný produkt je znázorněn na obrázku 4.12.



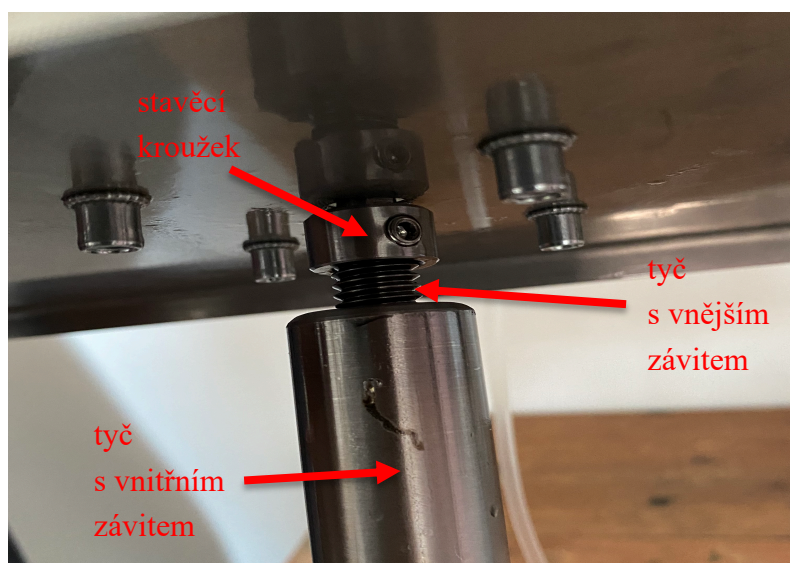
Obrázek 4.12: 3D model krabičky na uložení elektroniky

4.10 Konstrukce

Kostru vybraného prototypu tvoří ocelová konstrukce se zvýšenou odolností vůči chemické i elektrochemické korozi. Konstrukce se skládá z dvou ocelových plechů (30x16 cm), které jsou mezi sebou pevně spojené pomocí čtyř vodících tyčí. Mezi dvěma plechy se nachází pohyblivá lisovací deska, která je vyrobena z překližky. Jedná se o druh kompozitního materiálu, kdy tenké vrstvy dřeva, zvané dýhy, o tloušťce 0,4 až do 3 milimetry, jsou křížem poskládané na sebe a spojené a zesílené vysoce kvalitním lepidlem [32]. Lisovací deska je fixována pomocí čtyř vodících tyčí a je pevně spojena s tyčí s vnitřním závitem, do které je našroubována další tyč, avšak s vnějším závitem. Na konci tyče s vnějším závitem je přivařen stavěcí kroužek, který ve svém těle obsahuje závit se stavěcím šroubem. Stavěcí kroužek slouží k uchycení hřídele krokového motoru, čímž může dojít k řízenému pohybu lisovací desky. Na dně konstrukce je umístěna perforovaná destička, na které jsou zespod do každého rohu připevněny čtyři tenzometrické snímače váhy. Konstrukce je znázorněna na obrázku 4.13 a detail uchycení hřídele krokového motoru pomocí stavěcího kroužku se nachází na obrázku 4.14



Obrázek 4.13: Konstrukce prototypu návrhu s využitím krokového motoru



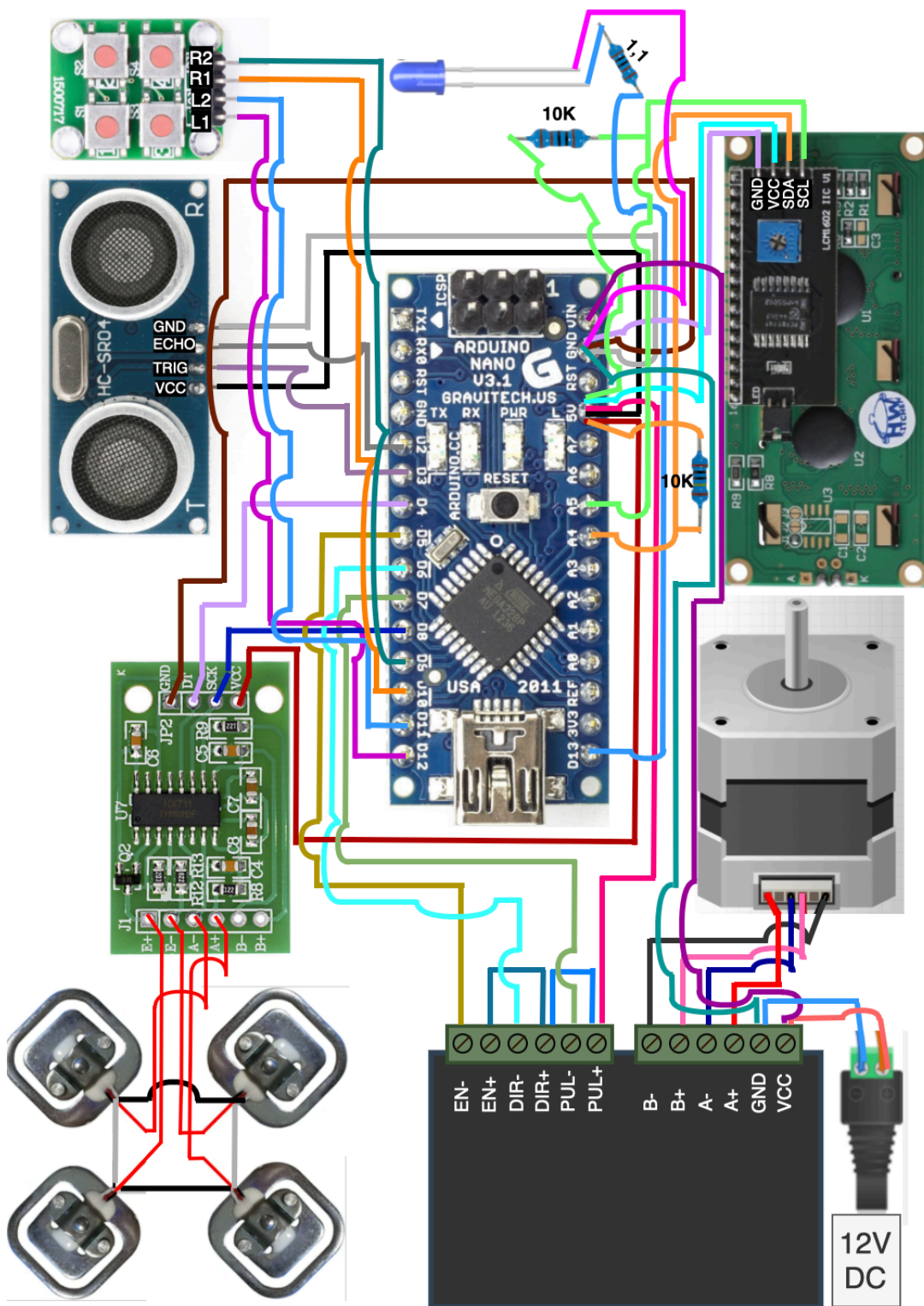
Obrázek 4.14: Detail spojení lisovací desky a hřídele krokového motoru

5 Výsledky

Metodologickým rozbohem byl jako nejlepší varianta vybrán návrh s využitím krokového motoru jako zdroj síly stlačující infuzní vak. Hlavním důvodem byla univerzálnost systému, jednoduché ovládání a dostupnost komponentů. Dále je popsáno elektrotechnické zapojení, hardwarové i softwarové řešení a ověření systému v laboratorním prostředí.

5.1 Elektrotechnické zapojení

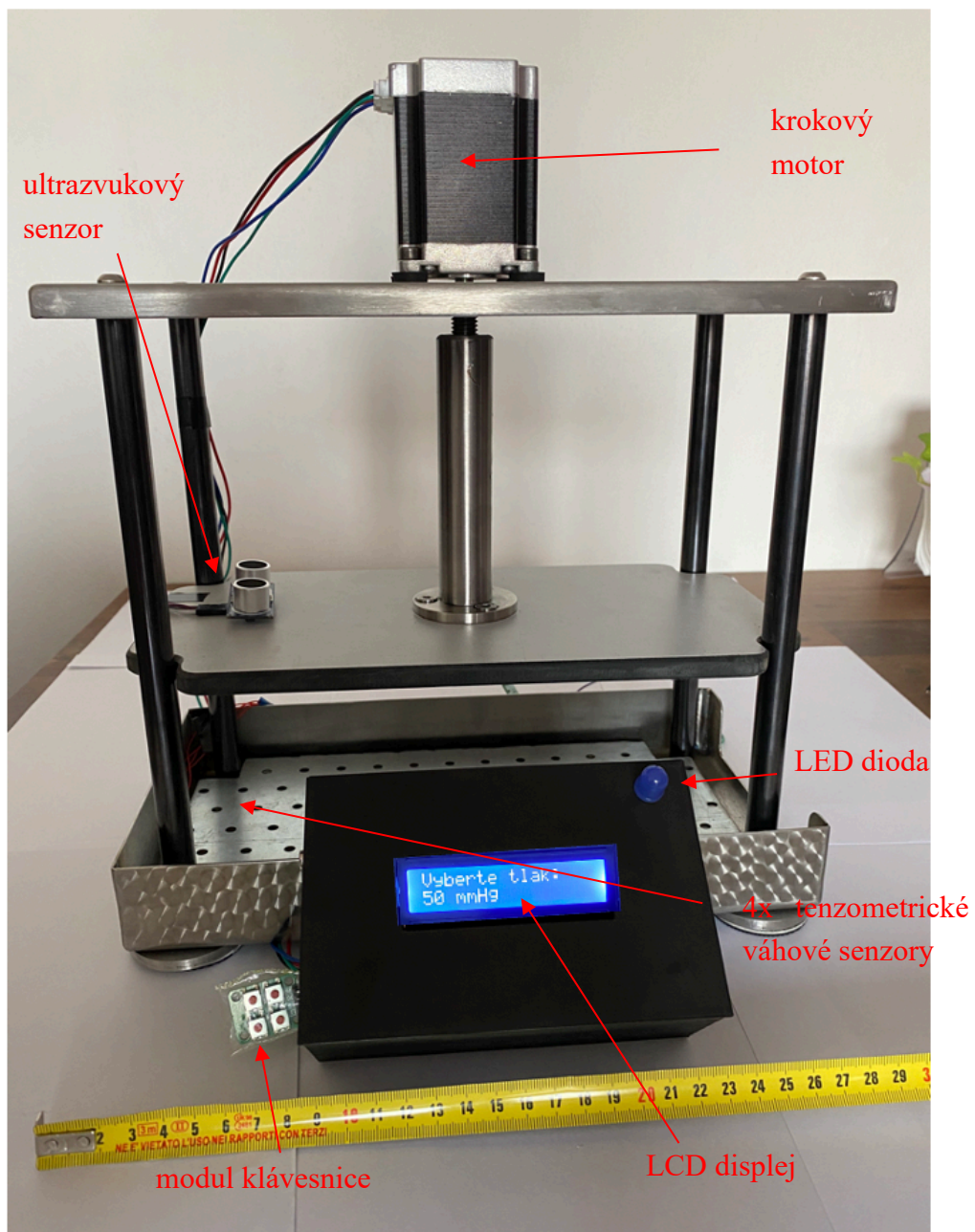
Pro ovládání lisovací desky krokovým motorem je nutné jeho propojení s driverem, který je zapojený na příslušné digitální piny Arduina NANO, pomocí těchto pinů je motor ovládán. Dále je nutné propojit tenzometrické váhové senzory nejprve mezi sebou, aby vytvořili můstek a poté je pomocí 4 vodičů připojit k A/D převodníku HX711. Jeho výstupy připojíme na digitální piny Arduina, jeden vodič přivedeme na svorku 5 V, kvůli napájení a uzemníme. Poté propojíme ultrazvukový senzor HC-SRO4 pomocí dvou vodičů s digitálními piny arduina přivedeme napájení a opět uzemníme. LCD displej byl připojen přes dva 10 k odpory kvůli proudové ochrany součástky. Blikací LED byla připojena přes 1,1 ohmový odpor, jelikož je jen pulzující a nemá vysoký proudový odběr. Na poslední 4 digitální piny Arduina byl připojen modul klávesnice. Systém je napájen ze sítě pomocí 12 V zdroje DC, přivedeného na svorky Vin a GND na desce Arduina. Napájení součástek pomocí 5 V vznikne pomocí převodníku zabudovaném v desce Arduina NANO z napájecího zdroje 12 V. Kompletní funkční zapojení je znázorněno na obrázku 5.1



Obrázek 5.1: Funkční schéma zapojení jednotlivých komponent vybraného návrhu

5.2 Hardwarové řešení systému

Krokový motor je pevně spojen s horním plechem konstrukce a pomocí stavěcího kroužku je k němu připevněna závitová převodovka, na jejímž druhém konci je přišroubovaná lisovací deska. Na desce je přilepený ultrazvukový senzor. Na dně konstrukce je perforovaná destička, na které jsou zespod připevněny čtyři tenzometrické váhové senzory. Arduino a driver jsou vloženy do vytisknuté krabičky, společně s LED displejem, který směřuje ven. Na krabičce se nachází modrá pulzující dioda zprostředkovávající alarm a posledním komponentem je modul klávesnice 2x2 tlačítka pro pohodlné ovládání prototypu. Hardwarové řešení je znázorněno na obrázku 5.2.



Obrázek 5.2: Hardwarové řešení prototypu systému

5.3 Softwarové vybavení systému

Arduino Nano jsou vývojové kity (programovatelné desky) s procesorem AVR ATmega328. Je možné je připojit k PC pomocí USB kabelu, programovat je a komunikovat s nimi po sériové lince. Nejlepším možným způsobem jejich programování je pomocí vývojového prostředí Arduino IDE. Každý kód musí obsahovat dvě funkce (bloky) *void setup()* a *void loop()*. Ve funkci *setup* se provádí inicializace proměnných, nastavení vstupních a výstupních pinů a celkové nastavení pro spuštění. Tato funkce proběhne po zapnutí jen jedenkrát. Funkce *loop* je smyčka opakující se neustále dokola až do odpojení napájení, restartu nebo nahrání nového programu a nejčastěji se v ní vyskytuje celý algoritmus. Tyto dvě části musí být v programu vždy přítomny, tedy i když neobsahují žádné příkazy. Při jejich absenci by program skončil chybou. [30] Dále bychom si mohli všimnout lomítka s hvězdičkou. To značí více řádkový komentář v programu, do kterého lze zapsat poznámku. Část kódu nebo textu zapsanou za lomítkem s hvězdičkou bude program ignorovat. Zahnutí používaných knihoven je prováděno pomocí direktivy *include* a deklarace globálních proměnných je zprostředkováno pomocí funkce *define*, ukázka je na obrázku 5.3. Celý kód je k dispozici v příloze C.

```
#define DEFAULT_PRESSURE      50    /* Defaultně nastavený tlak v menu */
#define PRESSURE_INCREMENT    50    /* Inkrement tlaku po stisku tlačítka */
#define MAXIMUM_PRESSURE      250   /* Maximální tlak, který lze zvolit */
#define MINIMUM_PRESSURE      0     /* Minimální tlak (který už nejde zvolit) */

#define WEIGHT_50MMHG        9500  /* 50 mmHg odpovídá 9500 g */
#define WEIGHT_100MMHG       18000 /* 100 mmHg odpovídá 18000 g */
#define WEIGHT_150MMHG       28000 /* 150 mmHg odpovídá 28000 g */
#define WEIGHT_200MMHG       35000 /* 200 mmHg odpovídá 35000 g */
#define WEIGHT_250MMHG       42000 /* 250 mmHg odpovídá 42000 g */
```

Obrázek 5.3: Definování části proměnných

Po spuštění a inicializaci zařízení dojde k promítnutí úvodního menu na displej, kde je uživatel vyzván k vybrání hodnoty tlaku z intervalu 50 – 250 mmHg, na kterou bude infuzní vak natlakován, tomuto kroku odpovídá obrázek 5.5. Systém je ovládán pomocí čtyř tlačítek viz návod k obsluze v příloze A. Příkazem *switch* porovnáváme hodnotu proměnné a hodnoty uvedené v jednotlivých *case* větvích, když bude nalezena shoda, tak provede definovanou část programu. Case UP odpovídá stisknutí tlačítka S1, kdy dojde k navýšení hodnoty tlaku o hodnotu proměnné PRESSURE_INCREMENT, tedy o 50 mmHg s každým stisknutím tlačítka až do maximální hodnoty 250 mmHg. Při stisknutí tlačítka S3 dojde k případu case DOWN, který vykonává opačnou funkci, kdy s každým stisknutím tlačítka dojde k snížení hodnoty tlaku s krokem 50 mmHg. Stisknutím tlačítka S3 dojde k vybrání požadované hodnoty tlaku a následuje spuštění běhu, čemuž odpovídá case ENTER. Běh lze kdykoliv zrušit stisknutím tlačítka S4, čímž nastane case CANCEL. Globální proměnná *zvolenyTlak* odpovídá cílové hodnotě tlaku, které se přístroj snaží

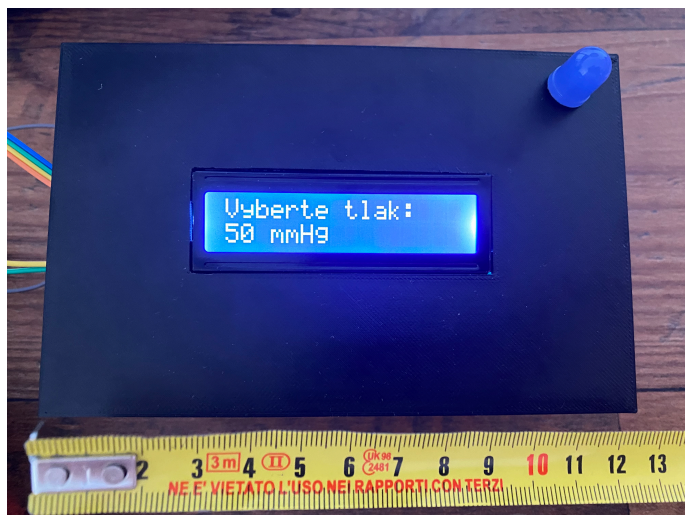
docílit. Funkce `lcd.setCursor` nastaví kurzor na danou pozici (sloupce, řádky) a pomocí funkce `lcd.print` dojde k promítnutí obsahu, umístěného v kulatých závorkách na displej. Prototyp funkce `valToStr` obsahuje řetězce znaků získané konverzí z wordů, pomocí datového typu `char`. Tento datový typ slouží k uchování jednoho znaku textu. Znak je zde uchován jako jeho číselná hodnota v ASCII tabulce znaků [30]. Výše popisovanému principu odpovídá část kódu znázorněná na obrázku 5.4.

```
switch (tlacitko)
{
  case UP:
    zvolenyTlak = (zvolenyTlak + PRESSURE_INCREMENT > MAXIMUM_PRESSURE) ? zvolenyTlak :
    clearLcdLine(1);
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print(valToStr(zvolenyTlak));
    break;

  case DOWN:
    zvolenyTlak = (zvolenyTlak > MINIMUM_PRESSURE && zvolenyTlak <= PRESSURE_INCREMENT)
    clearLcdLine(1);
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print(valToStr(zvolenyTlak));
    break;

  case ENTER:
    Stav = beh;
    if (zvolenyTlak == 50)
      hmotnost = WEIGHT_50MMHG;
    else if (zvolenyTlak == 100)
      hmotnost = WEIGHT_100MMHG;
    else if (zvolenyTlak == 150)
      hmotnost = WEIGHT_150MMHG;
    else if (zvolenyTlak == 200)
      hmotnost = WEIGHT_200MMHG;
    else if (zvolenyTlak == 250)
      hmotnost = WEIGHT_250MMHG;
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("Tarovani...");
    tareWeightCell();
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("Program bezi.");
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print(valToStr(zvolenyTlak));
}
```

Obrázek 5.4: Část kódu pro řízení krokového motoru pomocí tlačítek



Obrázek 5.5: Úvodní menu pro výběr požadovaného tlaku

Z důvodu urychlení času potřebného pro natlakování infuzního roztoku na požadovanou úroveň tlaku je systém naprogramován tak, že pokud po spuštění běhu není váhovými senzory detekována hmotnost vyšší než 1500 g (REGULATION_DELTA) krokový motor vykonává více otáček, čímž se lisovací deska pohybuje rychleji směrem k infuznímu vaku. Po dosažení hodnoty vyšší než 1500 g, jsou otáčky motoru sníženy z důvodu vyšší přesnosti měření. Část zdrojového kódu odpovědného za tuto funkci systému je na obrázku 5.6.

```

if (mereni < FAST_PROGRESS_DELTA)
  for (int i = 0; i < 100; i++)
    rotateMotor(DIRECTION_DOWN);
else if (mereni < hmotnost - REGULATION_DELTA)
  for (int i = 0; i < 5; i++)
    rotateMotor(DIRECTION_DOWN);
else if (mereni > hmotnost + REGULATION_DELTA)
  for (int i = 0; i < 5; i++)
    rotateMotor(DIRECTION_UP);
}

if (millis() > casPoslaniVahy + INTERVAL_POSLANI_VAHY)
{
#ifdef DEBUG_PRINT
  Serial.print("Vaha: ");
  Serial.println(mereni);
}

```

Obrázek 5.6: Řízení rychlosti krokového motoru pomocí tří podmínek

Pomocí funkce *bool* nabývajících dvou logických hodnot *true* nebo *false*, přes podmínku *if* je zahájena konverze s A/D převodníkem HX711, která je volána cyklicky.

Ve třetí podmínce musíme k *casPosunu* přičíst +1 kvůli tomu, aby mezi jednotlivými iteracemi byla alespoň 1 milisekunda. Jde o to, že funkce *rotateMotor* trvá celkem dlouho (*delayMicroseconds* je blokující), tedy přidáním jedné milisekundy docílíme toho, že se stihnou dokončit jednotlivé interrupty, které jsou potřeba ke zpracování výsledků z měření ultrazvukového senzoru, což je znázorněno na obrázku 5.7.

```
-  
  
bool novaVaha; // boll drží jednu z hodnot true nebo false  
// Dostupnost novych dat / start dalsi konverze  
if (LoadCell.update()) // musí se volat porad dokola,  
    novaVaha = true;  
  
// Vyhlazena hodnota z datasetu  
if (novaVaha)  
{  
    float mereni = LoadCell.getData();  
    if (Stav == beh && millis() >= casPosunu + 1)  
    {  
        casPosunu = millis();  
    }  
}
```

Obrázek 5.7: Načítání hodnot z váhových senzorů

V hlavní smyčce je prováděno velké množství úkonů, není tedy možné provádět měření ultrazvukovým senzorem častěji než po 33 ms (nastaveno na 50 ms), kvůli tomu si můžeme všimnout podmínky v prvním řádku na obrázku 5.8. *IteracePingu* je = 0, aby se měření použilo až po pěti iteracích, poté je proveden průměr, pro dosažení přesnějších výsledků. S dalšími průchody se *iteracePingu* zvyšuje, dokud není dosaženo hodnoty větší nebo rovno 5, poté je proveden průměr z pěti měření hodnota se nahraje do proměnné vzdálenost, poté se vynuluje a je započato další měření. Pomocí proměnné *DEBUG_PRINT* dojde k zobrazení naměřených vzdáleností na sériový monitor. *MAX_KOREKTNI_VZDALENOST* je maximální platná vzdálenost senzoru od vrchní desky, která byla změřena na 22 cm. *DeskaDole* je *bool*, který nám říká, že se deska skutečně pohybuje v dané vzdálenosti.

```

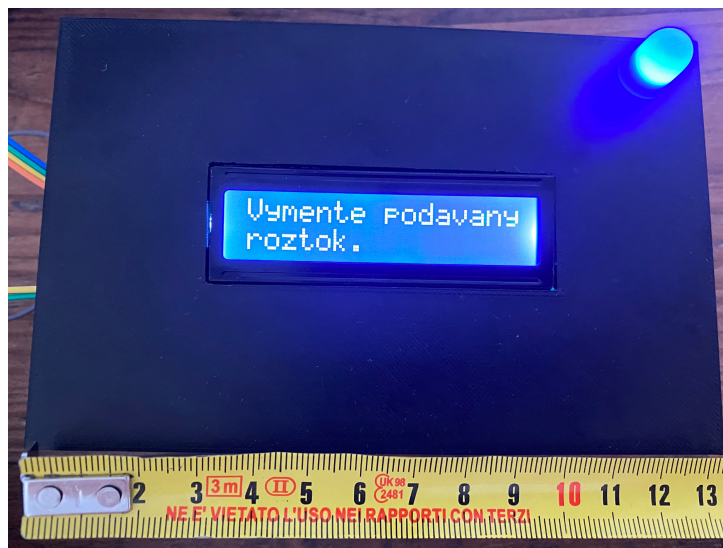
if (millis() > casPinguVzdalenosti + INTERVAL_VZDALENOSTI)
{
  casPinguVzdalenosti = millis();
  vzdalenost += (sonar.ping() / US_ROUNDTRIP_CM);
  if (++iteracePingu >= POCET_ITERACI_VZDALENOSTI)
  {
    iteracePingu = 0;
    vzdalenost /= POCET_ITERACI_VZDALENOSTI + 1;
#ifdef DEBUG_PRINT
    Serial.print(vzdalenost);
    Serial.println(" cm\n");
#endif

    if (vzdalenost > MAX_KOREKTNI_VZDALENOST)
      deskaDole = true;
    else
      deskaDole = false;
  }
}
}

```

Obrázek 5.8: Princip měření a zpracování hodnot z ultrazvukového senzoru

Na základě uskutečněných měření byla stanovena mezní hodnota MAX_KOREKTNI_VZDALENOST, která činila 22 cm. Při překročení této vzdálenosti byl spuštěn alarm v podobě vypsání výstrahy na LCD displeji se současným blikáním LED diody, což je znázorněno na obrázku 5.9. Část kódu zodpovědná za signalizaci o docházejícím roztoku je znázorněna na obrázku 5.10.



Obrázek 5.9: Alarm signalizující docházející podávaný roztok

```

else if (Stav == beh)
{
  if (deskaDole) // Ukoncit
  {
    casZmenyObrazu = millis();
    Stav = zruseno;
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("Vymente podavany");
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("roztok.");
    digitalWrite(PIN_LED, HIGH); // pomocí této funkce dojde k rozsvícení diody
  }
}

```

Obrázek 5.10: Část kódu alarmu

5.4 Ověření funkčnosti systému

Ověření funkčnosti navrženého prototypu spočívalo v jeho schopnosti udržet konstantní hodnotu tlaku roztoku po určitý časový úsek a adaptaci na náhlou změnu objemu v infuzním vaku vlivem řízeného vypuštění 50 ml roztoku. Dále bylo zaznamenáno za jak dlouhou dobu zařízení dokáže vyvinout požadovaný tlak na infuzní vak.

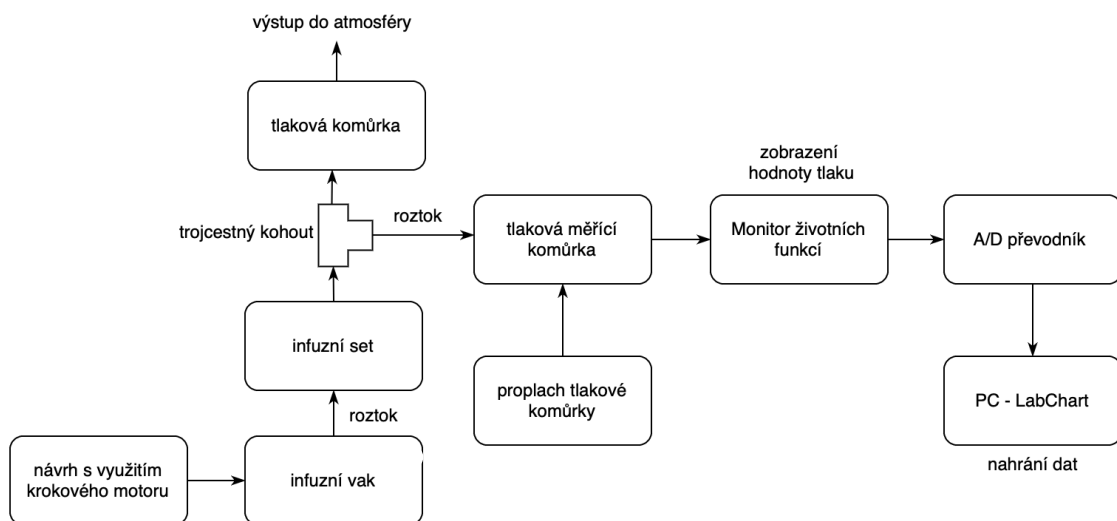
5.4.1 Metodika

Experiment probíhal v laboratoři animálních biomodelů na půdě Fyziologického ústavu 1. lékařské fakulty UK. Měření probíhalo za standardních laboratorních podmínek.

Použité přístroje a pomůcky:

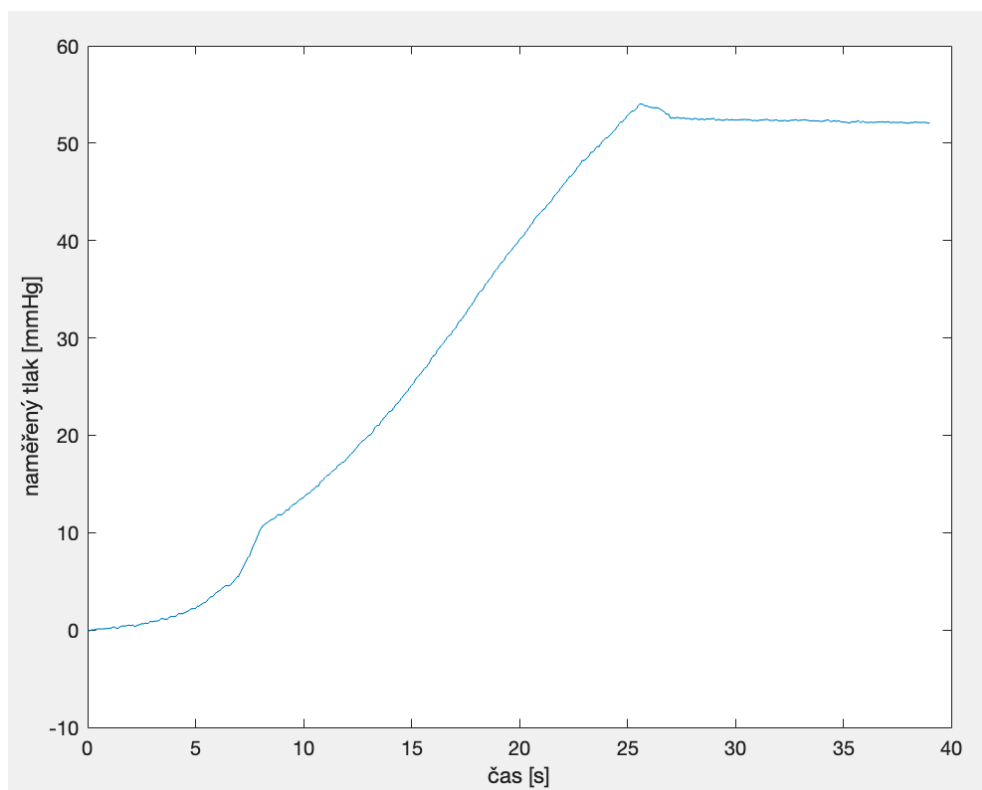
- Monitor životních funkcí Nihon Kohden MU-631RK
- Tlaková měřicí komůrka
- Tlakové hadičky
- AD převodník PowerLab 16/35, ADI Instruments
- Fyziologický roztok
- Infuzní set

Měřicí soustavu jsme zapojili dle schématu na obrázku 7.1. Infuzní vak naplněný fyziologickým roztokem, byl vložen do zrealizovaného prototypu zařízení. Nejprve proběhlo nulování tlaků pomocí tlakové komůrky s výstupem do atmosféry. Poté bylo spuštění nahrávání a následně byl na zařízení navolen program z intervalu 50 – 250 mmHg s krokem 50. Pro ověření stability byla každá hodnota tlaku snímána 60 minut. Na konci každé epizody bylo vypuštěno 50 ml roztoku, kvůli kontrole udržení tlaku po vypuštění.



Obrázek 5.11: Blokové schéma měřící sestavy při ověřovacím měření

Křivka znázorňující časový interval, který prototyp potřeboval k dosažení požadované hodnoty tlaku, je znázorněna na grafu 5.1. Z grafu lze vyčíst časový okamžik, kdy se hodnota tlaku zvýšila z 0 mmHg na 50 mmHg. Stejným principem byly získány hodnoty času pro ostatní hodnoty tlaku. Výsledky byly zpracovány do tabulky 5.1.



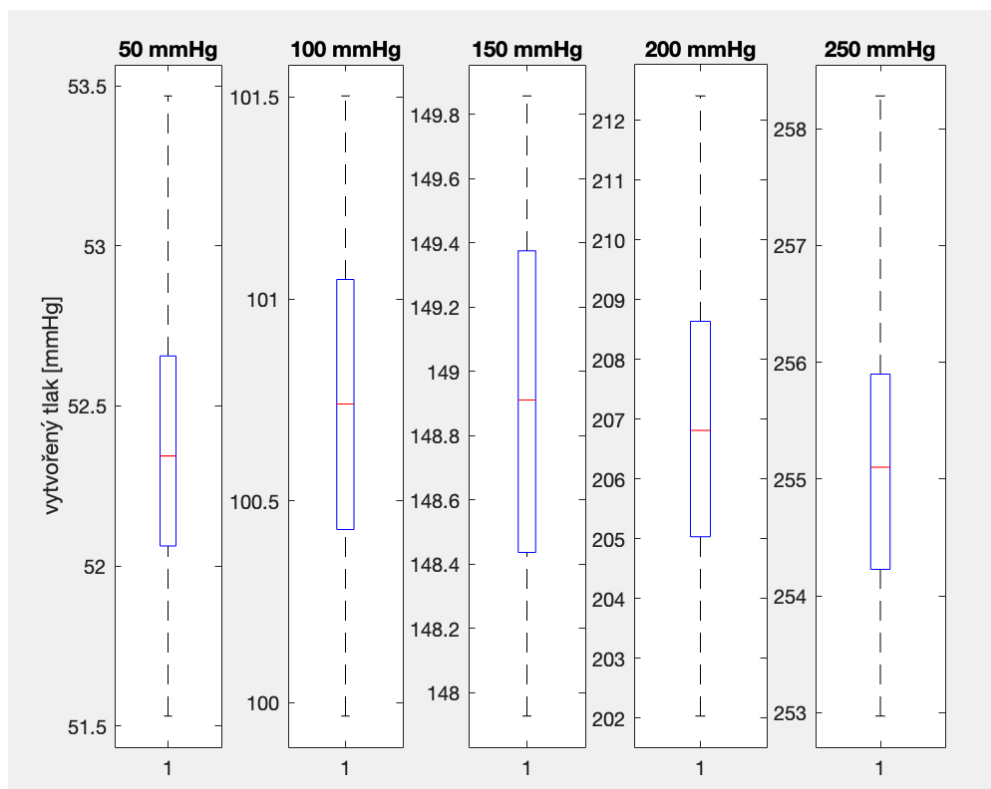
Graf 5.1: Doba potřebná k dosažení požadovaného tlaku pro 50 mmHg

5.4.2 Výsledky

Tabulka 5.1: Čas přístroje potřebný k vytvoření požadovaného tlaku

Požadovaný tlak [mmHg]	50	100	150	200	250
Čas potřebný k dosažení požadované hodnoty tlaku [s]	25	42	60	82	99

Dále naměřené hodnoty tlaku vytvořené prototypem přístroje, byly zpracovány do grafu 5.2, přičemž pro každý interval hodnot, byl zpracován samostatný krabicový graf (boxplot). Uvedené hodnoty tlaku byly naměřeny při konstantní hodnotě objemu stlačovaného roztoku s výjimkou zmiňovaného proplachu mezi jednotlivými programy (50 – 250 mmHg).



Graf 5.2: Krabicové grafy naměřených intervalů hodnot tlaků pro zvolený program

Z grafu 5.2 lze vyčíst, že pro naměřené hodnoty tlaku se rozptyl pohyboval v rozmezí jednotek mmHg.

Z naměřených dat při neměnném objemu roztoku byly zpracovány chyby měření:

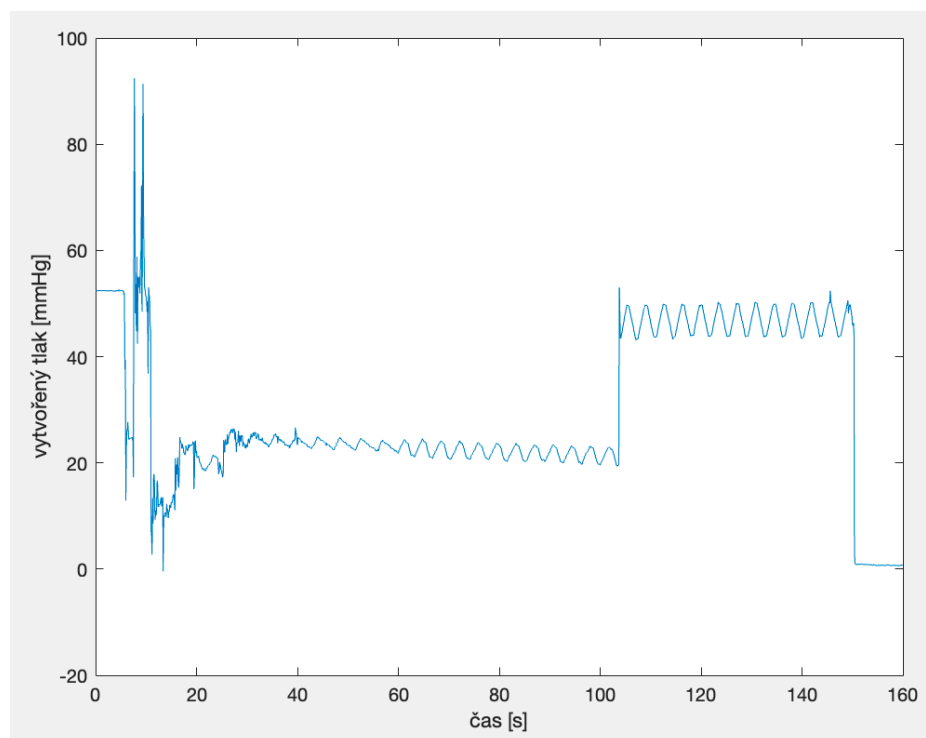
$$\text{Absolutní chyba} = |\text{Požadovaný tlak} - \text{Naměřený tlak}| \quad (5.1)$$

$$\text{Relativní chyba} = \frac{\text{Absolutní chyba}}{\text{Požadovaný tlak}} \cdot 100 \quad (5.2)$$

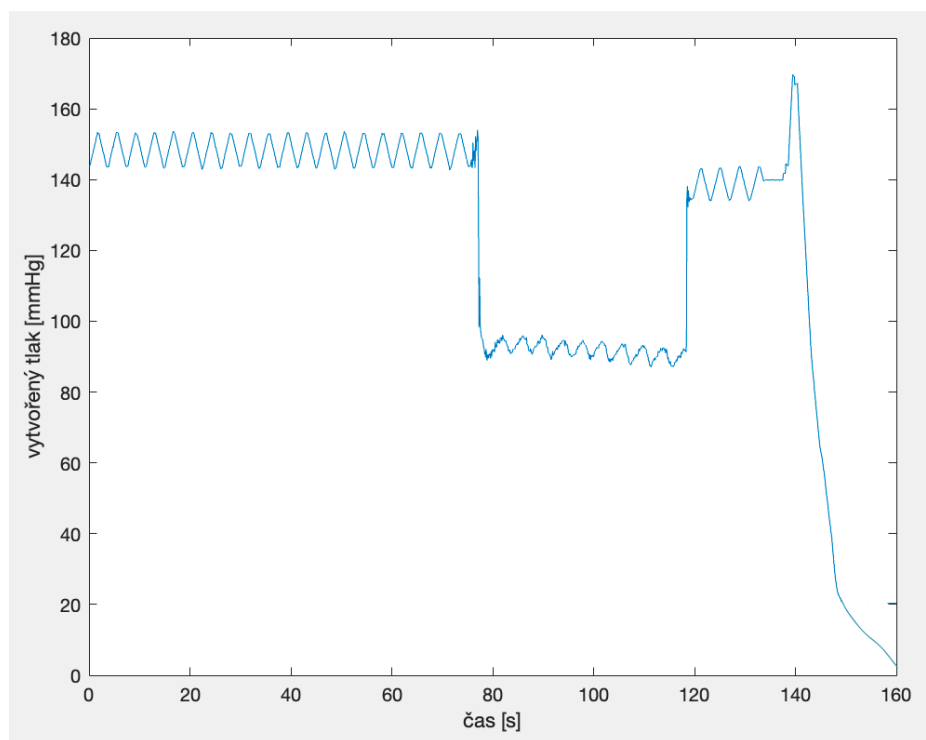
Tabulka 5.2: Dupočítané chyby měření z hodnot naměřených prototypem

Požadovaný tlak [mmHg]	50,00	100,00	150,00	200,00	250,00
Průměr měření [mmHg]	52,36	98,74	146,91	206,87	255,12
Absolutní chyba [mmHg]	2,36	1,26	3,09	6,87	5,12
Relativní chyba [%]	4,72	1,26	2,06	3,435	2,048

Dále na grafech 5.3 a 5.4 je demonstrována adaptace systému na skokový úbytek tekutiny v infuzním vaku při řízeném jednorázovém odpuštění 50 ml roztoku pro hodnoty tlaků 50 a 150 mmHg.



Graf 5.3: Adaptace systému na úbytek podávaného roztoku pro 50 mmHg



Graf 5.4: Adaptace systému na úbytek podávaného roztoku pro 150 mmHg

6 Diskuse

Bakalářská práce navrhuje tři řešení, pomocí kterých lze nastavit a udržet požadovanou hodnotu tlaku v infuzním vaku. U prvních dvou návrhů je pro stlačení infuzního vaku využito infuzní tlakové manžety. Třetí návrh řešení nepotřebuje pro svou funkčnost využití infuzní tlakové manžety.

Prvním návrhem systému bylo využití bezolejového pístového kompresoru, jako zdroje stlačeného vzduchu, kterým se natlakuje infuzní tlaková manžeta. Systém je poměrně jednoduchý, pro jeho funkčnost stačí zprostředkovat zpětnovazební řízení kompresoru pomocí hodnot z tlakového senzoru a řízení redukčního a škrťacího ventilu pomocí programovatelného mikropočítače. Avšak pístový kompresor je poměrně těžké, robustní a dost hlučné zařízení. Existují i menší 12 V verze kompresorů, které jsou především součástí lepící sady pro opravu pneumatik automobilů. Jsou vyráběny především pro krizové situace, které nastávají jen zřídka, a tedy nejsou úplně vhodné pro častý provoz v lékařských zařízeních, jako by tomu bylo v případě jejich použití pro opakované natlakování infuzní manžety.

Druhý návrh s možností připojení na nemocniční rozvody stlačeného vzduchu se jeví jako vhodná volba pro splnění cílů bakalářské práce. Oproti prvnímu návrhu není potřeba kompresoru pro natlakování infuzní manžety, vlastně není potřeba žádného elektrického přístroje. Návrh si vystačí s konektorem, na který se pomocí rychlospojky připojí vývodní hadice nemocničního rozvodu stlačeného vzduchu, z kterého jsou poháněny všechny pneumatické přístroje a nářadí. I v tomto případě bychom si vystačili pouze s tlakovým senzorem a dvojicí ventilů řízených mikropočítačem, jednalo by se tedy o velmi jednoduché a účinné zařízení k natlakování infuzní manžety. Nicméně návrh by se dal použít pouze v prostorách s možností připojení na rozvody vzduchu. Dalším problémem je poměrně vysoká hodnota tlaku stlačeného vzduchu v nemocničních rozvodech, který se běžně pohybuje v jednotkách atmosfér. Zvolený přístroj by pracoval s hodnotami tlaku v rozmezí 100 – 300 mmHg, což je několiknásobně menší hodnota tlaku než v nemocničních rozvodech. Bylo by tedy nutné hodnotu tlaku pečlivě korigovat na požadovanou hodnotu.

Třetím a zároveň posledním návrhem prototypu systému je návrh s využitím krokového motoru jako zdroj síly působící na infuzní vak s podávaným roztokem. Oproti zbylým návrhům se liší tím, že nevyužívá infuzní tlakové manžety. Namísto toho dochází ke kompresi infuzního vaku pomocí pohyblivé desky řízené krokovým motorem, princip je stejný jako u klasického lisu. K detekci tlaku nemohl být použit klasický plynový ani kapalinový tlakový senzor. Namísto toho bylo využito čtyř tenzometrických váhových senzorů, pomocí kterých byla snímána hodnota hmotnosti, kterou krokový motor vyvíjel na infuzní vak. Krokový motor je zpětnovazebně řízený pomocí hodnot z těchto tenzometrů, ale také prostřednictvím ultrazvukového senzoru. Ten byl využit k detekci

polohy lisovací desky a v případě nízké hodnoty objemu roztoku v infuzním vaku fungoval jako alarm. Návrh má jednoduché ovládání pomocí čtyř tlačítek. Oproti prvním dvěma řešení není příliš hlučný a dá se využít v kterékoliv místnosti s možností připojení do zásuvky. Absence infuzní manžety není považována jako nedostatek, naopak návrh prototypu plně zastává činnost infuzní manžety.

Z výše popsaných důvodů je pro využití v praxi lépe použitelné řešení s využitím krokového motoru, které bylo následně zkonstruováno a ověřeno.

Při konstrukci prototypu bylo nutné vymyslet jak efektivně a ideálně s co nejmenšími ztrátami převést rotační pohyb krokového motoru na pohyb lineární, čehož bylo docíleno pomocí převodovky skládající se ze dvou závitových tyčí zašroubovaných do sebe, kdy jedna byla s vnitřním a druhou s vnějším závitem. Na konci tyče s vnějším závitem byl přivařen stavěcí kroužek, pomocí kterého byla tato převodovka spojena s hřídelí krokového motoru, jak je popsáno na obrázku 4.14.

I když zvolený systém nepoužívá infuzní tlakovou manžetu, tak došlo ke splnění cílů bakalářské práce, kdy vytvořený prototyp nahradil činnost infuzní manžety.

Na základě provedených měření byla zjištěno, jakou hmotnost musí krokový motor vyvinout, aby byl podávaný roztok natlakován na požadovanou hodnotu tlaku. Například pro vytvoření tlaku o hodnotě 50 mmHg musí krokový motor vyvíjet hmotnost 9,5 kg na infuzní vak, prostřednictvím lisovací desky, což symbolizuje proměnná WEIGHT_50MMHG. Ostatní hodnoty nalezneme v příloze C.

Při pohledu na graf 5.1 můžeme vidět, jak dlouho přístroji trvalo natlakovat infuzní vak do požadované hodnoty, přičemž pro vytvoření tlaku 250 mmHg potřeboval přístroj přibližně 100 s. Lze docílit i rychlejšího času, upravením hodnoty proměnné FAST_PROGRESS_DELTA, respektive její navýšení, avšak bude klesat přesnost měření. Systém také umožňuje možnost ruční kalibrace v případě pokud by to měření vyžadovalo

Při pohledu na graf 5.2 můžeme vyčíst, že největšího rozptylu bylo dosaženo při hodnotách tlaku pro 200 mmHg. Sestrojený prototyp je ve výsledku schopný udržet konstantní hodnotu tlaku. Nepřesnosti měření mohly být způsobeny nedokonalým uchycením tenzometrů, kdy mohlo dojít k vychýlení stlačovací plochy.

V rámci maximálního stlačení infuzního vaku, jsou stlačovány v poloze na ležato, ale přístroj je nastaven tak, že když v infuzním vaku zbývá mezi 50 a 100 ml roztoku, tak dojde k rozsvícení alarmu a přístroj se automaticky zastaví až do chvíle, kdy je vyměněn infuzní vak, kdyby nebylo nastaveno toto omezení, tak bychom z komůrky tlačili vzduch do pacienta. Případně by nebylo složité přidat na prototyp ukotvení, které by umožňovalo jeho připevnění na infuzní stojan, kde by byl vak ve vertikální poloze.

Z naměřených hodnot tlaku vyplývá, že absolutní chyba ze všech měření nepřesáhla 5 %.

Jednou z limitací je, že signál z tenzometrických senzorů vstupující do analogového vstupu je konstantní a lehce oscilující, což je patrné na naměřených datech. Tyto oscilace jsou způsobené zpětnovazebním řízením krokového motoru pomocí váhových senzorů, avšak lze je minimalizovat zvýšením hodnoty proměnné REGULATION_DELTA, či změnění rychlosti otáčení krokového, pomocí změny opakování v jednotlivých *for* smyčkách. Minimalizace oscilací jsou stále doladovány.

Na uvedených grafech 5.3 a 5.4 můžeme pozorovat, že po provedeném proplachu, hodnota tlaku klesla, ale systém se dokázal adaptovat na danou situaci a alespoň menší hodnotu tlaku dokázal udržet a poté opět vystoupal do požadovaných hodnot tlaku. Pro případ výpadku elektrické energie, lze do prototypu zakomponovat akumulátor, například baterie pro řízení dronů, se jeví jako vhodná volba.

7 Závěr

V bakalářské práci byla analyzována technika infuzní terapie a dosavadně používané prostředky pro aplikaci bolusových roztoků a proplachů tlakových komůrek. Byla navržena tři technická řešení systémů, pomocí kterých lze podávat větší objemy roztoků v krátkém časovém intervalu nebo udržovat konstantní hodnotu tlaku v infuzní manžetě.

Optimální volbou pro zkonstruování bylo řešení s využitím platformy Arduino, krokového motoru s driverem, ultrazvukovým senzorem, čtyřmi tenzometrickými váhovými senzory a ocelové konstrukce. Krokový motor je zpětnovazebně řízený pomocí hodnot z tenzometrických senzorů a pomocí ultrazvukového senzoru. Vytvořený systém je řízen softwarem vytvořeným v programovacím jazyce C++.

Výstupem práce je prototyp přístroje, který podle potřeby uživatele umožňuje automaticky natlačit infuzní vak a udržet v něm hodnotu tlaku po stanovenou dobu. Prototyp dokáže detekovat nízkou hladinu podávaného roztoku a upozornit personál pomocí alarmu. Dále prototyp přístroje umožňuje spolehlivě zprostředkovávat proplachy tlakových komůrek.

Seznam použité literatury

- [1] Pulmer's Principles and Practice of Infusion Therapy. WEINSTEIN, Sharon M. a Mary E. HAGLE. *Plumer's Principles and Practice of Infusion Therapy* [online]. 9th edition. Philadelphia, USA: Library of Congress Cataloging-inPublication Data, 2014, s. 480-490 [cit. 2021-02-20]. ISBN 978-0781759441. Dostupné z: https://books.google.cz/books?hl=cs&lr=&id=72tUAwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PR1&dq=infusion+therapy&ots=a07Z905DTF&sig=9OWDpoVHTIU9yjn8Q0WcUsn1PaM&redir_esc=y#v=onepage&q=infusion%20therapy&f=false
- [2] What Is Infusion Therapy and When Is It Needed? Healthline [online]. USA: Healthline, 2020, 21. 12. 2020 [cit. 2022-02-20]. Dostupné z: <https://www.healthline.com/health/infusion-therapy>
- [3] ČIHÁK, Josef a Martin AUGUSTYNEK. *Infuzní technika a hemodialyzační technika a technologie*. Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3100-8
- [4] Bernard S, Buist M, Monteiro O, Smith K. Induced hypothermia using large volume, ice-cold intravenous fluid in comatose survivors of out-of-hospital cardiac arrest: a preliminary report. *Resuscitation*. 2003 Jan;56(1):9-13. doi: 10.1016/s0300-9572(02)00276-9. PMID: 12505732.
- [5] KORY, Pierre, Justin WEINER a Joseph MATHEW. *A rapid, safe, and low-cost technique for the induction of mild therapeutic hypothermia in post-cardiac arrest patients* [online]. PubMed, 2010 [cit. 2022-05-09]. Dostupné z: doi:10.1016/j.resuscitation.2010.08.020
- [6] VRBOVÁ, Miroslava Vrbová a a KOLEKTIV. *Oborová encyklopedie Lasery a moderní optika*. Praha: Prometheus, 1997. ISBN ISBN 80-85849-56-9.
- [7] NICKSON, Chris. Fluid bolus therapy. In: *Life in a fastlane* [online]. 2020 [cit. 2022-05-11]. Dostupné z: <https://litfl.com/fluid-bolus-therapy/>
- [8] LIPPINCOTT, Williams a Wilkins LIPPINCOTT. *Grossman & Baim's Cardiac Catheterization, Angiography, and Intervention: Eighth Edition*. 6th ed. Baltimore, 2000, 69 - 100. ISBN 9781469830469.
- [9] DANGLER, Daniel a Zachary THOMAS JORADN. *Aseptic Technique, Sterile Compounding, and IV Admixture Programs* [online]. 2016, **5th ed.**, 1-15 [cit. 2022-01-05]. Dostupné z: doi:10.37573/9781585285020.014
- [10] DIGGERY, Robert a Daniel GRINT. *Catheters: Types, Applications and Potential Complications*. GB: Nova Science, 2011. ISBN 978-1621006305.
- [11] KERTOY, Marilyn. *Children with Tracheostomies Resource Guide*. Canada: Singular Thomson Learning, 2002, page 15. ISBN 0769301576

- [12] MARY, Alexander, Ann CORRIGAN, Lisa GORSKI, Judy HANKINS a Roxanne PERUCCA. *Infusion Nursing: An Evidence-Based Approach* [online]. 3rd ed. St. Louis, Missouri 63146: Saunders elsevier, 2010 [cit. 2022-01-04]. ISBN 978--1-4160-6410-7. Dostupné z: https://books.google.cz/books?id=cjvH3ZzUyvgC&printsec=frontcover&hl=cs&source=gbs_ge_summary_r&cad=0#v=onepage&q&f=false
- [13] BEHARKOVÁ, Natália a Dana SOLDÁNOVÁ. Podávání léků ve zdravotnických zařízeních – Parenterální aplikace léků. In: *MUNI* [online]. Brno: Základy ošetrovatelských postupů a intervencí, 2018 [cit. 2022-05-09]. Dostupné z: https://is.muni.cz/do/rect/el/estud/lf/js19/osetrovatske_postupy/web/pages/08-02-patenteralni.html
- [14] LINCOVÁ, Dagmar a Hassan FARGHALI. *Základní a aplikovaná farmakologie*. Praha: Galén, 2002. ISBN 8024605384.
- [15] DAVIES, Mark, Alan CHABERALIN a Harlod THIMBLEBY. *Managing Gravity Infusion using a Mobile Application*. 2014, **28**, 299. Dostupné z: doi:10.14236/ewic/HCI201
- [16] HOOVER, Shauna. Medical Dosage Calculations A Dimensional Analysis Approach. In: *SlidePlayer* [online]. Velká Británie: Pearson Education, 2018 [cit. 2022-05-06]. Dostupné z: <https://slideplayer.com/slide/14389357/>
- [17] MATĚJKA, Roman a Ondřej RADEK. Infuzní technika - principy a aplikace. In: *SlidePlayer* [online]. Kladno: FBMI, 2015 [cit. 2022-05-02]. Dostupné z: <https://slideplayer.cz/slide/2283423/>
- [18] Pressure Infusion Cuffs. Laubscher [online]. Německo: VBM Medical, 2008 [cit. 2022-03-20]. Dostupné z: https://www.laubscher.ch/en/products/vbm_infusor.php
- [19] Automatic pressure infusor. In: *Biegler Medizin* [online]. Rakousko: Datasheet [cit. 2022-05-12]. Dostupné z: <https://www.biegler.com/en/autopress>
- [20] Náhled hlavičky normy ČSN EN 60529. Brno: VÚES Brno, 1993.
- [21] What is a Stepper Motor : Types & Its Working. In: *Electronics projects* [online]. CST Studio Suite, 2013 [cit. 2022-05-07]. Dostupné z: <https://www.elprocus.com/stepper-motor-types-advantages-applications/>
- [22] Speciální krokové motory na míru. In: *SERVO-DRIVE s.r.o.* [online]. Brno, 2013 [cit. 2022-05-07]. Dostupné z: http://www.servo-drive.com/specialni_krokov_e_motory_krokov_e_motory_na_miru.php
- [23] Krokový motor NEMA23 76mm 57HD6013-03. In: *Drátek.cz* [online]. Havlíčkův Brod: Datasheet, 2020 [cit. 2022-05-08]. Dostupné z: <https://dratek.cz/arduino/48398-krokovy-motor-nema23-76mm-57hd6013->

03.html?gclid=Cj0KCQjw06OTBhC_ARIsAAU1yOWuL110YoWbkoDk8mKWA
bYDg1UPTSVIqKuWfamvcbbTQOGjT7wEUqgaAiMhEALw_wcB

- [24] Ultrazvukový měřič vzdálenosti HC-SR04 pro jednodeskové počítače. In: *Drátek.cz* [online]. Havlíčkův Brod: Datasheet, 2018 [cit. 2022-05-08]. Dostupné z: https://dratek.cz/arduino/846-eses-ultrazvukovy-meric-vzdalenosti-hc-04-pro-jednodeskove-pocitace.html?gclid=Cj0KCQjw1N2TBhCOARIsAGVHQc6Po2ofIqNdpp54Loa_ky0n6h-IEEpnXFXIpygUitOo_GpoUvG_Y-8aAi5JEALw_wcB
- [25] Tenzometrie. *Malá československá encyklopedie*. VI. svazek Š-Z. Praha: ČSAV, 1987, Strana 159. ISBN 02/76-0605-21-095-87.
- [26] GUANG CE YZC-161 Vážicí senzor 50kg. In: *Lakakit* [online]. Rychnov nad Kněžnou: Datasheet, 2019 [cit. 2022-05-08]. Dostupné z: https://www.laskakit.cz/guang-ce-yzc-161-vazici-senzor-50kg/?gclid=Cj0KCQjw1N2TBhCOARIsAGVHQc77AvqiAHPk9G2oC3R2rwTzlsTIR5iDaOIbRTrG1Uh8X1053hHMN6caAj-gEALw_wcB
- [27] ČÍŽEK, Jakub. Pojďme programovat elektroniku: Jak oživit starou osobní váhu a třeba ji připojit k Wi-Fi. In: *Živě.cz* [online]. Praha, 2017 [cit. 2022-05-08]. Dostupné z: <https://www.zive.cz/clanky/pojdme-programovat-elektroniku-jak-ozivit-starou-osobni-vahu-a-treba-ji-pripojit-k-wi-fi/sc-3-a-190759/default.aspx>
- [28] Originální Vývojový kit Arduino Nano. In: *Drátek.cz* [online]. Havlíčkův Brod: Datasheet, 2020 [cit. 2022-05-08]. Dostupné z: https://dratek.cz/arduino/1474-originalni-vyvojovy-kit-arduino-nano.html?gclid=Cj0KCQjw1N2TBhCOARIsAGVHQc4xHcEsxyXrJTMpzBjXjJ9z9GCJcV6ziQXspsPuBQmj_jZ01ndmRgAaAtqJEALw_wcB
- [29] VODA, Zbyšek a HW Kitchen TÝM. *PRŮVODCE SVĚTEM ARDUINA* [online]. 2. vydání. Bučovice: Martin Stříž, 2018 [cit. 2022-05-08]. ISBN 978-80-87106-90-7. Dostupné z: www.hwkitchen.cz/arduino-kniha-pruvodce-svetem-arduina-2-vydani/
- [30] IIC I2C Display LCD 1602 16X2 Znaků LCD Modul Modrý. In: *Drátek.cz* [online]. Havlíčkův Brod: Datasheet, 2020 [cit. 2022-05-08]. Dostupné z: https://dratek.cz/arduino/1570-iic-i2c-display-lcd-1602-16x2-znaku-lcd-modul-modry.html?gclid=CjwKCAjwur-SBhB6EiwA5sKtjnGxRraQuDhlav2y-LiTW6ImszWW88PYp7QllwVH5M9H1ZmhhYzZyRoChMkQA_vD_BwE
- [31] Modul klávesnice matice 2 x 2 tlačítka. In: *Drátek.cz* [online]. Havlíčkův Brod: Datasheet, 2019 [cit. 2022-05-08]. Dostupné z: <https://dratek.cz/arduino/7720-modul-klavesnice-matice-2-x-2-tlacitka.html>
- [32] Masivní dřevo, překližka nebo dřevotříská - co vybrat?. In: *Aldo nábytek* [online]. Ostrava [cit. 2022-05-09]. Dostupné z: <https://www.nabytek-aldo.cz/masivni-drevo-preklizka-nebo-drevotriska-co-vybrat-x3231060>

Příloha A: Návod k obsluze systému

1. Ruční ovládání

S1 -> Pohyb desky nahoru

S2 -> OK

S3 -> Pohyb desky dolů

S4 -> Zrušit

Hlavní menu:

Toto menu je výchozí po resetu.

Ovládání: Nahoru / dolů - změna tlaku o 50 mmHg

OK - spuštění běhu

Zrušit - kalibrace

Podržení nahoru / dolů - ruční změna pozice horní desky

Kalibrace:

Menu je spuštěné stiskem "Zrušit" na hlavním menu. Slouží ke zkalibrování hmotností senzorů

(nemusí se pouštět, je to volitelné).

Ovládání: Nahoru / dolů - změna kalibračního závaží o 100 g

OK - spuštění kalibrace

Zrušit - zrušení kalibrace

Běh programu:

Samotný běh programu, kdy se motor snaží regulovat tlak na zvolenou hodnotu (dle zakódování

tlaku na hmotnost). Skončení buď tlačítkem Zrušit, nebo jakmile program detekuje, že je

pohyblivá lisovací deska vzdálena více než 23 cm od vrchní desky konstrukce.

Ovládání: Zrušit - zruší běh programu

Ruční ovládání motoru:

Menu se spustí po zrušení běhu nebo když dojde kapalina (deska moc nízko).

Ovládání: Držení nahoru / dolů - ruční změna pozice horní desky

OK - skončení ručního ovládání a přechod do hlavního menu

2. Měnitelné defines v programu

DEBUG_PRINT - zakomentováním této definice se vypnou debugovací výpisy na sériovou linku

(nastavení 9600 baud).

WEIGHT_CALIBRATION_VALUE - kalibrační hodnota pro váhový senzor; získaná samostatně, viz komentář

WEIGHT_50MMHG, WEIGHT_100MMHG, WEIGHT_150MMHG,
WEIGHT_200MMHG, WEIGHT_250MMHG

- kódování tlaku na hmotnost

MAXIMUM_PRESSURE - maximální tlak

REGULATION_DELTA - maximální odchylka od zadané hodnoty, na kterou se snažíme regulovat

FAST_PROGRESS_DELTA - hmotnost, do které motor běží "rychle"

MAX_KOREKTNI_VZDALENOST - maximální vzdálenost od horní desky

3. Potřebné knihovny

LiquidCrystal_I2C

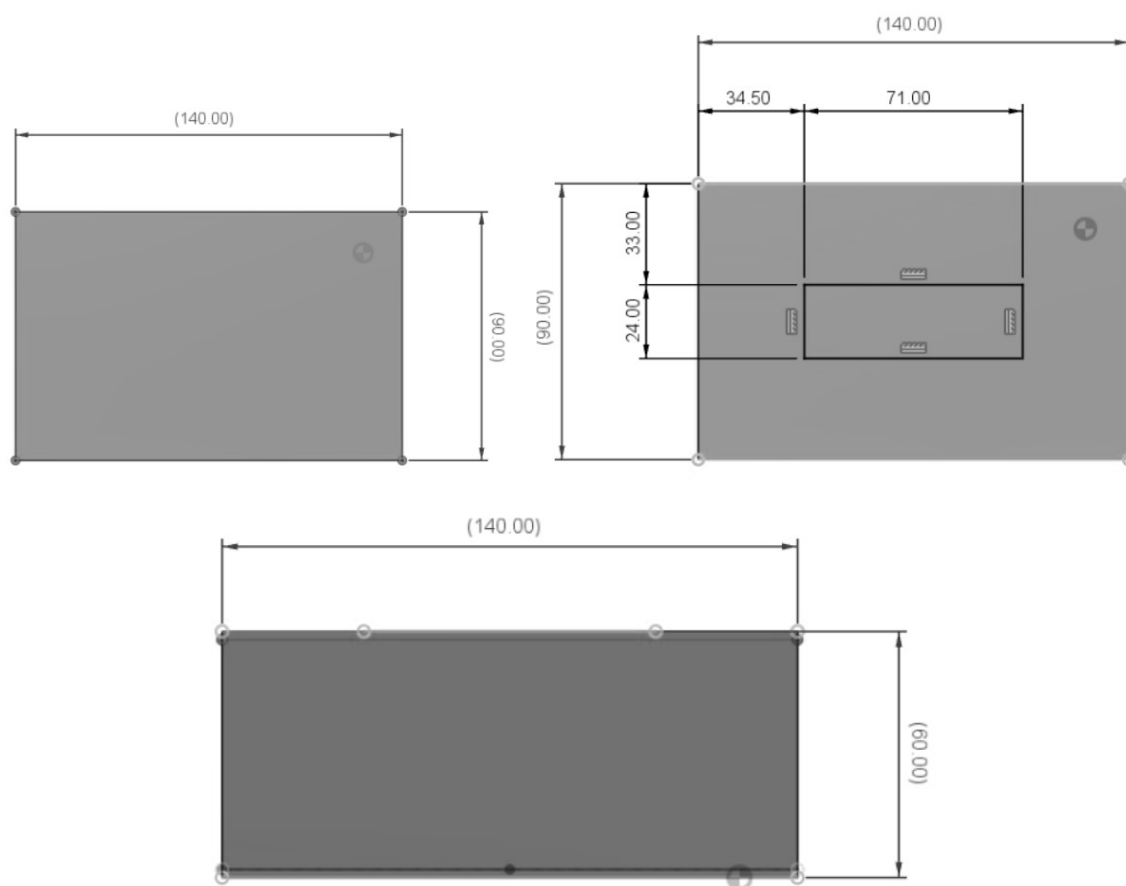
Keypad

HX711_ADC

NewPing

Všechny uvedené knihovny se dají stáhnout přímo z Arduino IDE

Příloha B: Návrh krabičky v prostředí Fusion 360



Příloha C: Obsah přiloženého ZIP souboru

K bakalářské práci je přiložen ZIP soubor, který obsahuje:

17PBBBP_496256_Michal_Kucera.pdf

Abstract.pdf

Abstrakt.pdf

Keywords.pdf

Klicova_slova

Knihovny

Kucera.mat

Zadani_bakalarske_prace.pdf

Zdrojovy_kod