

Fyzikální vlivy působící na přesnost dávkování infuzní pumpy

Bakalářská práce

Studijní program:

B3944 Biomedicínská technika

Studijní obor:

Biomedicínská technika

Autor práce:

Ondřej Mašek

Vedoucí práce:

Ing. Jakub Kašpar

Fakulta zdravotnických studií





Zadání bakalářské práce

Fyzikální vlivy působící na přesnost dávkování infuzní pumpy

Jméno a příjmení: **Ondřej Mašek**
Osobní číslo: D19000110
Studijní program: B3944 Biomedicínská technika
Studijní obor: Biomedicínská technika
Zadávací katedra: Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: **2021/2022**

Zásady pro vypracování:

Cíle práce:

1. Popsat základní principy infuzních pump.
2. Definovat fyzikální vlivy, které mohou mít dopad na přesnost dávkování, tedy teplota infuzního roztoku, viskozita infuzního roztoku a umístění infuzního vaku (výška).
3. Otestovat přesnost dávkování při působení fyzikálních vlivů.
4. Definovat vhodné podmínky pro provoz.

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Při provozu působí na dávkování infuzní pumpy různé fyzikální vlivy. Ty mohou ovlivňovat v negativní míře přesnost dávkování, čímž může dojít k nežádoucím odchylkám v dávkování podávaného roztoku. Mezi hlavní vlivy mohou patřit teplota či viskozita infuzního roztoku a umístění infuzního vaku.

Výstupem z této práce by mělo být stanovení vhodných provozních podmínek pro dávkování infuzních pump, podpořené praktickým ověřením působení těchto vlivů na přesnost dávkování. Stanovené provozní podmínky by měly sloužit jako doporučení pro personál obsluhující infuzní techniku, aby se předešlo nežádoucím událostem vlivem neodborné manipulace nebo používání praktik v rozporu s doporučením výrobce.

Výzkumné předpoklady:

1.
 - 1.1. Předpokládáme, že teplota infuzního roztoku působí na přesnost dávkování.
 - 1.2. Předpokládáme, že umístění infuzního vaku (výška) působí na přesnost dávkování.
 - 1.3. Předpokládáme, že viskozita podávaného roztoku působí na přesnost dávkování.
2. Předpokládá se praktické ověření působení fyzikálních vlivů na přesnost dávkování.

Metoda:

Kvantitativní.

Technika práce, vyhodnocení dat:

Experiment, zpracování naměřených dat v Microsoft Office.

Místo a čas realizace výzkumu:

Výzkum bude realizován v zařízení poskytovatele zdravotních služeb oblastního typu, v období listopad 2021 až leden 2022.

Vzorek:

Vybrané infuzní pumpy a sety.

Rozsah bakalářské práce:

Rozsah bakalářské práce činí 50–70 stran (tzn. 1/3 teoretická část, 2/3 výzkumná část).

Forma zpracování kvalifikační práce:

Tištěná a elektronická.

Rozsah grafických prací:
Rozsah pracovní zprávy:
Forma zpracování práce:
Jazyk práce:

tištěná/elektronická
Čeština



Seznam odborné literatury:

- BADNJEVIĆ, Almir et al. 2018. *Inspection of medical devices: for regulatory purposes*. Singapore: Springer. ISBN 978-981-10-6649-8.
- BARTŮNĚK, Petr et al. 2016. *Vybrané kapitoly z intenzivní péče*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4343-1.
- BENEŠ, Pavel. 2014. *Automatizace a automatizační technika*. 5. vyd. Brno: Computer Press. ISBN 978-80-251-3747-5.
- BENEŠ, J., D. JIRÁK a F. VÍTEK. 2015. *Základy lékařské fyziky*. 4. vyd. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-2645-1.
- DUCHÁČEK, Vratislav. 2011. *Polymery*. 3. vyd. Praha: Vysoká škola chemicko-technologická v Praze. ISBN 978-80-7080-788-0.
- ĎAĎO, S., L. BEJČEK a A. PLATIL. 2005. *Měření průtoku a výšky hladiny*. 3. vyd. Praha: BEN –technická literatura. ISBN 80-7300-156-X.
- HALLIDAY, D., R. RESNICK a J. WALKER. 2014. *Fyzika: Svazek 1*. 2. vyd. Brno: VUTIUM. ISBN 978-80-214-4123-1.
- KAPOUNOVÁ, Gabriela. 2020. *Ošetrovatelství v intenzivní péči*. 2. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-0130-6.
- KIM, R. U., R. A. PETERFREUND a M. A. LOVICH. 2017. Drug Infusion Systems: Technologies, Performance, and Pitfalls. *Anaesthesia & Analgesia*. **124**(5), 1493-1505.
DOI 10.1213/ANE.0000000000001707. Dostupné také z: https://journals.lww.com/anesthesia-analgesia/Fulltext/2017/05000/Drug_Infusion_Systems__Technologies,_Performance,,24.aspx
- LINHART, Jiří. 2009. *Mechanika tekutin I*. 2. vyd. Plzeň: Západočeská univerzita v Plzni. ISBN 978-80-7043-766-7.
- MANDEL, Jeff E. 2018. Understanding Infusion Pumps. *Anaesthesia & Analgesia*. **126**(4), 1186-1189.
DOI 10.1213/ANE.0000000000002396. Dostupné také z: https://journals.lww.com/anesthesia-analgesia/Fulltext/2018/04000/Understanding_Infusion_Pumps.17.aspx

Vedoucí práce:

Ing. Jakub Kašpar
Fakulta zdravotnických studií

Datum zadání práce:

30. listopadu 2021

Předpokládaný termín odevzdání: 29. července 2022

L.S.

prof. MUDr. Karel Cvachovec, CSc., MBA
děkan

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně jako původní dílo s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Jsem si vědom toho, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu Technické univerzity v Liberci.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti Technickou univerzitu v Liberci; v tomto případě má Technická univerzita v Liberci právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Současně čestně prohlašuji, že text elektronické podoby práce vložený do IS/STAG se shoduje s textem tištěné podoby práce.

Beru na vědomí, že má bakalářská práce bude zveřejněna Technickou univerzitou v Liberci v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů.

Jsem si vědom následků, které podle zákona o vysokých školách mohou vyplývat z porušení tohoto prohlášení.

18. července 2022

Ondřej Mašek

Poděkování

Rád bych tímto poděkoval vedoucímu Ing. Jakubu Kašparovi za odborné rady, připomínky, poskytnutí potřebného vybavení, a v neposlední řadě trpělivost při zpracování této práce.

Anotace

Autor:	Ondřej Mašek
Instituce:	Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií
Název práce:	Fyzikální vlivy působící na přesnost dávkování infuzní pumpy
Vedoucí práce:	Ing. Jakub Kašpar
Počet stran:	80
Počet příloh:	5
Rok obhajoby:	2022
Souhrn:	Bakalářská práce se zaměřuje na přesnost dávkování vybraných volumetrických infuzních pump, která může být ovlivněna fyzikálními vlivy. Teoretická část obsahuje popis principu volumetrických infuzních pump, příslušných infuzních setů a roztoků. Dále jsou na základě poznatků z mechaniky tekutin popsány vybrané fyzikální vlivy. Cílem výzkumné části je otestování účinků fyzikálních vlivů na vybraných volumetrických infuzních pumpách. Závěrem jsou zhodnoceny jejich účinky vzhledem k přesnosti dávkování.
Klíčová slova:	infuzní pumpy, fyzikální vlivy, přesnost dávkování

Annotation

Author: Ondřej Mašek

Institution: Technical University of Liberec, Faculty of Health Studies

Title: The impact of physical effects on the accuracy of infusion pump dosing

Supervisor: Ing. Jakub Kašpar

Pages: 80

Appendix: 5

Year: 2022

Summary: Bachelor thesis is focused on dosing accuracy of volumetric infusion pumps, that can be affected by physical effects. In the theoretical part the principle of volumetric infusion pump, infusion sets, and solutions is described. Followingly, description of selected physical effects based on theory from fluid mechanics is included. In research part, the impacts of the physical effects on selected volumetric infusion pumps are tested. In conclusion, impacts of physical effects are evaluated.

Keywords: infusion pumps, physical effects, dosing accuracy

Obsah

Seznam použitých zkratk	11
Seznam použitých symbolů	12
1 Úvod	14
2 Teoretická část	15
2.1 Vývoj infuzní terapie	16
2.2 Přetlaková infuzní terapie	16
2.3 Volumetrická infuzní pumpa	17
2.4 Princip volumetrické infuzní pumpy	18
2.4.1 Senzory	20
2.4.2 Alarmy	26
2.5 Infuzní sety	27
2.5.1 Materiály infuzních setů	29
2.5.2 Infuzní roztoky	30
2.6 Přesnost dávkování	31
2.7 Fyzikální vlivy	32
2.8 Mechanika kapalin	33
2.8.1 Hydrodynamika	33
2.8.2 Proudění kapaliny v infuzním setu	36
2.8.3 Teplota infuzního roztoku	38
2.8.4 Výška umístění hladiny infuzního roztoku	39
2.8.5 Vliv rychlosti infuze na přesnost	40
3 Výzkumná část	42
3.1 Cíle a výzkumné předpoklady	42
3.2 Metodika výzkumu	42
3.2.1 Měření s infuzní pumpou Infusomat [®] P a infuzními sety IntraFix [®] Safeset	47

3.2.2	Měření s infuzní pumpou Fresenius Agilia VP a infuzními sety VL ST00®	48
3.3	Analýza výzkumných dat z měření s infuzní pumpou Infusomat® P a infuzními sety IntraFix® Safeset.....	49
3.4	Analýza výzkumných dat z měření s infuzní pumpou Fresenius Agilia VP a infuzními sety VL ST00®	58
3.5	Analýza výzkumných cílů a předpokladů	65
3.5.1	Infuzní pumpa Infusomat P s infuzními sety IntraFix® SafeSet.....	67
3.5.2	Infuzní pumpa Fresenius Agilia VP a infuzními sety VL ST00®	69
4	Diskuze	72
5	Návrh doporučení pro praxi.....	74
6	Závěr	75
	Seznam použité literatury	77
	Seznam příloh	81

Seznam použitých zkratek

A/D	Analogově-digitální
ARO	Anesteziologicko-resuscitační oddělení
cm	centimetr
D/A	Digitálně-analogový
DEHP	di(2-ethylhexyl)ftalát
EPROM	Erasable Programmable Read-Only Memory
g	gram
g/l	gram na litr
hod	hodina
Hz	hertz
IP	Internet Protokol
IS	Informační systém
JIP	Jednotka intenzivní péče
kcal	kilokalorie
kg	kilogram
kJ	kilojoule
LED	Light-Emitting Diode , elektroluminiscenční dioda
m	metr
min	minuta
ml	mililitr
ml/h	mililitr za hodinu
např.	například
obr.	obrázek
OBS	Open Broadcaster Software
PVC	Polyvinylchlorid
RAM	Random Access Memory
tab.	tabulka
tj.	to je(st)
µm	mikrometr

Seznam použitých symbolů

Symbol	Jednotka	Význam symbolu a jednotky
A	[m ²]	Obsah styčných ploch [metr čtvereční]
C	[F]	Kapacita [farad]
c	[J.kg ⁻¹ .K ⁻¹]	Měrná tepelná kapacita [joule na kilogram kelvin]
d	[m]	Vzdálenost [metr]
F _t	[N]	Třecí síla [newton]
g	[m.s ⁻²]	Tíhové zrychlení [metr za sekundu na druhou]
h	[m]	Výška [metr]
I	[W.m ⁻²]	Intenzita zvuku [watt na metr čtvereční]
m	[kg]	Hmotnost [kilogram]
p _{ef}	[Pa]	Efektivní akustický tlak [pascal]
Q	[C]	Elektrický náboj [coulomb]
Q _v	[m ³ .s ⁻¹]	Objemový průtok [metr krychlový za sekundu]
r	[m]	Průměr, poloměr [metr]
Re	[1]	Reynoldsovo číslo [bezrozměrné]
S	[m ²]	Průřez [metr čtvereční]
ΔT	[K]	Rozdíl termodynamických teplot [kelvin]
U	[V]	Elektrické napětí [volt]
V	[m ³]	Objem [metr krychlový]
v	[m.s ⁻¹]	Rychlost [metr za sekundu]
W	[J]	Práce [joule]
z	[Pa.s.m ⁻¹]	Akustická impedance [pascal sekunda na metr]
β	[K ⁻¹]	Součinitel objemové izobarické roztažnosti kapaliny [1/kelvin]
ε ₀	[F.m ⁻¹]	Permitivita vakua [farad na metr]
ε _r	[1]	Relativní permitivita [bezrozměrné]
η	[Pa.s]	Dynamická viskozita [pascal sekunda]
ν	[m ² .s ⁻¹]	Kinematická viskozita [metr čtvereční za sekundu]
ρ	[kg.m ⁻³]	Hustota [kilogram na metr krychlový]
σ	[N.m ⁻¹]	Povrchové napětí [newton na metr]
τ	[Pa]	Tečné napětí [pascal]

°C	Celsiův stupeň
K	Kelvin
%	Procento

1 Úvod

Infuzní pumpy jsou zdravotnické elektrické přístroje určené k dodávání tekutin pomocí přetlaku do těla pacienta. Používají se ve všech případech, kdy pacienti vyžadují farmakologickou či jinou podporu podávanou intravenózně.

I přestože jsou infuzní pumpy automatizované přístroje, využívající moderních technologií, nelze při jejich provozu zcela zanedbat účinky vnějších fyzikálních vlivů. I na jejich základě jsou výrobcem stanoveny provozní podmínky, za kterých byl ověřen řádný průběh infuzní terapie. Znalost a respektování těchto podmínek je pro obsluhující zdravotnický personál a uživatele velice důležitá. V případě jejich nedodržení se mohou účinky fyzikálních vlivů zvýraznit a jejich vliv může být pozorován na průběhu infuzní terapie v negativní míře. Nejvýrazněji jej lze pozorovat na velikosti rychlosti průtoku, tedy na parametru, kterým se infuze na infuzní pumpě nastavuje. Nežádoucí odchylky od rychlosti průtoku v celém průběhu infuze mohou ovlivnit výsledný objem podaného roztoku. Mezi hlavní z vlivů mohou patřit vyšší teplota infuzního roztoku, vyšší viskozita infuzního roztoku nebo odlišná výška umístění volné hladiny infuzního roztoku.

Úkolem této bakalářské práce je zjistit, zda výše uvedené fyzikální vlivy skutečně působí na přesnost dávkování infuzních pump. Vycházíme z předpokladů, že vybrané fyzikální vlivy působí na přesnost dávkování. V teoretické části je popsán princip infuzních pump, jejich rozdělení a nastíněn je i historický vývoj. Detailněji se zaměříme na volumetrické infuzní pumpy, společně s parametry jejich součástí. Zahrnuta je charakteristika infuzních setů a možnosti infuzních roztoků. V návaznosti na teorii mechaniky kapalin je dále uveden popis vybraných fyzikálních vlivů. Ve výzkumné části je jejich působení na vybraných volumetrických infuzních pumpách a příslušném vybavení nasimulováno. Následuje statistické vyhodnocení dat z výzkumné části. Závěrem je působení fyzikálních vlivů zhodnoceno ve vztahu k přesnosti dávkování vybraných infuzních pump.

2 Teoretická část

Infuzní pumpy jsou elektronické přístroje, které kontrolovaně dodávají větší objemy tekutin intravenózní cestou do těla pacienta. Používají se zejména v případech, kdy tyto tekutiny není možné z jakéhokoliv důvodu dodat perorální cestou. A v takových případech je intravenózní aplikace neúčinnějším, případně jediným možným způsobem. (Kapounová, 2020) Zpravidla se jedná se vodné roztoky solí, parenterální výživu a léky, jako například antibiotika, chemoterapeutika či hormony. Současné použití je velice široké. Nalézt je lze nejen na JIP, ARO či operačních sálech, ale i na standardních odděleních. Jedná se tedy o zdravotnický prostředek, se kterým může pacient přijít velmi často do styku. (Khandpur, 2019)

Základní funkcí infuzních pump je nastavitelná rychlost v jednotkách ml/h. Rozhraní přístroje umožňuje výpočet a zobrazení času infuze včetně aktuálně dodaného objemu. Stejně tak umožňuje dílčí změny nastavení v průběhu infuze. Součástí je signalizační systém, monitorující postup infuze a ohlašující nežádoucí stavy. Infuzní pumpy jsou zpravidla konstruovány pro použití s konkrétními infuzními sety. (Vytejková et al., 2015)

Vzhledem k tomu, že mají bezprostřední vliv na zdravotní stav a tělesnou integritu pacienta, je nutné, aby splňovaly nezbytné požadavky na bezpečnost. Mezi další nároky se řadí spolehlivost, snadná ovladatelnost a manipulace. Principiální úlohu v zajištění bezpečnosti hraje obsluha. Zdravotnický personál musí být patřičně vyškolen v provozních záležitostech. Za správné specifikování požadavků je odpovědný výrobce daného přístroje. (ČSN EN 60601-2-24 ed. 2, 2017). Infuzní pumpy vyžadují adekvátní pravidelnou údržbu. Oprávnění provádět údržbu mají osoby s odpovídajícím vzděláním technického zaměření, které disponují potřebnou autorizací k provádění těchto činností. (Rajkomar a Blandford, 2012)

Je zřejmé, že při normálním použití je nutné manipulovat s kapalinami. Proto konstrukce infuzních pump musí řešit i možné zvlhčení tak, aby nedošlo ke vzniku nebezpečných situací. I vzhledem k tomu řadíme infuzní pumpy do rizikové třídy IIb zdravotnických prostředků. (ČSN EN 60601-2-24 ed. 2, 2017)

Úroveň automatizace a veškeré implementované funkce přesto nejsou pro zajištění bezpečnosti infuzí zcela dostačující. I přes technologické inovace se chyby při provozu stále vyskytují. Nutno zdůraznit, že při porovnání s vývojově staršími verzemi v menší míře. (Badnjević et al, 2018)

2.1 Vývoj infuzní terapie

Historicky nejstarší provedení infuzní terapie je gravitační infuze. Opírá se o princip hydrostatického tlaku. Rezervoár s infuzním roztokem je zavěšen na infuzním stojanu v takové výšce, pro kterou hydrostatický tlak roztoku v infuzní soustavě překoná hodnotu tlaku při vstupu do krevního řečiště. Tento způsob infuze je nenáročný, nicméně požadujeme-li v praxi přesnost a stálou monitoraci průběhu infuze, je zcela nedostatečný. Hlavní regulace průtoku spočívá výhradně v míře stlačení průměru setu rolovacím uzávěrem. Dále je možné upravovat pouze výšku rezervoáru. Vzhledem k absenci jakékoliv automatizační techniky je zřejmé, že jedná pouze o regulaci přibližnou. Nemusí být zachyceny případné rizikové stavy, velmi záleží na zkušenosti obsluhy. V současnosti se gravitační infuzní terapie pro svou jednoduchost používá při aplikaci menších objemů, v neakutních případech. I z důvodu výrazně nižších pořizovacích nákladů. (Kim, Peterfreund a Lovich, 2017)

Pro zajištění přesnosti a bezpečnosti při aplikacích infuzních roztoků dospěl vývoj infuzní terapie až do podoby regulace pomocí elektronických zařízení. Tato skupina zdravotnických přístrojů se souhrnně označuje pojmem infuzní technika. (Badnjević et al, 2018)

2.2 Přetlaková infuzní terapie

Funkce infuzní techniky je založena na generování potřebného tlaku pro dopravení infuzního roztoku do krevního řečiště pacienta. Lze ji označit jako přetlakovou infuzní terapií, kterou v současnosti zprostředkovávají automatizované přístroje. Jejich hlavní komponentou je sofistikovaná elektronika s moderními výpočetními technologiemi. Na rozdíl od gravitační infuze jsou zásadní součástí bezpečnostní prvky a mechanismy. Software pracuje v součinnosti se senzory. Sensory spolehlivě monitorují průběh infuze pro dosažení požadované přesnosti. Odhalováním rizikových stavů zajišťují její

bezpečnost. Infuzní technika je tak v relativně krátkém čase schopna zaregistrovat změny parametrů probíhající infuze. (Kim, Peterfreund a Lovich, 2017)

Nad rámec základních definujících funkcí může disponovat řadou dalších užitečných funkcí. V případě alarmových stavů se do paměti ukládá jejich záznam pro možnost zpětné analýzy. Součástí jsou naprogramované knihovny léků. Smyslem je usnadnění podání správné dávky a koncentrace léku. Taktéž může software umožňovat připojení do nemocničního IS. (Badnjević et al, 2018)

Norma ČSN EN 60601-2-24 ed. 2 definuje zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost infuzních pump a regulátorů. Mimo jiné definuje druhy infuzních pump. Podle různých parametrů můžeme rozdělit do několika skupin.

Podle charakteru průtoku rozlišujeme 4 typy pump. Pumpy pro kontinuální infuze, nekontinuální infuze a pro diskrétní podání bolusu. Všechny tyto typy lze kombinovat v jednom samotném přístroji. Zbývající skupinou podle tohoto rozdělení jsou profilové pumpy. Programovatelné infuzní pumpy k řízení infuze podle řad rychlostí dávkování. Jinými slovy, obsahují profily pro rychlosti dávkování. (ČSN EN 60601-2-24 ed. 2, 2017)

Jiný způsob klasifikace infuzní techniky je podle velikosti celkového objemu infuze na volumetrické, kapkové, injekční a infuzní pumpy pro ambulantní použití.

V zásadě lze souhrnně konstatovat, že existují dva hlavní typy přístrojů, lineární dávkovače a infuzní pumpy. Odlišnost na první pohled spočívá v jejich konstrukčním provedení. Rovněž jsou používány v odlišných situacích. Lineární dávkovače jsou vhodnější pro aplikaci menších objemů při nízkých rychlostech průtoku. Infuzní pumpy se uplatňují v situacích, které vyžadují řádově vyšší objemy při vyšších rychlostech průtoku. (Badnjević et al, 2018)

V této práci se dále budeme zabývat pouze volumetrickými infuzními pumpami.

2.3 Volumetrická infuzní pumpa

Termínem volumetrická označujeme takovou infuzní pumpu, kde je rychlost dávkování nastavena jako objem za jednotku času, či v jednotkách souvisejících s aplikací léčiva. (ČSN EN 60601-2-24 ed. 2, 2017) Tento typ infuzních pump se používá zpravidla

v případech, vyžadujících dodávku větších objemů tekutiny, při středních až vysokých rychlostech průtoku. Lze nastavit rychlosti dávkování v intervalech už od 0,1 ml/h, obvykle s maximem 1000 ml/h. Intervaly nicméně závisí na konkrétním přístroji. Uplatňují se při přesné intravaskulární aplikaci léků, tekutin, krve a krevních derivátů. Existuje více druhů konstrukcí a designů těchto pump. (Khandpur, 2019)

Volumetrická pumpa dodává roztoky z externích rezervoáru, umístěných v blízkém okolí pumpy, zpravidla ve vyšší hladině. Zatímco zmíněné lineární dávkovače dodávají roztoky ze stříkaček, při infuzi zapojených přímo v těle přístroje. (Mandel, 2018)

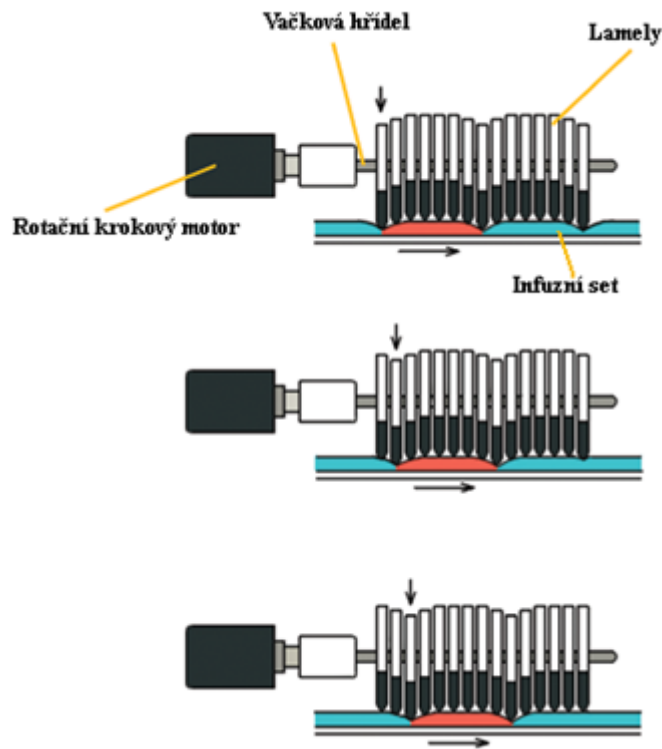
2.4 Princip volumetrické infuzní pumpy

Infuzní systém představuje společně s pumpou rezervoár s roztokem a infuzní set. V samotném přístroji se nachází elektronika s mechanismem pro generování a regulaci proudění tekutiny. Úlohou setu je dopravení tekutin do těla z rezervoáru, kterým je ve většině případů lahev nebo plastový vak. Rezervoár je zpravidla umístěn výše než pumpa a samotný pacient. Určitá část infuzního setu je nehybně založená do pumpy. V mnohých případech je tato část k tomuto účelu setu konstrukčně a materiálně upravena. (Khandpur, 2019)

Volumetrické infuzní pumpy se dělí podle typu použitého čerpadla. Existují dva typy čerpadel, rotační a lineární. Jejich odlišnost spočívá v konstrukci, princip je totožný. Ve výzkumné části budeme pracovat s pumpami vybavenými lineárním čerpadlem. Proto se v bližším popisu principu budeme zmiňovat pouze o tomto všeobecně rozšířenějším typu čerpadla. (Mandel, 2018)

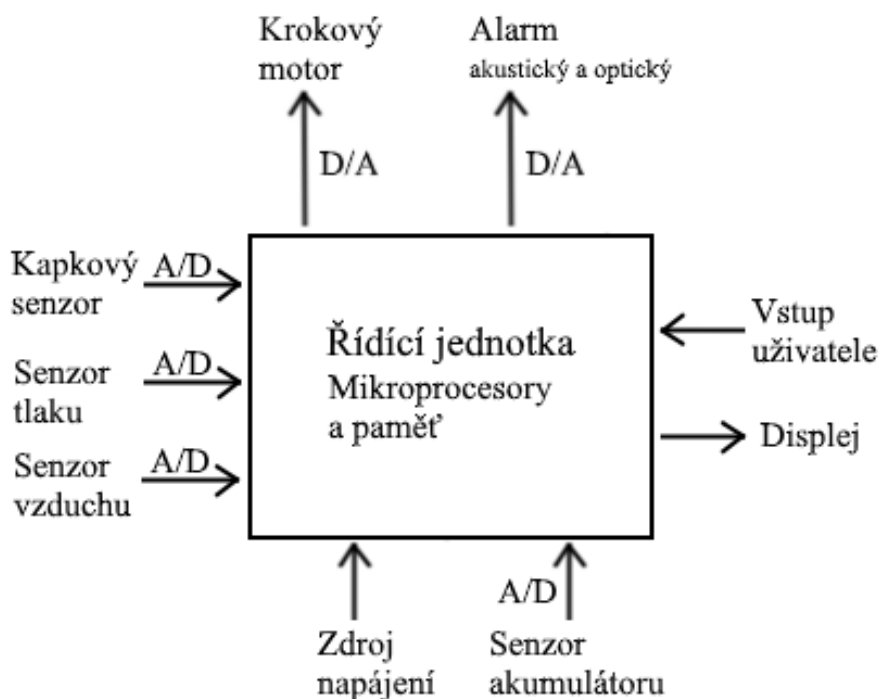
Mechanismus tlačí tekutinu do pacientovi cévy proti odporu pod tlakem. K zajištění hnací síly pro tekutinu v infuzním setu je určen krokový motor. Motor je přes vačkovou hřídel napojen na sadu několika lamel. Lamely přiléhají na infuzní set takovým způsobem, že vždy nějaký počet v každém okamžiku stlačuje infuzní hadičku na určitých místech. Mezi těmito částmi setu se nachází jistý objem tekutiny. Tento objem mimo jiné také závisí na mechanických vlastnostech setu a jeho průměru. Lamely peristaltickými pohyby vytlačují objem v setu směrem k pacientovi. Při této práci se vzniká tlak, který převyšuje tlak krevního řečiště. Proudění je tedy zajištěno postupným posouváním a uvolňováním

kapaliny ve stlačeném infuzním setu. Mechanismus práce lineárního čerpadla s lamelami je znázorněn na obr. 1. (Kim, Peterfreund a Lovich, 2017)



Obr. 1 Lineární peristaltika (převzato a upraveno podle Kim, Peterfreund a Lovich, 2017)

Ústřední část elektroniky přístroje pro řízení provozních procesů představuje řídicí jednotka. Představuje ji řada mikroprocesorů. Zde probíhá analýza a nastavení systému. Operační paměť jednak typu EPROM, vestavěná do mikroprocesoru a uchovávající nastavení systému. Poté RAM, jež uchovává požadavky uživatele a data o konkrétní infuzi. Součástí mikroprocesoru jsou i časovací a komunikační obvody. Rychlost krokového motoru je řízena přímo z mikroprocesoru impulsy o nastavené sekvenci. D/A převodníky přenášejí nastavení do na aktivní prvky systému. Ve zpětné vazbě, pomocí analogově-digitálních A/D převodníků, monitoruje účinky nastavení příslušnými senzory. Součástí infuzní pumpy jsou i akumulátory. Na akumulátoru je snímáno napětí i teplota. Teplota může být sledována i na motoru a displeji. Zjednodušený blokový diagram elektroniky pumpy je znázorněn na obr. 2. (Khandpur, 2019)



Obr. 2 Blokový diagram infuzní pumpy (upraveno podle Khandpur, 2019)

2.4.1 Senzory

Senzor neboli snímač, převodník či detektor, je funkční prvek tvořící vstupní blok měřicího řetězce, který je v přímém styku s měřeným prostředím. Jako primární zdroj informace snímá sledovanou fyzikální, chemickou nebo biologickou veličinu a dle definovaného principu ji transformuje na veličinu měřící. Ve většině případů jde o veličinu elektrickou. (Ďaďo, Bejček a Platil, 2005)

Snímače jsou nezbytnou součástí všech automatizačních procesů. Infuzní pumpa není výjimkou. Využívá řady senzorů a mikrokontrolerů k provádění kontrolních funkcí. Hlídnou stav nabití akumulátoru, kontrolována je i jejich teplota. Pro motor je sledováno jeho zatížení a teplota, detekuje se i jeho zastavení. (Khandpur, 2019)

Významným senzorem pro výpočet a průběh infuze je kapkový senzor. Na základě jeho funkce se sleduje průběžný průtok, a tedy prozatímní přečerpaný objem. (Kim, Peterfreund a Lovich, 2017) Důležitým pro bezpečnost pacienta je senzor vzduchových bublin v infuzním setu. Příliš velká vzduchová bublina, která by pronikla do těla pacienta, jej může přímo ohrozit na životě. (Ali Muhammad I., 2019) V neposlední řadě je součástí

pumpy také snímač tlaku. Hodnota tlaku je klíčová pro kontinuální průběh infuze i proto, že významně ovlivňuje mechanické vlastnosti infuzního setu. (Tamadon, 2019)

Parametry získané činnostmi těchto tří senzorů jsou v průběhu infuze nepřetržitě vyhodnocovány v řídicí jednotce. V případě zaregistrování neobvyklé hodnoty přijaté z těchto senzorů jsou spuštěny mechanismy, zabráňující v pokračování infuze. Pro upozornění obsluhy je spuštěn alarm. (Khandpur, 2019)

2.4.1.1 Kapkový senzor

Kapkový senzor je senzorem průtoku infuzního roztoku. Snímání průtoku se odehrává na kapkové komůrce infuzního setu, ke které je senzor v celém průběhu infuze přiložen. Nejrozšířenější je použití fotoelektrického senzoru. Tvoří jej dvě části, řada LED diod, které emitují světelný signál o vlnových délkách v infračerveném spektru. Druhou komponentou jsou fotodiody. Konstruktivním řešením kapkového senzoru, obvykle ve tvaru připomínajícím podkovu, jsou obě části umístěny naproti sobě. Diody spojitě emitují záření, které dopadá na fotodiody. Odkapávání probíhá v rovině napříč chodu paprsku z LED diody. Projde-li tímto paprskem kapka infuzního roztoku, pozmění parametry světelného paprsku. Na okamžik klesne jeho intenzita, tím pádem i napětí na fotodiodě, senzor registruje průtok. (Khandpur, 2019)

Objem kapky pro daný set má pumpa definován. Danou hodnotu využívá pro výpočty. Nejčastěji se používají dva druhy setů, u kterých se 1 ml rovná 20 kapkám, nebo 60 kapkám. Do objemu kapky se ale promítá více faktorů. Závisí na viskozitě, povrchovém napětí a teplotě roztoku. A také na rychlosti dávkování potažmo tlaku, který pumpa generuje. V každém případě průběžně nadávkovaný objem, který se zobrazuje na displeji pumpy, odpovídá celkovému počtu registrovaných signálů pro definovaný objem kapky zvoleného setu. Výstup z kapkového senzoru kontinuálně sledován a analyzován v řídicí jednotce. (Kim, Peterfreund a Lovich, 2017)

Infuzi je možné provést i bez použití kapkového senzoru. Lze tak učinit nastavením u určitých infuzních pump. V takovém případě lze parametry infuze zvolit pouze zadáním požadovaného objemu a doby trvání infuze. Namísto běžného zadání rychlosti infuze. Stejně jako za použití kapkového senzoru pumpa vychází z vlastností zadaného infuzního setu, jeho průměru a objemu. Průběh stále monitorují zbylé senzory. Nicméně při infuzi

bez kapkového senzoru nemá k dispozici zpětnou vazbu. Při tomto režimu je tak namísto častější vizuální kontrola, zejména stavu hadičky setu, v celé délce trvání infuze. (AKAS Infusions, c2022)

Náležitosti související se správným používáním senzoru kapek musí být součástí návodu k použití. Jedná se o informace o způsobu umístění, výšce hladiny roztoku v kapkové komoře. (ČSN EN 60601-2-24 ed. 2, 2017)

2.4.1.2 Vzduchový senzor

Detekce vzduchových bublin v infuzním setu je rozhodující pro bezpečnost pacienta. Svou funkcí předchází komplikacím způsobeným případnou vzduchovou embolií. Senzor se nachází v těle přístroje, obvykle pod lamelami, před výstupem infuzního setu z infuzní pumpy. (Ali Muhammad I., 2019)

V zásadě existují tři základní principy detekce. Fotoelektrická, kondenzátorová a ultrazvuková metoda.

Fotoelektrickou detekci zajišťuje světelný zdroj, LED dioda, a fotodetektor. Jsou umístěny naproti sobě a těsně přiléhají k hadičce, která prochází mezi nimi. Vzduch zaregistrují v okamžiku, kdy je světelný signál přerušen v důsledku přítomnosti bubliny. Nevýhoda této detekce spočívá v nezaznamenání bublin o průměru menším než 1 mm.

Další možnost snímání je spočívá v principu změny kapacity. Snímač je kondenzátor, dvě destičky, mezi kterými se nachází dielektrikum. Dielektrikem je v ideálním případě infuzní roztok. Kapacita se změní, jestliže se mezi deskami vyskytne vzduchová bublina. (Khandpur, 2019) Vydeme-li z předpokladu, že základem infuzních roztoků je voda, pak je relativní permitivita ϵ_r vzduchu přibližně 80krát menší než relativní permitivita roztoku. Dojde k poklesu kapacity C podle vztahu

$$C = \epsilon_r \epsilon_0 \frac{S}{d} \quad (1)$$

kde ϵ_0 je permitivita vakua, S plocha desek a d jejich vzdálenost. Jelikož je napětí U kondenzátoru, při náboji na deskách Q , nepřímo úměrné na kapacitě, hodnota napětí stoupne. (Halliday, Resnick a Walker, 2014)

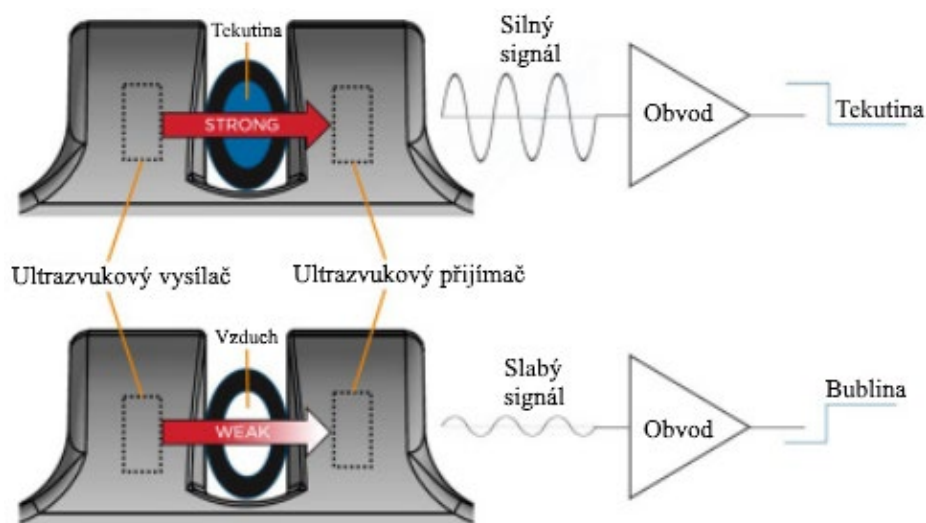
$$U = \frac{Q}{C} \quad (2)$$

System infuzní pumpy pak signalizuje vzduchový alarm. Výhodou oproti předchozímu řešení je detekce bublin o menších průměrech, řádově už od stovek μm , a také spolehlivost detekce. (Khandpur, 2019)

Poslední ze zmíněných možností je čidlo na principu ultrazvuku. Naplněný infuzní set probíhá mezi 2 částmi piezoelektrického ultrazvukového měniče. Měření je neinvazivní. (Brock, 2020) Aktivní část, vysílač, generuje ultrazvukový signál zpravidla o frekvenci 1,45 MHz. (Khandpur, 2019) Na druhou pasivní část, přijímač, ultrazvuková vlna dopadá. Přijímač převádí energii ultrazvukové vlny na elektrický signál. Senzor generuje ultrazvukové vlnění v pulzním režimu. Detekce využívá rozdílu mezi akustickou impedancí vody a vzduchu. Jestliže vlnění narazí na vzduchovou bublinu, dochází k částečnému odrazu a poklesu intenzity vlnění. (Brock, 2020) Intenzita vlnění I vyjadřuje energii, která projde určitou plochou. Závisí na efektivním akustickém tlaku p_{ef} a akustické impedanci z prostředí (Beneš, Jiráček a Vítek, 2015)

$$I = \frac{p_{ef}^2}{z} \quad (3)$$

Na přijímač dopadá vlnění o nižší energii. Klesne-li intenzita pod nastavený práh, dochází ke vzduchovému alarm. (Brock, 2020) Na obr. 3 je ilustrován princip činnosti ultrazvukového senzoru a zjednodušeně vyhodnocení přijímaného signálu.



Obr. 3 Princip ultrazvukového senzoru. Pohled na transverzální řez tělem infuzní pumpy (převzato podle Brock, 2020)

Bublina vzduchu se do infuzního setu mohou dostat různými způsoby. Například při výměně nebo poškození lahve s infuzním roztokem. Jestliže v rezervoáru dojde k vyčerpání objemu roztoku, začne pumpa nasávat vzduch. V tomto případě ani filtry v kapkové komůrce běžného infuzního setu nasátí vzduchu neznemožní. (Arney, 2007) Bublina mohou pacienta ohrozit na životě tím, že se dostanou do kardiovaskulárního systému. Vzduchová embolie v plicních cévách zapříčiní rozvoj respiračního selhání. V srdci a mozku mohou být příčinou ischemie a následného selhání těchto životně důležitých orgánů. (Ali Muhammad I., 2019)

Je tedy nezbytné bubliny zavčas spolehlivě detekovat. A v případě vzduchového alarmu probíhající infuzi okamžitě pozastavit. Proto je vzduchový senzor neodmyslitelnou součástí všech moderních infuzních pump. (Arney, 2007)

2.4.1.3 Tlakový senzor

Rozlišujeme dva druhy tlaků. Mechanický (přítlačný) tlak udává, jak moc lamely přiléhají na hadičku infuzního setu. Závisí na pružnosti setu a udává o kolik procent z původního průměru je nutné set stlačit pro správný průběh infuze. Pohybuje se v rozsahu 10-20 %. Nedostatečný mechanický tlak může mít za následek zpětné sklouznutí nebo únik roztoku na výstupu z infuzní pumpy. Naopak nadměrný přítlak může v delším časovém horizontu negativně ovlivnit životnost infuzního setu.

Druhým je tlak okluzní. Jedná se o tlak, který pumpa vyvíjí pro překonání odporu cévního řečiště. Oba druhy tlaků spolu úzce souvisí. Okluzní tlak je tlakem v průběhu hadičky mimo infuzní pumpu. Přímo závisí na hodnotě mechanického tlaku. Jestliže pumpa stlačuje hadičku infuzního setu nedostatečně, potřebného okluzního tlaku pro překonání tlaku cévního řečiště pacienta nebude dosaženo. (Tamadon, 2019) Nárůst okluze nastane v případě uskřinutí setu. Děje se tak například neúmyslným stlačením v průběhu patientského vedení nebo neuvolněním tlačky rolovacího uzávěru. Tlak, který musí mechanismus pumpy překonat rapidně vzroste. (Mandel, 2018) Hodnoty pro spuštění alarmu pro jsou volitelné. Je tedy zřejmé, že je žádoucí sledovat optimální úroveň tlaku v infuzním setu.

Okluzní tlak tedy fakticky zahrnuje tlak mechanický. Tlakový senzor proto registruje a udává pouze hodnotu tlaku pod označením okluzní tlak. (Tamadon, 2019)

Senzor je umístěn v těle přístroje tak aby v daném místě zcela přiléhal k infuznímu setu. Protože je stěna hadičky setu je dostatečně tenká, tlaková síla v infuzním setu se na senzor přenáší téměř beze ztrát. Princip snímačů je převod veličiny, přímo či nepřímo měřené, na elektrický signál. Jeden ze způsobů využívá tenzometricky snímač síly. V důsledku působením vnější síly na tenzometr dochází ke změně jeho geometrických rozměrů a zároveň ke změně odporu. Vyhodnocuje se podíl vstupní veličiny relativní deformace a výstupní relativní změny odporu. (Strain Measurement Devices, 2017)

Další možnost představuje indukčnostní senzor, který tvoří cívka s jádrem. Měřený tlak je převáděn na hodnoty indukčnosti cívky. Konstrukce je využívá toho, že případné změny tlaku způsobí vychýlení membrány, která je spojena s jádrem cívky. Změnou polohy jádra cívky se změní i hodnota indukčnosti cívky. Významná změna indukčnosti je vyhodnocena jako změna tlaku. (Beneš, 2014)

Obdobně jako u snímání vzduchových bublin se pro snímání tlaku využívá ultrazvukový snímač. Principem je piezoelektrický jev, kdy se jako krystal obvykle užívá oxid křemičitý, jehož deformací nepřímo vzniká ultrazvukové vlnění. Krystal následně zpětné vlnění detekuje, vzniká vázaný polarizační náboj. K povrchu krystalu jsou přiloženy elektrody, na nichž se indukuje volný náboj. Vzniká napětí, které vyjadřuje hodnotu akustické impedance prostředí. Akustická impedance přímo závisí na hustotě vzorku a rychlosti šíření ultrazvukové vlny. Významná změna tlaku v hadičce setu znamená změnu hustoty v měřené části, a tedy odlišnou hodnotu akustické impedance než za běžných podmínek. Napětí je následně převedeno analogově-digitálním převodníkem a hodnoceno v mikrokontroleru. (Beneš, 2014)

Síla působící na snímač nezůstává konstantní v celém průběhu infuze. Vlivem peristaltického pohybu lamel bude periodicky kolísat, a navíc se může měnit postupnou změnou mechanických vlastností setu. Jestliže bychom vynesli průběh tlaku v závislosti na čase, vykreslí se nám sinusoida, která bude v závislosti na čase vlivem postupně se měnících mechanických vlastností kolísat. Pro analýzu takového signálu se využívá algoritmů, které v případě peristaltických pump hodnotí amplitudu, namísto hodnocení absolutní hodnoty výstupu. Získaná hodnota se porovnává s prahem okluze. (Strain Measurement Devices, 2017)

Každý přístroj má definován maximální tlak, který je schopen vygenerovat. Udává se v návodu k použití a jedná se o takovou hodnotu, kterou může infuzní pumpa vytvořit při úplné okluzi na konci patientského vedení. Zároveň nedochází k úniku roztoku z infuzního setu, nebo dokonce k prasknutí setu. Na základě tohoto maximálního tlaku je stanovena hodnota prahu alarmu okluze. Po překročení je infuze pozastavena a signalizuje se okluzí. (ČSN EN 60601-2-24 ed. 2, 2017)

2.4.2 Alarmy

Pro posouzení rizik při provozu infuzní pumpy je nutné rozlišit možná nebezpečí, vznikající pro pacienty. Alarmový systém slouží v součinnosti se senzory jako prostředek kontroly rizik. Oznamuje obsluze možný výskyt nebezpečné situace. Je proto nepostradatelnou součástí celého infuzního systému. Spouští se okamžitě, jakmile jsou tyto situace zaznamenány. (ČSN EN 60601-1-8 ed. 2, 2008) Rozlišujeme akustickou a optickou formu signalizace. Mezi hlavní spouštěče řadíme vzduch přítomný v infuzním setu, nežádoucí tlak, vyčerpání objemu infuzního roztoku a poruchy samotné pumpy. (Khandpur, 2019) K alarmu může docházet i v takových případech, kdy se nedopatřením použije zcela nevhodná tekutina. (Arney, 2007)

Pokud při provozu dojde k opomenutí alarmu nebo nesprávnému vyhodnocení situace, může dojít k závažné zdravotní újmě pacienta, v krajním případě až k jeho smrti. (Badnjević et al, 2018) Alarmům jsou přiřazeny priority podle závažnosti možných důsledků. Nejvyšší priority mají stavy, kdy dochází k okamžitému a rychlému vzniku poškození s potenciálními následky nevratných poranění až úmrtí. (ČSN EN 60601-1-8 ed. 2, 2008)

Podle povahy spouštěče alarmu rozlišujeme skupinu fyziologických alarmů a alarmů technických. Mezi fyziologické řadíme alarmy pro funkce výše zmíněných senzorů, kapkový, vzduchový a okluzní. Příkladem technického alarmu je alarm přerušení napájecí sítě či vyčerpání vnitřního zdroje elektrické energie. (ČSN EN 60601-2-24 ed. 2, 2017)

Alarmové systémy většiny dnešních pump považujeme za inteligentní. To znamená, že způsob určení příčiny komplikací je založen na základě vyhodnocení vícenásobných proměnných nebo pokročilých zpracování, například algoritmů. Dále lze u alarmů měnit přiřazené priority, zpoždění generování alarmového signálu a alarmového stavu.

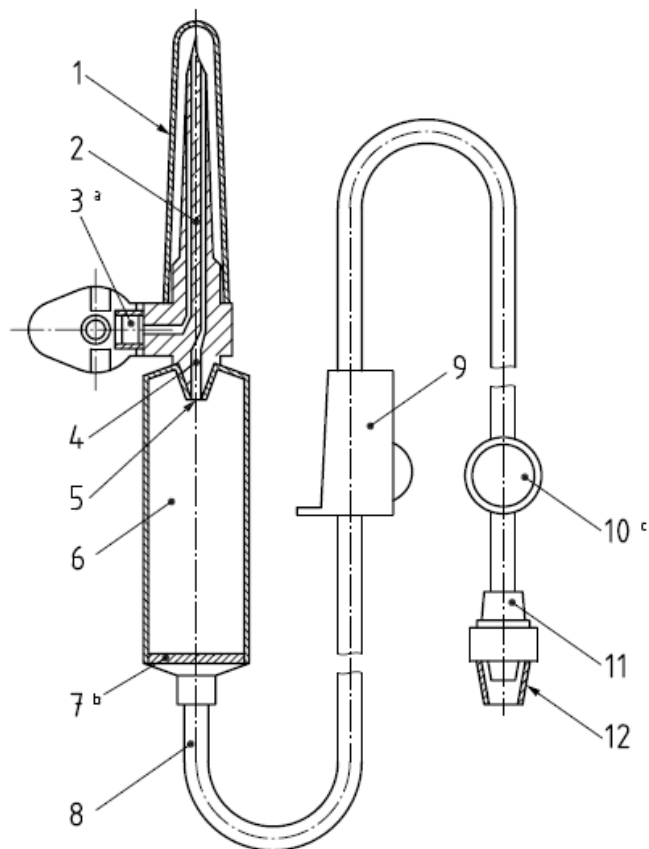
Současně lze modulovat charakteristiky generovaných alarmových signálů, jako např. hlasitost, výška tónu, tempo a naléhavost. (ČSN EN 60601-2-24 ed. 2, 2017)

2.5 Infuzní sety

Stěžejní součástí pro provádění infuzí je infuzní set. Jedná se o jednorázovou pomůcku pro transport infuzního roztoku do cévního řečiště. Sestává se z perforační jehly, pro připojení do rezervoáru s infuzním roztokem. Následuje kapková komůrka s kapalinovým filtrem. Tento filtr je umístěný na dně komůrky, při přechodu set v elastickou hadičku. Především zamezuje průniku nečistot do dalšího průběhu setu. Některé typy setů nepropouští ani vzduchové bubliny. Zhruba třetinu objemu komůrky při provozu by měl vyplňovat objem tekutiny. Kapková komora umožňuje nepřetržitou monitoraci odkapávání z rezervoáru s infuzním roztokem. Slouží k uchycení senzoru kapek pumpy. Mezi perforačním jehlou a komůrkou se nachází ventil, sloužící k odvodu vzduchu setu. Z kapkové komůrky pokračuje elastická transportní hadička, na které se nachází jezdec s rolovacím uzávěrem. Jezdec je možno posouvat po celém průběhu části mezi kapkovou komůrkou a infuzní pumpou. Uzávěrem je možné zcela stlačit průřez hadičky. Uplatňuje se při plnění setu. Při gravitační infuzi bez použití infuzní pumpy funguje jako regulátor rychlosti infuze. Celý set je zakončen kónusem. Prostřednictvím jeho závitu je napojen na venózní katetr. (Vytečková et al., 2015)

Pro jednotlivé úseky infuzního setu je zavedena terminologie. Rozlišujeme patientské vedení s patientských koncem. Jde o část infuzní soupravy mezi přístrojem a pacientem. Část setu založená do pumpy, se nazývá část řídicí. Dochází zde k regulaci průtoku, detekci vzduchu a tlaku v infuzním setu. Jako napájecí vedení označujeme úsek mezi nádobou s infuzním roztokem a přístrojem. Na obr. 4 je znázorněn infuzní set a jeho části tak, jak je popisuje příslušná norma. (ČSN EN ISO 8536-4, 2020)

Infuzní sety pro přetlakovou infuzi se od gravitačních infuzních setů vzhledově neliší. Zásadní rozdíl je v materiálním složení. Navíc mohou, ale nemusí, obsahovat úsek, speciálně upravený pro propojení s infuzní pumpou. Tento úsek je částí řídicí. (ČSN EN ISO 8536-8, 2015)



- | | |
|---|---------------------------------|
| 1 Kryt perforační jehly | 7 Kapalinový filtr |
| 2 Perforační jehla | 8 Hadička |
| 3 Přívodu vzduchu se vzduchovým filtrem a uzávěrem | 9 Jezdec s rolovacím uzávěrem |
| 4 Kanálek pro infuzní roztok | 10 Místo připojení dalšího setu |
| 5 Odkapávací trubice | 11 Kónus |
| 6 Kapková komůrka | 12 Kryt kónusu |
| ^a Uzavření přívodu vzduchu je volitelné | |
| ^b Kapalinový filtr může být umístěn na opačné straně setu, blíže ke vstupu do pacienta | |
| ^c Místo připojení dalšího setu je volitelné | |

Obr. 4 Infuzní set a jeho části (převzato a upraveno podle ČSN EN ISO 8536-4, 2020)

Infuzní pumpy jsou kalibrovány pro použití s konkrétními sety. Definované jsou parametry infuzního setu, průměr a objem. Infuzní set by měl splňovat požadavky na mechanickou odolnost. Hlavní vlastností by měla být velká odolnost vůči mechanickému namáhání současně při vysoké elasticitě. Nejvyšší nároky jsou zejména pro řídicí část setu z důvodu zachování výchozího průměru při mnohonásobně opakovaných stlačeních. Výsledný přečerpaný objem infuzního roztoku na mechanických vlastnostech a průměru infuzního setu bezprostředně závisí. (Tamadon, 2019)

Aplikace nesprávného typu setu, stejně jako opakované použití setu správného, může vést k nepřesnostem. Nepřesnosti mohou pro pacienta představovat potenciální riziko. Nevhodné sety může samotný přístroj rozpoznat a spuštění infuze tak znemožnit. Infuzní léčba může probíhat několik dní až týdnů v řadě. Za tuto dobu se původní vlastnosti setů mohou změnit zásadním způsobem. (Vytejková et al., 2015)

Infuzní set je nezbytné vyměnit při jeho poškození, či kontaminaci. Doporučená délka použití jednoho setu závisí na konkrétním typu. U dlouhodobě kontinuálně používaných infuzních pump je nejvyšší hranice výměny stanovena na 96 hodin. (Kapounová, 2020)

Podmínky, za kterých se set vyrábí, by měly zaručovat sterilitu a minimalizovat kontaminaci částicemi. Nepoužité infuzní sety se musí nacházet v ochranných krytech. Uzavřeny musí být všechny vstupy pro přívod vzduchu, perforační jehla a kónické zakončení setu. Hadička infuzního setu je zpravidla transparentní a dostatečně průsvitná, tak aby bylo možné pozorovat případnou přítomnost vzduchových bublin normálním zrakem. V případě aplikace radiofarmak tomu tak není, hadička je kvůli ochraně radiofarmak před světlem různě zatmavěná. V celém průběhu hadičky by měl být povrch hladký a čistý, bez známek úniku infuzního roztoku. Vstup pro přívod vzduchu je opatřen vzduchovým filtrem, zabraňujícím vstupu mikroorganismům. Je třeba, aby byl perforační bod schopný proniknout portem lahve bez nutnosti předchozího proražení. (ČSN EN 60601-2-24 ed. 2, 2017)

2.5.1 Materiály infuzních setů

Ideální kombinací vlastností, vhodných nejen pro potřeby infuzní terapie, disponuje polyvinylchlorid. Ve zdravotnictví jsou prostředky z PVC využívány pro svou mechanickou a teplotní odolnost, flexibilitu, čírost současně při poměrně nenáročném a levném způsobu výroby. Většina těchto výrobků je určena pro jednorázové použití. Právě z těchto důvodů je polyvinylchlorid dominantní substancí pro výrobu infuzního setu. (Al Salloum et al, 2017)

PVC je představitelem skupiny vinylových polymerů a všeobecně jedním z nejvíce vyráběných syntetických plastů. Snadno se zpracovává prakticky všemi základními průmyslovými postupy. V rámci výrobního procesu se využívá jeho schopnosti želatinace různými změkčovadly, tepelnými stabilizátory a lubrikanty. (Ducháček, 2011) Z důvodu

používání těchto chemických přísad je změkčování primárního tvrdého polymeru PVC problematickou částí výroby infuzních setů. Po řadu let byl používán polymer ze skupiny ftalátů DEHP (di(2-ethylhexyl)ftalát). Řada výzkumů však prokázala toxicitu tohoto přípravku, neboť může docházet k jeho uvolnění během celého životního cyklu výrobku, jak při výrobě a likvidaci, tak při samotném využívání. Migrací infuzními roztoky se dostává do organismu, v krevním řečišti při příliš vysoké koncentraci může přivodit četné komplikace. Na základě studií, provedených na zvířatech, může vykazovat účinky na lidech v podobě narušení imunitních mechanismů, nejzávažněji vyvolat tromboembolizace poškozením vaskulárního endotelu v důsledku agregace v místech s mikrocirkulací. (Al Salloum et al, 2017) Používání této a látek příbuzných je v současnosti legislativně omezeno. Alternativou je aplikace jiných druhů změkčovadel, které dané negativní účinky nevykazují, jako například citráty. (Svoboda, 2013)

Pro déle trvající infuze v řádu několika dní se používají sety se silikonovým segmentem. Silikonový segment je řídicím úsekem setu, který se vkládá do infuzní pumpy na lamely peristaltiky. Obvykle je pro jeden set stanovena maximální doba použití 96 hodin. Mechanické vlastnosti silikonu se mění nepatrně i při dlouhotrvající peristaltické kompresi, v rámci které proběhne řádově 10^4 stlačení. Díky elasticitě a vlastnostem silikonu se průměr tohoto segmentu použitého setu, následkem odpovídajícího namáhání, jen minimálně zvětší. (Kim, Peterfreund a Lovich, 2017)

2.5.2 Infuzní roztoky

Infuzní roztoky jsou tekutiny, umožňující hydrataci, dopravení léčiv a náhradu ztrát krve. Jsou používány v podobě, v jaké je připraví ve farmaceutických firmách. Jestliže se s roztokem smísí jiný, nebo je přidán lék, jedná se o infuzní směs. (Vytejková et al., 2015). Balení roztoků mají podobu plastových či skleněných lahví, které jsou neprodyšně uzavřené gumovým portem. Další variantou jsou plastové vaky. Rezervoáry zpravidla umožňují dva zvláštní vstupy, pro infuzní set a aplikaci léčiva. Základem roztoků je vždy destilovaná, bezpyrogenní a sterilní voda. Každá nádoba je řádně označena. Udává se název roztoku, složení, expirační doba včetně způsobu skladování. V případě, že je celistvost obalu porušena, nebo jsou údaje nečitelné, konzistence roztoku je objektivně změněna, nesmí být takový roztok aplikován. (Bartůněk et al, 2016)

2.5.2.1 Fyziologický roztok

Jako fyziologický je označován 0,9% roztok chloridu sodného, tj. 9 g NaCl v 1 litru bez pyrogenní vody. Jedná se o roztok izotonický, tj. obsahuje ionty v koncentraci, která se přibližně rovná osmolaritě krevní plazmy. Používá se u těžších forem dehydratace, při ztrátách cirkulujícího objemu krve jako její krátkodobá náhrada. Dále k udržení acidobazické rovnováhy, nebo jako nosič léků. (Vytejková et al., 2015).

2.5.2.2 Parenterální výživa

Indikací k nasazení parenterální výživy jsou stavy, kdy z jakéhokoliv důvodu není možné přijímat živiny přes trávicí trakt. A to zejména až v případech, kdy nelze přistoupit k enterální výživě, z důvodu kontraindikace anebo intolerance. Složkami výživy jsou voda, sacharidy, lipidy, aminokyseliny, minerály, vitaminy a stopové prvky. Dodává se přímo do venózního řečiště, centrálního nebo periferního, přes katetr.

Podle obsahu jednotlivých živin rozlišujeme totální, doplňkovou a orgánově specifickou výživu. (Vytejková et al., 2015)

Řešení podávání parenterální výživy může mít podobu v jednotlivých infuzních lahvích. Tento systém nicméně představuje komplikace. S každou složkou výživy je zvlášť manipulováno a je potřeba většího množství infuzních setů a dalších jednorázových pomůcek. Proto se většinou přistupuje k aplikaci v podobě komorového vaku. V tomto systému jsou jednotlivé složky v příslušných poměrech rozděleny do vzájemně izolovaných komor. Bezprostředně před aplikací se jejich obsah smísí. Odpadá tak nutnost manipulovat s každou složkou odděleně, což významně snižuje riziko případné chyby. Vaky jsou připravovány a dodávány výrobcem příslušené infuzní pumpy. (Kapounová, 2020)

2.6 Přesnost dávkování

Základní parametr, který pro vyhodnocení spolehlivosti provozu infuzní pumpy sledujeme, je přesnost dávkování. Parametry podmínek, za kterých lze garantovat přesnosti dávkování, by měli být uvedeny v návodu k použití. Obvykle jsou nastaveny

tak, aby odchylka v přesnosti od nastavené rychlosti průtoku nepřekračovala hranici $\pm 5 \%$. (Mandel, 2018)

Infuzní pumpy nezačnou v prvních minutách, následujících po spuštění infuze, dávkovat roztoky podle nastaveného režimu infuze. V této době dochází k ustálení na naprogramovaných hodnotách. Navíc se do tohoto procesu promítá řada dalších faktorů. Do určité míry budou parametry dílčích infuzních terapií originální. Dráha infuzního setu nebude v jednotlivých aplikacích stejná. Druhů aplikovaných infuzních roztoků je celá řada, složení jednotlivých roztoků se budou vzájemně lišit. A tedy i jejich mechanické vlastnosti budou rozdílné. Vzdálenost rezervoáru s roztokem od infuzní pumpy nemusí být vždy totožná. Definice vhodných parametrů je předmětem testování. Pro každý konkrétní typ přístroje jsou tyto parametry typické. Je důležité znalost definovaných parametrů aplikovat a tím eliminovat možnost vzniku nepřesností vlivem nesprávného primárního nastavení. Významné odchylky v přesnosti mohou být způsobeny různými vnějšími vlivy, které budou působit po celou dobu infuze. Mezi nejvýznamnější může patřit nevhodná výška umístění rezervoáru s roztokem, vzdálená od hodnoty či rozsahu doporučeným výrobcem. Nebo dále samotné vlastnosti infuzní tekutiny, například její vyšší viskozita či vyšší teplota. Všechny tyto faktory mohou ovlivnit přesnost rychlosti průtoku a odrazit se tak do celkové velikosti dodaného objemu. (Badnjević et al, 2018)

2.7 Fyzikální vlivy

Pohyb infuzních roztoků v infuzním soustavě se řídí zákony mechaniky tekutin. Pro popis působení fyzikálních vlivů na přesnost infuze, možných mechanismů těchto účinků jsou v dále zmíněny základní poznatky z této problematiky. (Mansour, 2021)

Mechanika tekutin je nauka o rovnováze a makroskopickém pohybu tekutin a jejich působení na tělesa do ní ponořená či obtékaná. Pojmem makroskopický se rozumí pohyb v objemech obsahujících velký počet mikroskopických částic – atomů, molekul. (Nožička, 2006) Pojem tekutiny zahrnuje kapaliny a plyny. Název tekutiny vychází z jejich základní vlastnosti, tekutosti. Částice tekutin nejsou vázané v pevných strukturách, navzájem se mohou relativně snadno pohybovat. Z toho důvodu zaujímají tvar nádoby, do které se umístí. (Svoboda, 2006)

Mechaniku tekutin rozdělujeme na statiku, nauku o rovnováze tekutin a těles do nich ponořených. A dynamiku tekutin, která pojednává o proudění tekutin (kinematice) s ohledem na jevy silové. (Linhart, 2009)

V rámci teoretického popisu budeme předpokládat, že za ideálních podmínek je obsah částic plynu v infuzním setu natolik malý, že jejich výskyt můžeme zanedbat. Tudíž se můžeme věnovat problematice mechaniky kapalin.

2.8 Mechanika kapalin

2.8.1 Hydrodynamika

Pro pohyb infuzní kapaliny platí stejné fyzikální zákony a principy jako pro pohyb reálných kapalin. Popis pohybu reálných tekutin je komplikovaný, jednotlivé částice velice snadno mění svou polohu. I z toho důvodu byl zaveden pojem ideální tekutiny, pro jejíž popis jsou uvažovány významně zjednodušené parametry.

Jestliže převažuje pohyb částic v jednom směru, označujeme jej jako proudění. Stlačitelnost kapalin je velmi malá, při menších tlakových změnách se vliv stlačitelnosti zanedbává. Proto se kapaliny při proudění pokládají za nestlačitelné. (Linhart, 2009) Při ustáleném proudění ideální kapaliny o rychlosti proudění v se objem protečený za sekundu trubicí o obsahu průřezu S označuje jako objemový průtok Q_v

$$Q_v = Sv \quad (4)$$

Součin obsahu průřezu trubice a rychlosti průtoku kapaliny je v každém místě proudění konstantní. Platí zákon zachování hmotnosti, rovnice kontinuity. Vysvětluje vztah mezi obsahem průřezu a rychlostí. Čím menší obsah bude, tím rychleji tekutina proudí. Tedy, při pohybu kapaliny z místa s větším průřezem do místa s menším průřezem se zvyšuje rychlost proudění, a naopak

$$S_1 v_1 = S_2 v_2 \quad (5)$$

Okamžitý stav proudění znázorňují proudnice. Jedná se o myšlené čáry pohybu v prostoru. Pakliže je pohyb tekutiny ustálený a zvolíme uzavřenou křivku, každým bodem této křivky prochází jedna proudnice. Nemohou se protínat. (Halliday, Resnick,

2014). Při stacionárním proudění musí oběma průřezy S_1 a S_2 protéci stejné množství tekutiny m

$$m = \rho_1 S_1 v_1 = \rho_2 S_2 v_2 \quad (6)$$

kde ρ_1 a ρ_2 jsou hustoty kapaliny. (Linhart, 2009) Proudění je přenosem energie, platí proto zákon zachování mechanické energie, který je formulován v podobě Bernoulliho rovnice. Při ustáleném proudění ideální kapaliny je součet kinetické, tíhové, potenciální a tlakové potenciální energie objemové jednotky všude v kapalině konstantní

$$\frac{1}{2} \rho v^2 + h \rho g + p = konst. \quad (7)$$

kde v je rychlost proudění, p je statický tlak a ρ je hustota. (Halliday, Resnick a Walker, 2014)

Při nízkých rychlostech jsou vektory rychlostí jednotlivých proudnic rovnoběžné. Hovoříme o laminárním proudění. A to i v případech kdy se jsou místní odchylky od střední rychlosti proudění minimální. Jestliže jsou rychlosti proudění vyšší dochází k promíchávání jednotlivých vrstev, vznikají víry, jedná se o proudění turbulentní. (Svoboda, 2006) Druh proudění charakterizuje bezrozměrná veličina Reynoldsovo číslo Re

$$Re = \frac{d \rho v}{\eta} \quad (8)$$

kde d je délka charakteristického rozměru tělesa, ρ je hustota kapaliny, η dynamická viskozita, a v střední rychlost proudění kapaliny.

Je-li Re menší než 1000 jedná se o proudění laminární. Hodnotám větším než 3000 odpovídá proudění turbulentní. Laminární proudění v hladkých trubicích nepřechází v turbulentní skokově, ale v určitém intervalu. Za kritickou hodnotu přechodu v druhý druh proudění se uvádí experimentálně zjištěná hodnota 2320. (Linhart, 2009)

2.8.1.1 Viskozita

Viskozita, nebo také vazkost, je významnou vlastností reálných kapalin. Jedná se o atribut proudění, kdy mezi dvěma sousedními vrstvami kapaliny, které se pohybují odlišnou rychlostí, vzniká nenulové tečné napětí. Tečné napětí je důsledkem vazebních sil mezi

molekulami a proto u pohybu reálné kapaliny vždy pozorujeme odporové síly vnitřního tření. Má zásadní význam při měření průtoku. (Linhart, 2009)

Podle viskozity rozlišujeme tekutiny newtonské a neneutonské. Newtonské jsou takové kapaliny, jejichž tečné napětí τ mezi dvěma vrstvami laminárně proudící kapaliny je přímo úměrné rychlosti proudění v_x ve směru osy x a dynamické viskozitě η

$$\tau = \eta \frac{dv_x}{dy} \quad (9)$$

Proudí-li kapalina v trubici kruhového průřezu, profil rychlosti je ovlivněn viskozitou, místní rychlostí, polohou v potrubí a drsností stěn. Na rozdíl od ideální kapaliny není rychlost proudění viskózní kapaliny v celém průřezu stejná. Při laminárním proudění rychlost klesá směrem od středu trubice. Vektorové pole rychlosti proudění je nehomogenní. Při podélném rovinném řezu trubicí, procházejícím jejím středem, vytváří parabolu. Je-li poloměr trubice R , pak ve vzdálenosti r od středu trubice bude na sousední vrstvu vzdálenou $r + dr$, působit třecí síla F_t proti směru pohybu

$$F_t = \eta A \frac{dv}{dr} \quad (10)$$

Třecí síla je úměrná dynamické viskozitě kapaliny η , obsahu uvažovaných styčných ploch A sousedních vrstev a gradientu rychlosti ve směru poloměru. (Nožička, 2006)

Samotná rychlost proudění v_r ve vzdálenosti r od středu trubice je dána vztahem

$$v_r = v_m \left(1 - \frac{r^2}{R^2}\right) \quad (11)$$

kde v_m je maximální rychlost proudění ve středu trubice. Rychlosti proudění směrem od středu ke stěnám klesá. Ve vrstvě bezprostředně sousedící se stěnou, kdy $r \approx R$, je rychlost proudění minimální. (Nožička, 2006)

Dynamická viskozita η je tzv. koeficient úměrnosti a materiálová vlastnost tekutiny, závislá na teplotě a na tlaku. Velikost dynamické viskozity u kapalin s rostoucí teplotou klesá. Zvětšuje se kinetická energie mikroskopického pohybu a tím pádem klesají kohezní síly. Čím větší je její hodnota, tím větší síly vnitřního tření v tekutině vznikají. Je typická pro jednotlivé kapaliny. (Linhart, 2009) Závislost dynamické viskozity kapalin na teplotě lze přiblížit pomocí vztahu

$$\eta = \eta_0 e^{-kT} \quad (12)$$

kde η_0 je počáteční známá hodnota dynamické viskozity při teplotě T_0 , k je konstanta, typická pro daný druh kapaliny. (Nožička, 2006)

Kinematická viskozita ν hodnota nejčastěji uváděná v praxi, rovná se podílu dynamické viskozity a hustoty. Hodnota kinematické viskozity taktéž závisí teplotě, ale díky závislosti na hustotě je především funkcí tlaku

$$\nu = \frac{\eta}{\rho} \quad (13)$$

Mezi newtonské kapaliny řadíme běžné kapaliny jako např. voda, etanol, glycerol. Speciální druhy kapalin, jako suspenze a makromolekulární kapaliny patří do skupiny nenewtonských kapalin. Na rozdíl od běžných kapalin mají jiné projevy závislosti vnitřního tření. (Nožička, 2006) Pro proudění reálné viskózní kapaliny je třeba vykonat dostatečnou mechanickou práci k překonání vzájemných třecích sil. Při proudění kontinuálně dochází k disipaci části kinetické energie. Ztrácí se ve formě tepla. Tato přeměna se projevuje v poklesu celkového tlaku. Závislost poklesu tlaku na rychlosti laminárního proudění je lineární. (Halliday, Resnick a Walker, 2014)

Pro stanovení viskozity se používají přístroje zvané viskozimetry. Využívají řady principů a metod měření. Existují viskozimetry vibrační, kapilární, rotační a tělískové. Tyto přístroje měří hodnotu dynamické viskozity. (Beneš, Jiráček a Vítek, 2015)

2.8.2 Proudění kapaliny v infuzním setu

Infuzní set může považovat za proudovou trubici s malým kruhovým průřezem. Zanedbáme-li vlivy záhybů setu, které se při běžném provozu hrají svou roli. Z hlediska kritérií, podle kterých rozlišujeme druhy proudění, můžeme označit proudění infuzních roztoků v infuzním setu za laminární, stacionární, nestlačitelné a vazké. (Linhart, 2009)

Prostřednictvím signálů z kapkového čidla se měří množství odkapaného roztoku. Měří se počet kapek, propadlých snímanou oblastí kapkové komůrky setu. Jinými slovy jde o snímání průtoku Q_V sumací signálů

$$Q_V = \frac{V}{t} \quad (14)$$

Kde V je definovaný objem kapky infuzního roztoku a t čas infuze. (Mansour, 2021) Do kapkové komůrky infuzního setu odkapávají kapky z rezervoáru, jejichž průměr r závisí na povrchovém napětí σ infuzního roztoku, délce odkapávací trubice d a hustotě ρ infuzního roztoku

$$r = \sqrt[3]{\frac{3\sigma d}{4\rho g}} \quad (15)$$

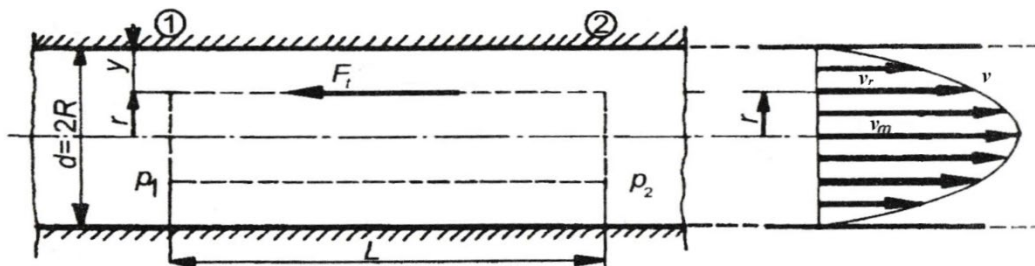
Princip pohybu infuzního roztoku je založen na periodické změně tlaku, generovanou mechanismem lineárního čerpadla infuzní pumpy. Tlaková síla se postupným stlačováním hadičky setu prostřednictvím lamel šíří řídicí úsekem. Pohyb lamel je takový, že výslednice tlakové síly působí směrem k pacientskému úseku, vycházejícím z těla pumpy. Tlak vyvolaný touto vnější silou se infuzním roztokem rovnoměrně šíří a dosahuje vyšší hodnoty, než je hodnota tlaku krevního řečiště pacienta. Platí zákon zachování mechanické energie. V napájecím vedení infuzního setu, tj. části mezi rezervoárem a pumpou, vzniká podtlak. (Kim, Peterfreund a Lovich, 2017) Jestliže je volná hladina roztoku v rezervoáru v jiné výšce než infuzní pumpa, přidává se vliv hydrostatického tlaku. Za normálních okolností je hladina umístěna nad pumpou, pak hydrostatický tlak společně s podtlakem v setu vyvolává odkapávání z rezervoáru a proudění infuzní kapaliny v napájecím vedení. Tímto mechanismem je zajištěno proudění kapaliny v infuzním setu. (Badnjević et al, 2018)

Pro laminární proudění, nejen infuzní kapaliny, obecně platí Hagen-Poiseuillův zákon. Ten charakterizuje vztah mezi průtokem a tlakem. Objemový průtok Q_V , který projde hadičkou infuzního setu o poloměru r za jednotku času Δt je přímo úměrný tlakovému spádu Δp mezi místy s hodnotami tlaku p_1 a p_2 vzdálenými o délku L , čtvrté mocnině poloměru hadičky, a nepřímo úměrný dynamické viskozitě η tekutiny

$$Q_V = \frac{\pi r^4 \Delta p}{8\eta L} \quad (16)$$

Příliš velký tlakový rozdíl Δp vyvolá velkou rychlost proudění, při které přestane být laminární a tento zákon neplatí. Nicméně proudění infuzních roztoků při běžném provozu nedosahuje takových parametrů, abychom jej mohli označit za turbulentní. I přestože lokálně, zejména v řídicí části setu, nemusí být podmínky laminárního proudění splněny. (Mansour, 2021)

Podélný řez trubicí kruhového průřezu na obr. 5 je ilustrací ke vztahu (16). Rovněž je lze pozorovat profil rychlostí při laminárním proudění ze vztahu (11) a působíště třecí síly F_t mezi dvěma vrstvami proudící kapaliny z rovnice (10).



Obr. 5 Laminární proudění v trubicí kruhového průřezu (převzato a upraveno podle Nožička, 2006)

Při každém laminárním proudění viskózní kapaliny dochází ke ztrátám kinetické energie. Pokles kinetické energie se projevuje disipací v podobě tepelné energie a tlakovou ztrátou v potrubí. Hlavní příčinou ztrát je tření, které přímo úměrné délce infuzního setu. Rozlišujeme ztráty třecí a místní. Místní ztráty vznikají lokálně na krátkých úsecích v důsledku změn směru proudění a velikosti rychlosti, vlivem různých záhybů hadičky infuzního setu. V části, založené v pumpě, změnami průřezu setu. Nicméně tlak, generovaný mechanismem pumpy, vyvolává kinetickou energii proudění natolik velkou, že celkové vznikající ztráty převyšuje. (Linhart, 2009)

2.8.3 Teplota infuzního roztoku

Parametry kapaliny vykazují závislost na teplotě. Teplota udává stav tepelné energie hmoty. Změna teploty probíhá v důsledku výměny tepelné energie a konáním práce. Je ekvivalentní množství tepla, které látka ať už pohltila či uvolnila. Výměna tepla Q probíhá jako důsledek teplotního rozdílu mezi látkou a prostředím. Míru změny vnitřní energie ΔU systému vyjadřuje 1. termodynamický zákon. Závisí na množství tepla ΔQ předané látce na práci vykonané okolím

$$\Delta U = \Delta Q + W \quad (17)$$

Jednou z veličin, popisujících tepelné změny je tepelná kapacita C . Jedná se o konstantu úměrnosti mezi množstvím tepla a změnou teploty. Změny výstižněji uvádí měrná tepelná kapacita c , zohledňující hmotnost materiálu látky. Odpovídá množství tepla Q , které je nutné pro ohřátí 1 kg látky o 1 teplotní stupeň termodynamické stupnice

$$Q = m \cdot c \cdot \Delta T \quad (18)$$

Kde m je hmotnost, c měrná tepelná kapacita a ΔT je rozdíl koncové a počáteční teploty $T - T_0$. Uvádí se s teplotou, ke které se vztahuje. (Halliday a Resnick, 2014)

Teplota má vliv na povrchového napětí σ kapaliny. Povrchové napětí představuje tečnou sílu k povrchu kapaliny. Vyjadřuje pružnost povrchové vrstvy. Hodnota povrchového napětí závisí na druhu kapaliny a prostředí, se kterým je v kontaktu. Klesá s rostoucí teplotou kapaliny. (Linhart, 2009) Podle vztahu (15), zmenší-li se povrchové napětí, dojde ke zmenšení průměru kapky, odkapávající do kapkové komůrky infuzního setu.

V důsledku přijetí tepla Q infuzním roztokem dochází k jevu objemové roztažnosti. Teplo vyvolá vzrůst teploty z původní hodnoty T_0 na T a u většiny kapalin zároveň vzrůst jejich objemu z počáteční hodnoty V_0 na hodnotu V . Předpokládáme, že se jedná o děj izobarický, tj. tlak zůstává konstantní. Závislost objemu na teplotě pak popisuje vztah

$$V = V_0 [1 + \beta(T - T_0)] \quad (19)$$

Kde β je teplotní součinitel objemové izobarické roztažnosti kapaliny. K dispozici je v tabulkách. (Linhart, 2009) V důsledku těchto jevů dojde ke změně objemu infuzního roztoku, která se podle vztahu (14) projeví ve velikosti objemového průtoku. Na základě těchto poznatků lze uvažovat o vlivu vyšší teploty roztoku, tedy pohlcením tepelné energie infuzním roztokem, do přesnosti dávkování.

2.8.4 Výška umístění hladiny infuzního roztoku

Výška umístění hladiny infuzního roztoku je významným parametrem na jehož základě došlo k rozvoji infuzní terapie. Využívá se principu hydrostatického tlaku. Hydrostatický tlak p_h závisí na hloubce h pod volným povrchem kapaliny a hustotě ρ infuzní kapaliny

$$p_h = h\rho g \quad (20)$$

Kde g je tíhové zrychlení. Na tvaru nádoby, obsahu jejího dna ani celkovém objemu kapaliny nezáleží. Hodnota hydrostatického tlaku s větší hloubkou pod volným povrchem roste. Místa se stejnou hodnotou hydrostatického tlaku se nazývají hladiny. (Svoboda, 2006)

Podle tohoto vztahu můžeme modulovat jediný parametr, výšku hladiny h . Rozdílné výšky umístění znamenají rozdílnou velikost hydrostatického tlaku. Zbylé veličiny, hustotu ρ fyziologického roztoku a tíhové zrychlení g , můžeme považovat za konstantní. Volná hladina infuzního roztoku se nachází v takové výšce, pro kterou hydrostatický tlak p_h kapaliny vyhovuje správné funkčnosti infuzní pumpy. V případě prosté gravitační infuze překonává hodnotu venózního tlaku při vstupu do krevního řečiště. (Halliday, Resnick a Walker, 2014)

Přijatelné výškové rozpětí, ve kterém se může volná hladina infuzního roztoku nacházet, by mělo být k dispozici v návodu k použití. Jde o hodnoty, které se osvědčily během testování pro správnou funkčnost volumetrické infuzní pumpy. Většinou se jedná o hodnotu 50 cm, nebo o intervaly, které tuto hodnotu zahrnují. Zpravidla se uvádí vzhledem k podkladu, na kterém je přístroj umístěn. (ČSN EN 60601-2-24 ed. 2, 2017)

2.8.5 Vliv rychlosti infuze na přesnost

Rychlost proudění infuzního roztoku je významný atribut. Na jeho velikosti závisí hodnoty smykových napětí (9), třecích sil (10) a objemového průtoku (4). Figuruje v zákonu zachování hmotnosti (5) a mechanické energie (7). Hodnota rychlosti ovlivňuje velikost celkových ztrát proudění. Je zřejmé, že pro odlišné hodnoty rychlostí infuze, budou úměrné veličiny odlišné. (Linhart, 2009)

Dále se v případě odlišné rychlosti infuze může do vlastností řídicího úseku infuzního setu promítnout odlišná frekvence stlačení setu. Při vyšších rychlostech je vyšším počtem stlačení materiál setu vystaven vyššímu mechanickému namáhání a může docházet ke změnám jeho mechanických vlastností. Pozorovat můžeme změnu průměru infuzního setu. Velikost průřezu je přímo úměrná velikosti rychlosti průtoku. Trend rychlosti

proudění se tak i z tohoto důvodu může promítnout do odchylek a výsledného objemu infuze. (Kim, Peterfreund a Lovich, 2017)

Na základě uvedených zákonitostí je možné vyslovit domněnku, že se vybrané fyzikální vlivy podílejí na výsledné přesnosti dávkování infuzní pumpy. V následující výzkumné části působení těchto vlivů nasimulujeme a odzkoušíme přesnost infuze na vybraných infuzních pumpách.

3 Výzkumná část

3.1 Cíle a výzkumné předpoklady

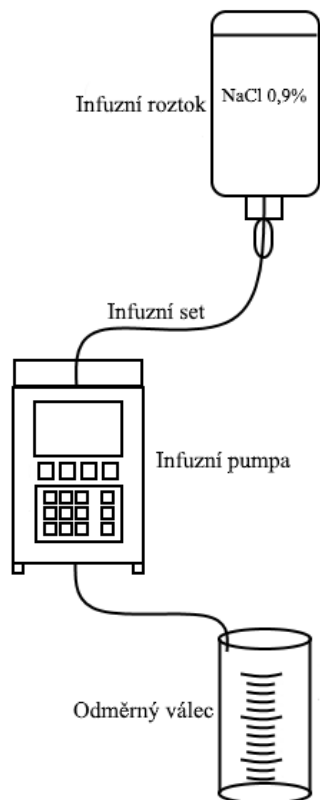
Při provozu působí na dávkování infuzní pumpy různé fyzikální vlivy. Ty mohou ovlivňovat v negativní míře přesnost dávkování, čímž může dojít k nežádoucím odchylkám v dávkování podávaného roztoku. Cílem výzkumné části je otestovat přesnost dávkování za působení fyzikálních vlivů. Sledujeme účinky čtyř hlavních vlivů. Předpokládáme, že vyšší teplota a vyšší viskozita infuzního roztoku, různé výšky umístění hladiny infuzního roztoku (potažmo infuzního vaku) působí na přesnost dávkování. Dále jsme zařadili zkoumání vlivu odlišných rychlosti dávkování na přesnost dávkování. Předpokládáme, že rychlost dávkování působí na přesnost dávkování.

3.2 Metodika výzkumu

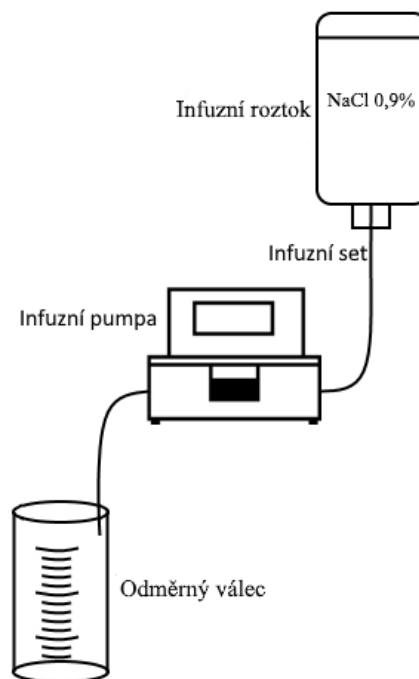
V rámci výzkumu testujeme dvě volumetrické infuzní pumpy s příslušnými infuzními sety. Výzkumná část je rozdělena do dvou hlavních oddílů. V prvním oddílu testujeme infuzní pumpu Infusomat[®] P s infuzními sety IntraFix[®] Safeset od výrobce B. Braun. V oddílu druhém, infuzní pumpu Agilia[®] VP s infuzními sety VL ST00[®] od výrobce Fresenius Kabi.

Měřicí aparatura se skládá z lahve s infuzním roztokem. Nádoby jsou zavěšeny na infuzním stojanu. Prostřednictvím infuzního setu, napojeným skrz port do lahve, je roztok veden infuzní pumpou. V příslušné části infuzní pumpy je infuzní set pevně založen. Bez jehlový konec setu je vyveden do odměrného válce. K němu je nehybně připevněn tak, aby jeho průměr nebyl nijak stlačen. Celá aparatura se nachází v prostředí, kde jsou po dobu všech měření udržovány stále stejné podmínky, teplota, tlak, vlhkost. Pro všechna měření vnější teplota v místnosti hodnoty 20 ± 2 °C. Aparatura byla zkompletována v domácnosti autora práce. Schémata pro obě infuzní pumpy jsou na obr. 6 a 7.

Jako infuzní roztok byl použit fyziologický roztok od výrobce příslušné infuzní pumpy. Pro měření vlivu vyšší viskozity byla použita komplexní parenterální výživa, taktéž od výrobce příslušné infuzní pumpy.



Obr. 7 Schéma měření s pumpou Infusomat[®] P a setem IntraFix[®] SafeSet (zdroj: autor)



Obr. 6 Schéma měření s pumpou Fresenius Agilia[®] VP a setem VL ST00[®] (zdroj: autor)

Měření za doporučených provozních podmínek

Podle návodu k daným infuzním pumpám se stanovily parametry pro měření za doporučených provozních podmínek. Výška hladiny infuzního roztoku byla stanovena na 50 cm nad infuzní pumpou. Jako hodnota průtoku byla zvolena rychlost 50 ml/h. Hlavním důvodem pro zvolení této hodnoty byl interval odečtu předpokládané násobky objemu a času pro co nejpřesnější odečet ze stupnice odměrného válce.

Měření s odlišnou výškou umístění volné hladiny infuzního roztoku

Zkoumáme vliv rozdílné výšky oproti doporučené výšce hladiny infuzního roztoku. Provádíme měření za působení vyššího a nižšího hydrostatického tlaku roztoku na rozdíl od hodnoty hydrostatického tlaku za doporučených provozních podmínkách. Sledujeme, jaký má tento parametr vliv na přesnost dávkování. V rámci měření vlivu jiné výšky umístění hladiny roztoku byly testovány dvě výšky. Jeden metr pod a jeden metr nad doporučenou výškou. Tedy pro doporučenou výšku hladiny 50 cm nad pumpou byl

nejprve testován vliv umístění hladiny ve výšce 50 cm pod pumpu. A poté vliv hladiny ve výšce 1,5 metru nad infuzní pumpou.

Měření s infuzním roztokem o vyšší teplotě

Jako vyšší jsme zvolili teplotu 40 °C, dvojnásobek teploty pro doporučenou teplotu prostředí. Mimo jiné se zhruba na takovou teplotu zahřívají roztoky, které se např. podávají jako prevence hypotermie na operačních sálech nebo k zahřátí podchlazených pacientů. Motivací bylo ověření přesnosti dávkování při ohřevu infuzního roztoku přímo v infuzní lahvi. K dosažení těchto podmínek byla použita výhřevná komora, izolována polystyrenovým pouzdem. Pro sledování teploty roztoku byl použit digitální teploměr GTH 1170 s NiCr-Ni čidlem. Teploměr je pravidelně kalibrován. Parametry teploměru jsou uvedeny v příloze A. Lahev s fyziologickým roztokem byla uvnitř komory zavěšena na měděném drátku. Drátek je spolu s čidlem protažen otvorem ve stropu komory. Čidlo bylo ponořeno do fyziologického roztoku. Výška komory byla menší než celková délka lahve s připojeným infuzním setem. Proto bylo nezbytné lahev s napojeným setem lehce naklonit tak, aby průběh hadičky infuzního setu nebyl stlačen.

Předtím, než jsme přistoupili k samotnému měření, bylo nejprve odzkoušeno nastavení a regulace teploty. Vzhledem k tomu, že kapková komůrka infuzního setu byla umístěna uvnitř komory, docházelo k jejímu zapařování. To znemožnilo použití kapkového čidla. Proto bylo při měření vlivu vyšší teploty infuzního roztoku odpojeno. Režim dávkování bez kontroly kapek nemá vliv na přesnost v porovnání s použitím kapkového čidla. Pumpa pouze nemá k dispozici tuto zpětnou vazbu. Pro nastavení infuze se zadal požadovaný finální objem a čas trvání infuze, namísto rychlosti 50 ml/h.

Měření s roztokem o vyšší viskozitě

Byla použita komplexní parenterální výživa Nutriflex[®] Omega special 56/144 od výrobce B. Braun. Jde o tříkomorový vak infuzní emulze pro pacienty v kritickém stavu, který neumožňuje perorální či enterální podávání výživy. Podávat by se měla pouze infuzí do centrální žíly v maximální době 24 hodin. V celkovém objemu 1250 ml obsahuje omega-3 a omega-6 mastné kyseliny, esenciální aminokyseliny, elektrolyty, sacharidy a lipidy. Obsah živin 56 g/l aminokyselin, 144 g/l glukózy a 40 g/l lipidů znamená, že celková energie této výživy činí 6175 kJ, tj. 1475 kcal. Vaku je vybaven stabilním, sterilním a samouzavíracím portem. (B. Braun, b. r.)

Laboratorním měřením byla viskozita roztoku této výživy zjištěna přibližně o 60 % větší než viskozita roztoku fyziologického. Měření hodnot dynamických viskozit obou roztoků proběhlo na vibračním viskozimetru SV-10, viz obr. 8. Parametry tohoto viskozimetru spolu s postupem měření a výsledky jsou popsány v příloze B.



Obr. 8 Vibrační viskozimetr SV-10 (zdroj: autor)

Měření s roztokem o vyšší viskozitě bylo provedeno pouze při 8 hod. měření o třech opakováních s infuzní pumpou Infusomat P. Důvodem jsou vlastnosti a náležitosti užívání parenterální výživy v podobě komorových vaků. Jestliže je obsah komor smíchán, je nezbytné směs spotřebovat do 48 hodin. Po této době dochází k nezvratné degradaci živin a změně vlastností výživy. Měření vlivu vyšší viskozity roztoku s infuzní pumpou Agilia VP proto nebylo realizováno. Vzhledem k potřebné době měření 5 dní.

Zbylé parametry byly totožné jako při doporučených podmínkách. Tedy rychlost dávkování 50 ml/h a výška hladiny roztoku výživy 50 cm nad pumpou.

Měření při odlišných rychlostech dávkování

Na základě hodnoty 50 ml/h pro doporučené provozní podmínky byly určeny 2 testovací rychlosti. Rychlost průtoku 25 ml/h a 100 ml/h, při výšce umístění hladiny 50 cm.

Systém odečtu hodnot

Odečítání hodnot byl prováděno fyzicky v příslušných intervalech předpokládaných přírůstků objemu. Pro případy, kdy by se nepodařilo hodnoty fyzicky odečíst, a pro zajištění kontroly, byl sestaven záznamový systém. Byly pořízeny 3 kamery, IP kamera a 2 webkamery, jež snímaly oblast stupnice odměrného válce. Tento počet z důvodu vykrytí zorných úhlů, aby hodnoty ze stupnice bylo možné odečítat přesně. Celková scéna byla složena z obrazů ze všech kamer a zobrazena v rozhraní softwaru OBS Studio. Celý průběh infuze se nepřetržitě zaznamenával a pomocí této aplikace bylo vytvořen záznam v podobě videa. Zaznamenávání bylo spuštěno současně se začátkem infuze. Podoba záznamu je pro ilustraci na obr. 9.



Obr. 9 Rozložení záznamu videa v rozhraní aplikace OBS studio (zdroj: autor)

Měření probíhalo v období od druhé poloviny prosince roku 2021 do poloviny dubna 2022. Doba veškerých měření činila 91 dní. Před prvním měření s danou pumpou nejprve proběhlo odzkoušení provozu.

3.2.1 Měření s infuzní pumpou Infusomat[®] P a infuzními sety IntraFix[®] Safeset

Testování fyzikálních vlivů působících na infuzi bylo provedeno dílčím měřením o době trvání 8 hodin. A to z toho důvodu, že pro tuto dobu výrobce garantuje přesnost dávkování. Všechna dílčí měření provádíme se třemi opakováními. Opakování na sebe bezprostředně navazují. Působení jednoho vlivu je tedy sledováno celkově po dobu 24 hodin, s nezbytnými pauzami pro výměny setů po dílčím měření. Po celou dobu měření je sledována a regulována okolní teplota v místnosti.

Pro sledování přečerpaného objemu byl použit odměrný válec SIMAX[®] o objemu 500 ml se stupnicí po 10 ml. Při rychlosti 50 ml/h by za tuto dobu mělo přibýt právě 10 ml. Odečítání v rámci jednotlivých měření provádíme na stejném válci, jeho chyba odečtu tohoto válce je tak kompenzována. S výjimkou vlivu rychlostí, pro rychlost 25 ml/h válec o objemu 250 ml a pro rychlost 100 ml/h válec o objemu 1000 ml. Interval odečtu hodnot je 12 minut. To znamená dobu, za kterou by v odměrném válci měla přibýt 1/5 nastavené rychlosti průtoku. Z jednoho měření jsme získali 40 hodnot. Pro měření jednoho vlivu celkem 120 hodnot.

Tab. 1 Základní parametry volumetrické infuzní pumpy Infusomat[®] P (B. Braun Melsungen, 2017)

Parametry	Hodnoty
Typ čerpadla	Lineární peristaltické
Rozsah rychlosti	0,1 ... 999,9 ml/h
Objem	0,1 ... 9999,9 ml
Přesnost dávkování	± 5 %
Alarmy	Kapkový, tlakový, vzduchový
Napájení	AC 230 V, 50/60 Hz
Hmotnost	3,1 kg
Rozměry	140 x 240 x 200 mm

Tab. 2 Základní parametry infuzních setů IntraFix[®] Safeset (B. Braun Melsungen, 2017)

Parametry	Hodnoty
Typ infuzního setu	Standardní; pro přetlakovou infuzi
Materiál	PVC
Délka hadičky	180 cm
Průměr	3,0 x 4,1 mm

3.2.2 Měření s infuzní pumpou Fresenius Agilia® VP a infuzními sety VL ST00®

Zkoumání fyzikálních vlivů dílčími měřeními o době trvání 96 hodin byla testována infuzní pumpa Agilia® VP. Čas 96 hodin proto, že se jedná o maximální možnou dobu při dlouhodobém použití, po které musí být infuzní set nahrazen novým. Všechna měření provádíme o třech opakováních. Opakování na sebe bezprostředně navazují. Působení jednoho vlivu je sledováno celkově po dobu 288 hodin. Tedy 12 dní s nezbytnými pauzami pro výměny setů. Po celou dobu měření je sledována a regulována okolní teplota v místnosti.

Pro všechna měření byl použit odměrný válec SIMAX® o objemu 1000 ml se stupnicí po 20 ml. Chyba odečtu válce je tak kompenzována. Interval odečítání hodnot z odměrného válce byl stanoven na 1 hodinu. Za tuto dobu by se objem v odměrném válci měl zvýšit o zadanou hodnotu průtoku. Pro vlivy rychlostí byly testovány hodnoty průtoku 25 ml/h a 100 ml/h. Z jednoho měření jsme získali 96 hodnot. Pro měření jednoho vlivu celkem 288 hodnot.

Tab. 3 Základní parametry volumetrické infuzní pumpy Agilia® VP (Fresenius Kabi, 2017)

Parametry	Hodnoty
Typ čerpadla	Lineární peristaltické
Rozsah rychlostí průtoku	0,1 – 1500 ml/h
Objem	0,1 – 9999 ml
Přesnost dávkování	5 %
Alarmy	Kapkový, tlakový, vzduchový
Napájení	AC 230 V 50/60 Hz, DC 100 V
Hmotnost	2 kg
Rozměry	135 x 190 x 170 mm

Tab. 4 Základní parametry infuzních setů VL ST00® (Fresenius Kabi, 2022)

Parametry	Hodnoty
Typ infuzního setu	Dedikovaný; pro přetlakovou infuzi
Materiály	PVC, silikon
Délka hadičky	285 cm
Průměr	PVC – 3,0 x 4,1 mm; silikon – 3,41 x 5,11 mm

Část transportní hadičky tohoto setu je speciálně upravena pro založení do infuzní pumpy. Hlavní substancí je PVC, základací segment je vyroben se silikonu. Na rozdíl od PVC, je mechanicky odolnější a působením peristaltiky pumpy se deformuje elasticky. Je vhodný pro infuze trvající delší dobu, v řádu dní. Tyto sety s touto pumpou jsou používány na ARO odděleních a JIP.

3.3 Analýza výzkumných dat z měření s infuzní pumpou Infusomat® P a infuzními sety IntraFix® Safeset

Rychlost průtoku, nastavená na hodnotu 50 ml/h, platí pro:

- Měření za doporučených podmínek,
- Měření při teplotě roztoku 40 °C,
- Měření s roztokem o vyšší viskozitě,
- Měření při výšce hladiny roztoku 1,5 m,
- Měření při výšce hladiny roztoku -0,5 m.

Hodnoty byly odečítány v intervalu 12 minut. Pro rychlost 50 ml/h činí ideální přírůstek za 12 min 10 ml. Při době trvání jednoho měření 8 hodin předpokládáme koncový přečerpaný objem v ideálním případě 400 ml. Obdobně postupujeme v rámci měření s rychlostmi průtoku 25 ml/h a 100 ml/h. Při měření za rychlosti dávkování 25 ml/h očekáváme přírůstky 5 ml za 12 minut a koncový objem 200 ml. Pro rychlost 100 ml/h koncový objem 800 ml a ideální dílčí přírůstky 20 ml za 12 minut. Přepočtem podle následujícího vzorce, kde za x dosadíme přírůstek za 12 min, byly stanoveny hodnoty dílčích průtoků vztažených k nastavené hodnotě rychlosti průtoku

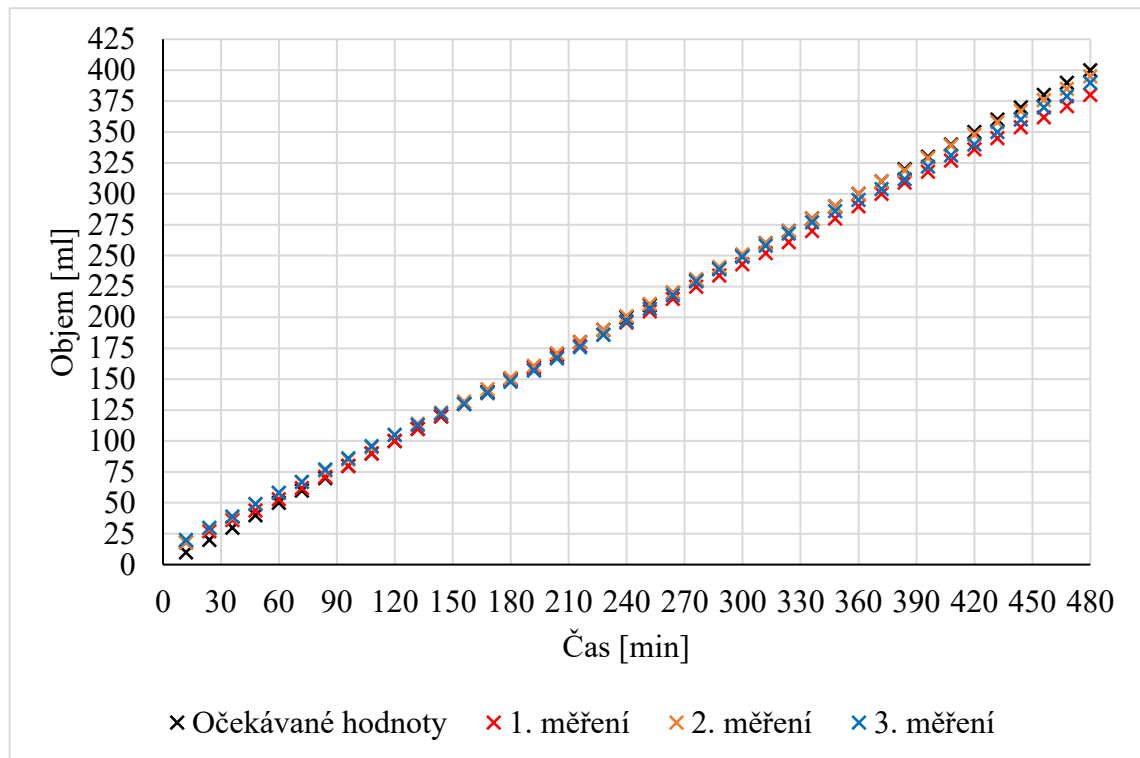
$$\text{dílčí průtok} = \frac{x}{12} \cdot 60 \left[\frac{ml}{h} \right] \quad (21)$$

Ke každému měření jsou k dispozici 2 grafy. Na obou grafech jsou dohromady znázorněna všechna 3 opakování příslušného měření. Na prvním grafu v pořadí je možné pozorovat postupný přírůstek objemu v závislosti na čase. V následujícím grafu je vykreslen dílčí průtok v příslušném intervalu. Grafy jsou barevně sjednoceny. Ve všech případech jsou křivky pro první měření červeně, druhé opakování oranžově a pro třetí opakování modře.

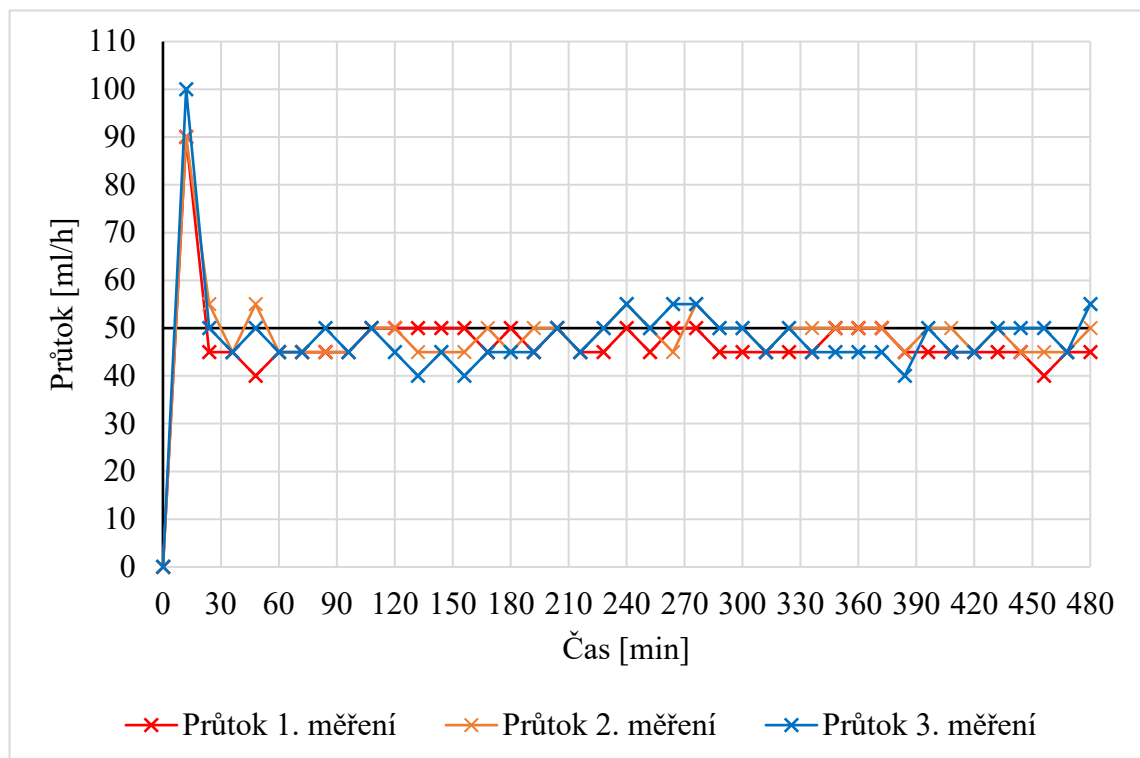
Tabulky s hodnotami dílčích průtoků a příslušnými odchylkami jsou k dispozici v příloze C. Stejně jako tabulky s hodnotami koncových objemů. Průměrné odchylky všech měření

jsou přehledně k dispozici i v příslušné části kapitoly 3.5 Analýza výzkumných cílů předpokladů. Na grafech dílčích průtoků je z prvních hodnot patrné, že infuzní pumpy

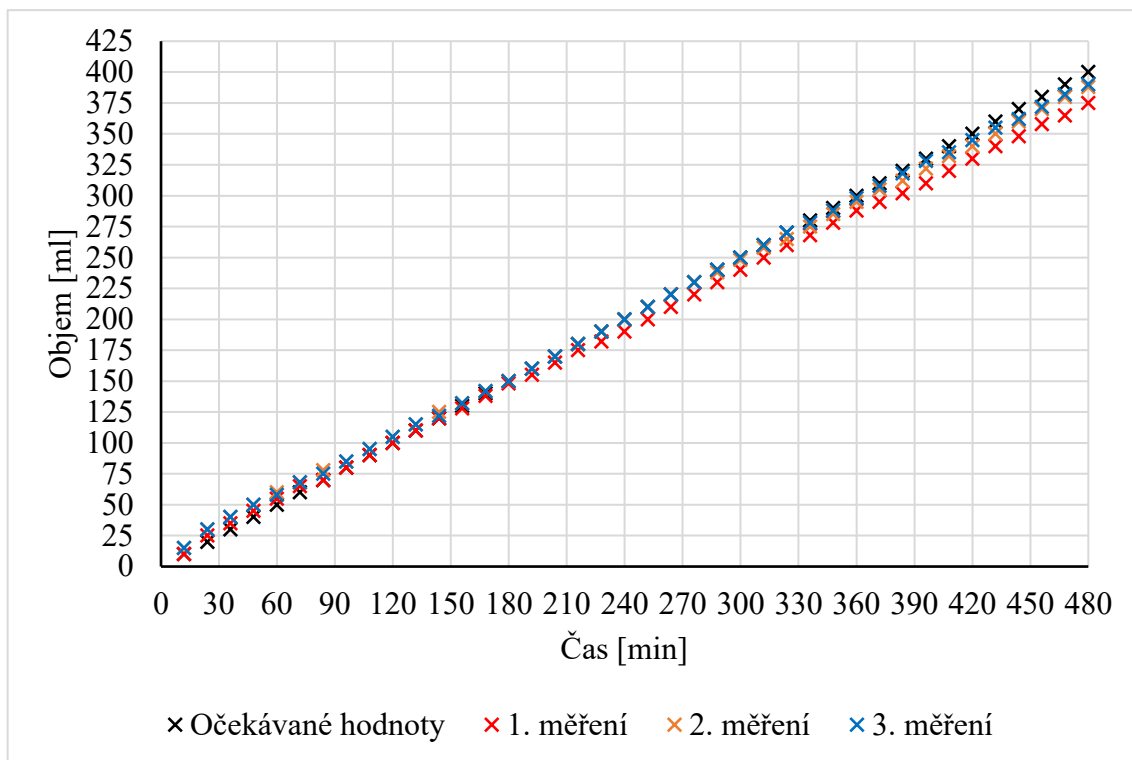
nezačnou v prvních minutách infuze dávkovat roztoky podle nastaveného režimu infuze. V této době dochází k ustálení a přizpůsobení na nastavených hodnotách.



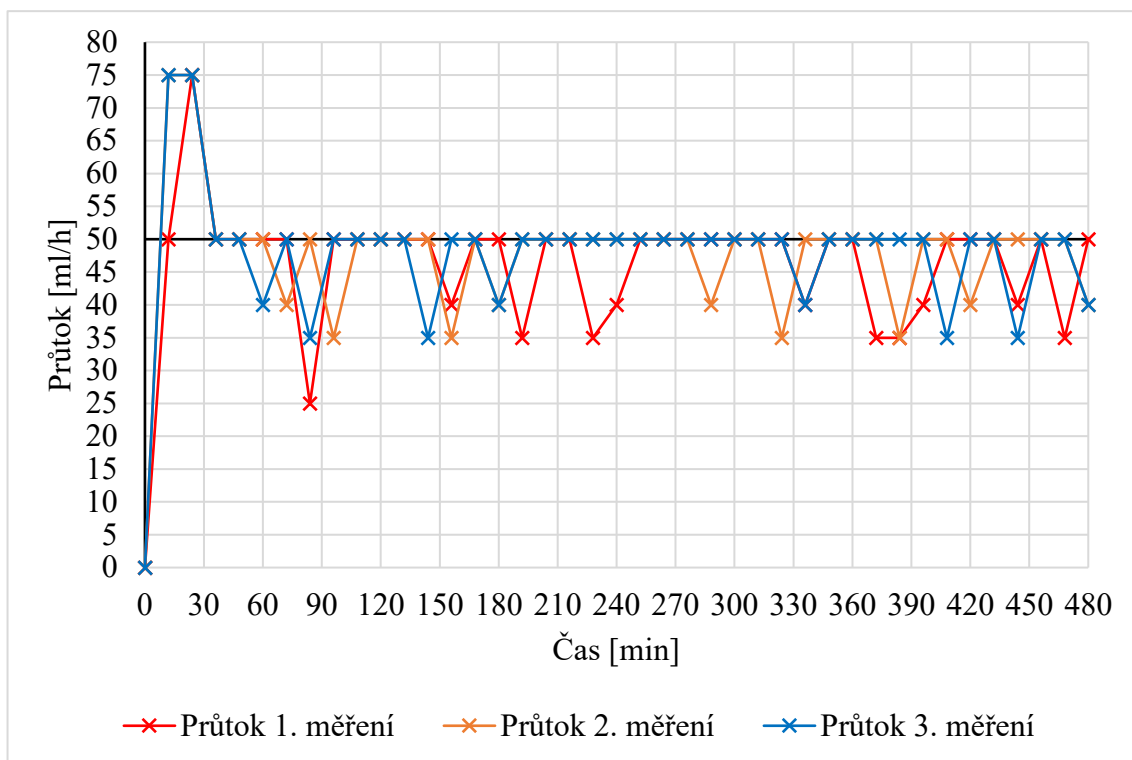
Graf 1 Postupný přírůstek objemu při měření za doporučených podmínek



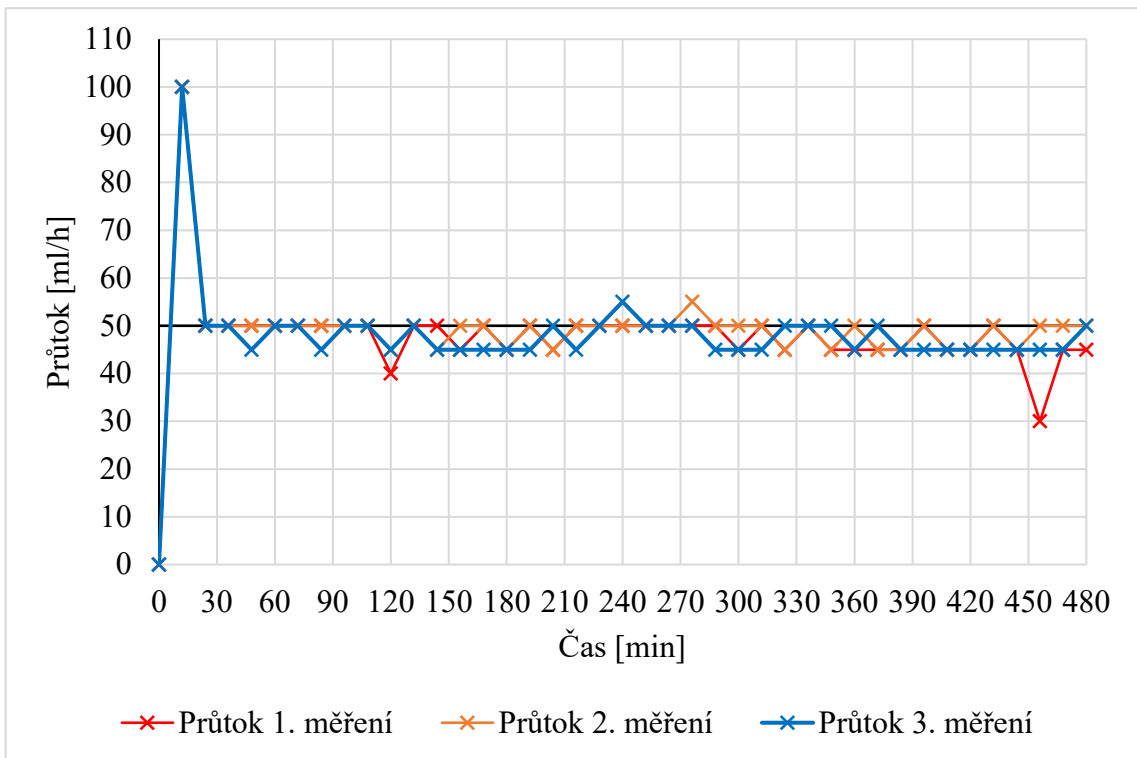
Graf 2 Dílčí průtok za 12 min při měření za doporučených podmínek



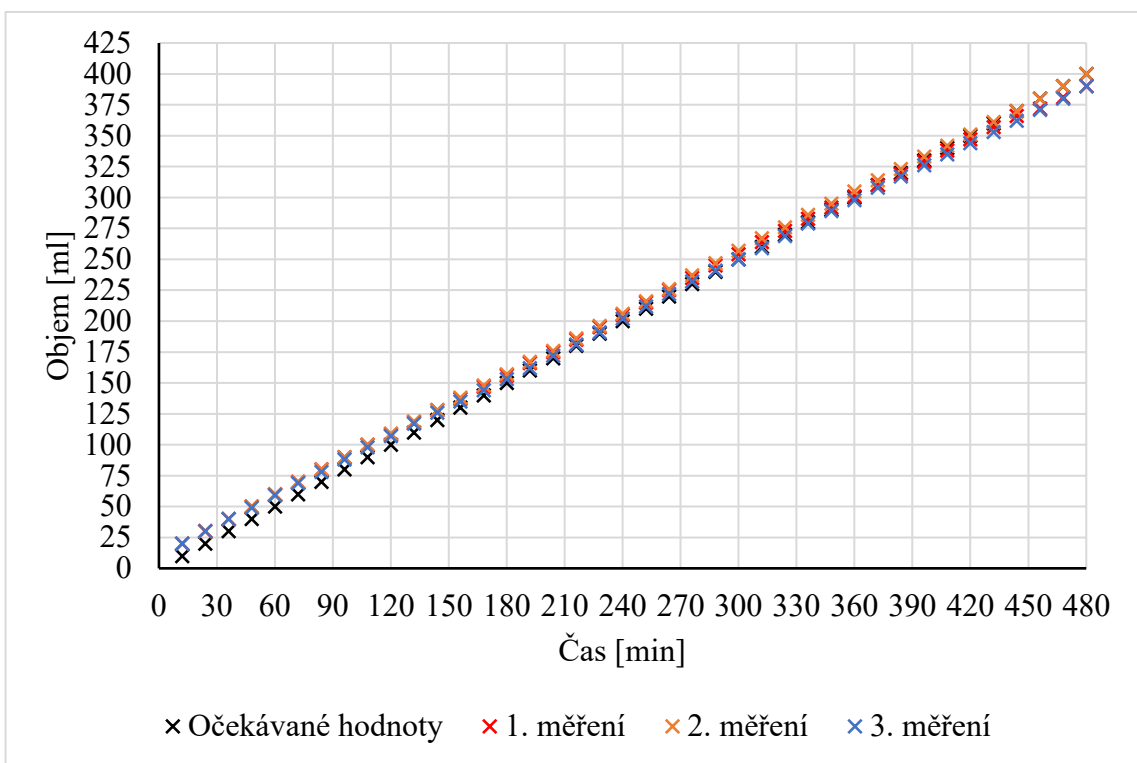
Graf 3 Postupný přírůstek objemu při měření s roztokem o teplotě 40 °C



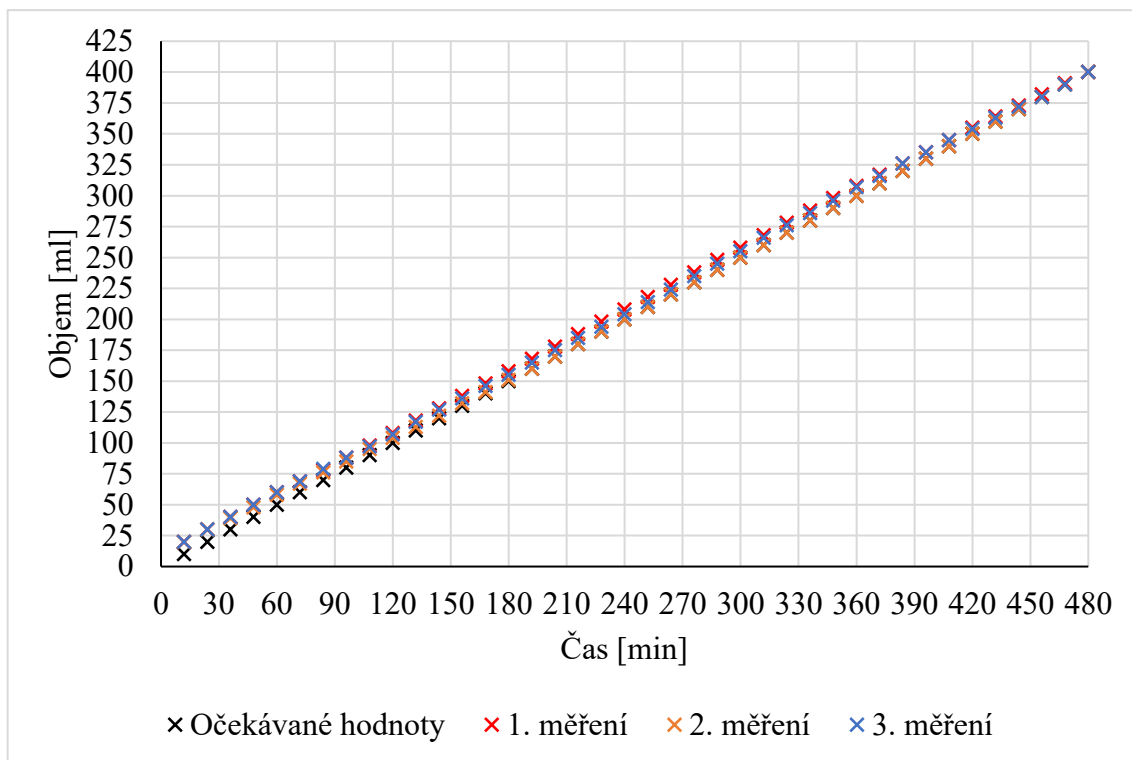
Graf 4 Dílčí průtok za 12 min při měření s roztokem o teplotě 40 °C



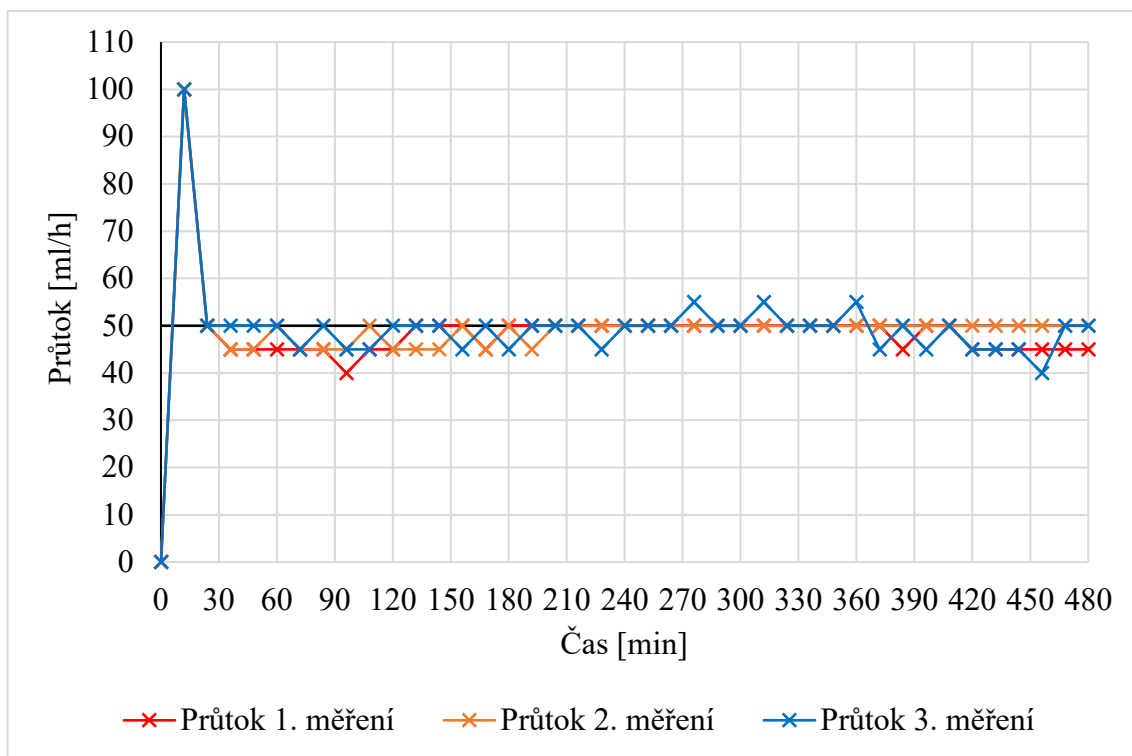
Graf 5 Postupný přírůstek objemu při měření s roztokem o vyšší viskozitě



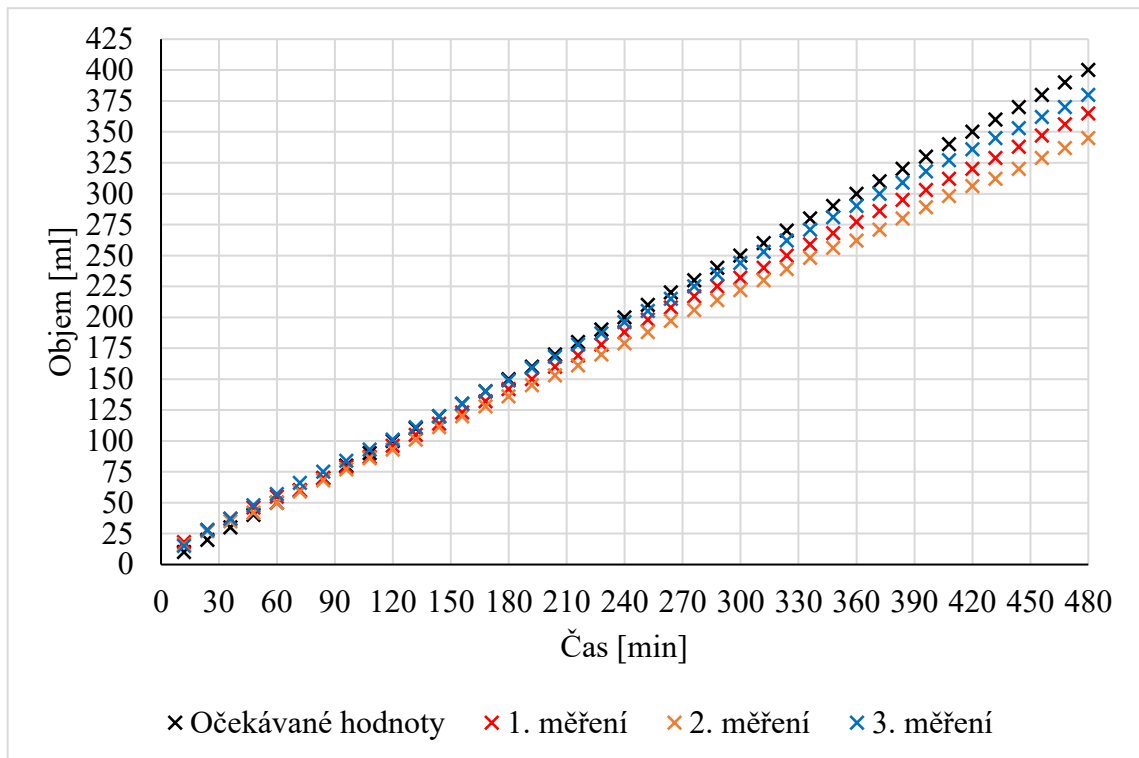
Graf 6 Dílčí průtok za 12 min při měření s roztokem o vyšší viskozitě



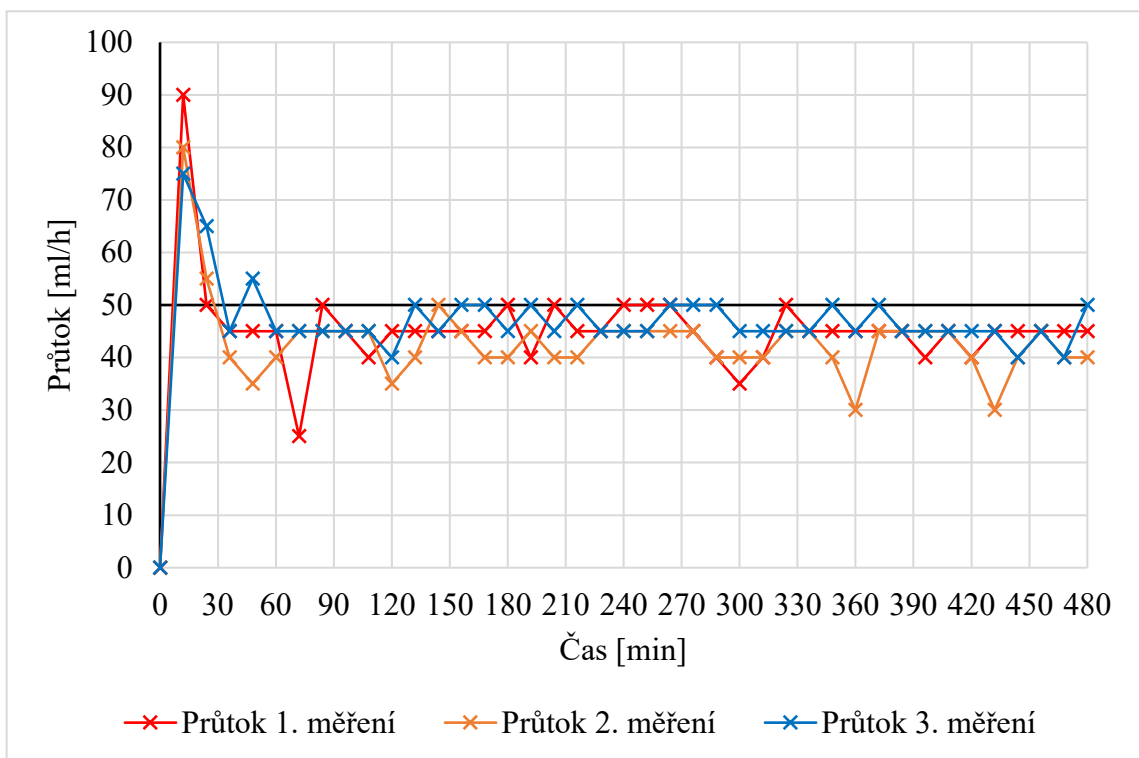
Graf 7 Postupný přírůstek objemu při měření při výšce umístění hladiny infuzního roztoku 1,5 m nad infuzní pumpou



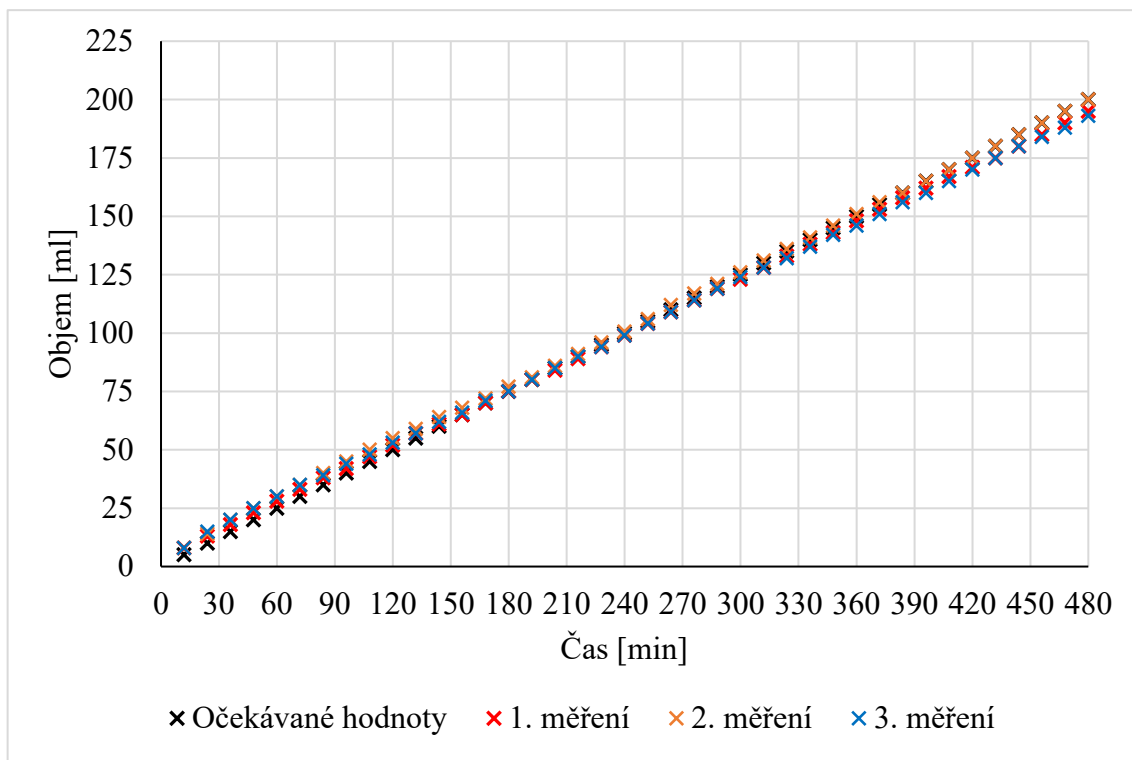
Graf 8 Dílčí průtok za 12 min při měření s výškou umístění hladiny infuzního roztoku 1,5 m nad infuzní pumpou



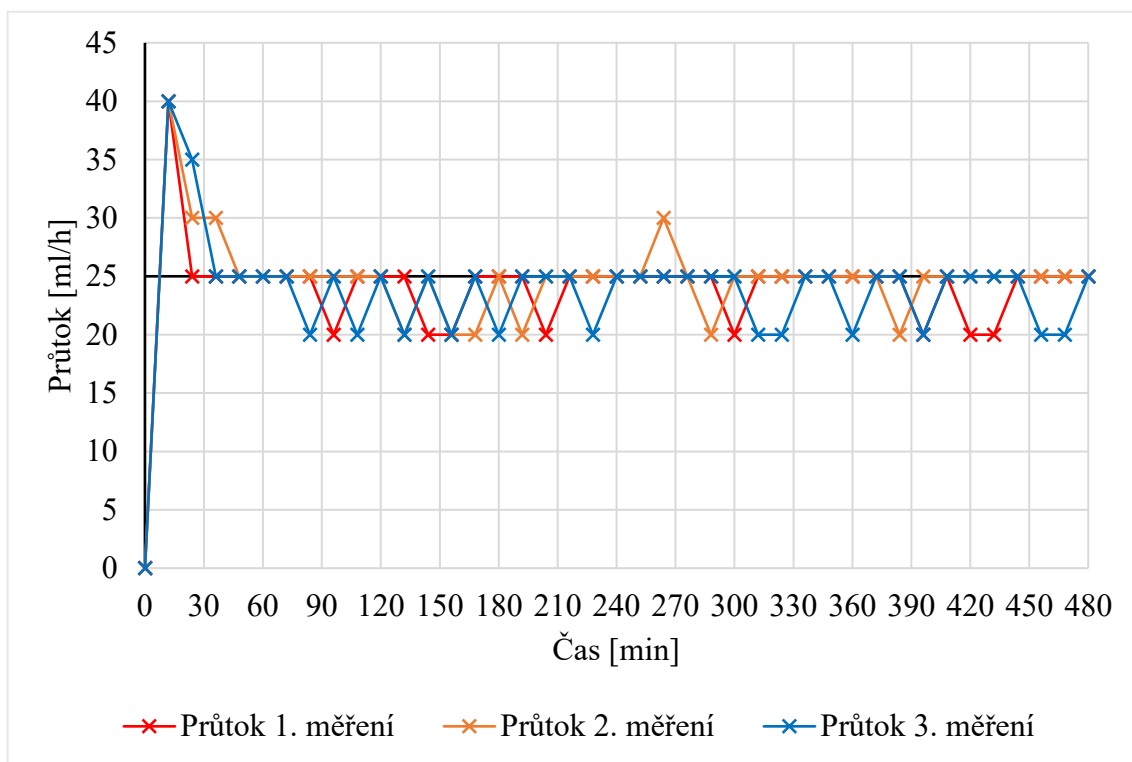
Graf 9 Postupný přírůstek objemu při měření při výšce umístění hladiny infuzního roztoku -0,5 m pod infuzní pumpou



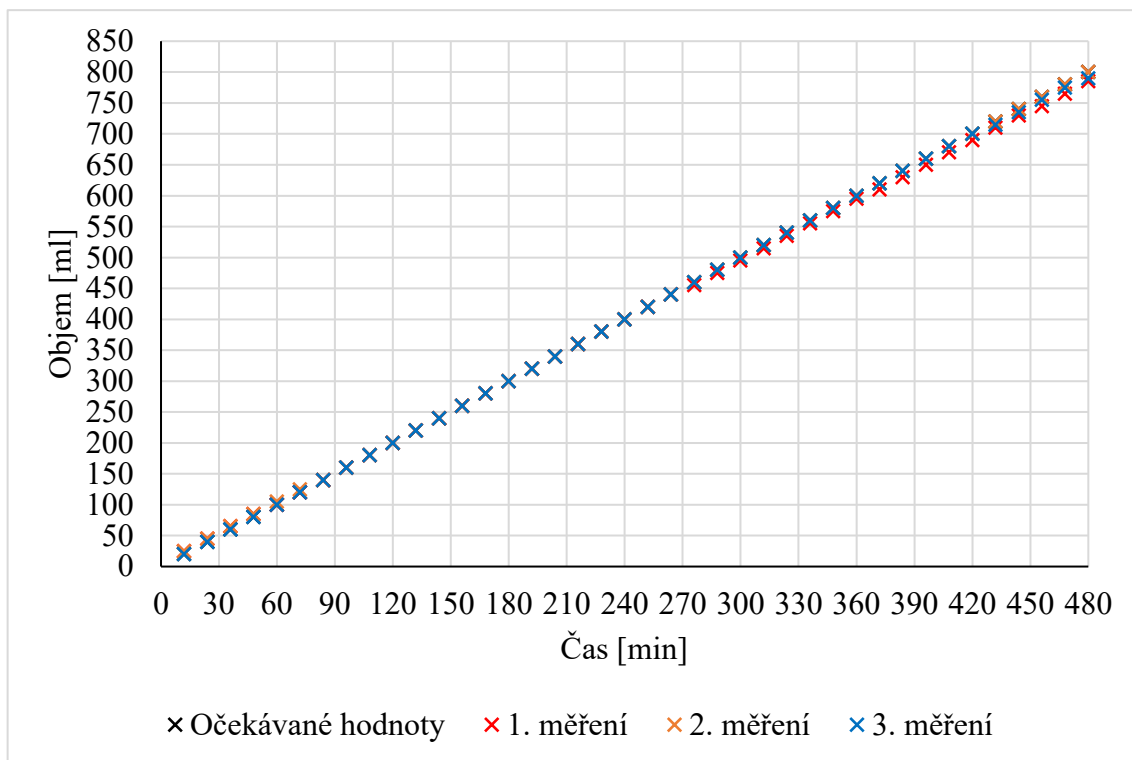
Graf 10 Dílčí průtok za 12 min při měření s umístěním hladiny infuzního roztoku -0,5 m pod infuzní pumpou



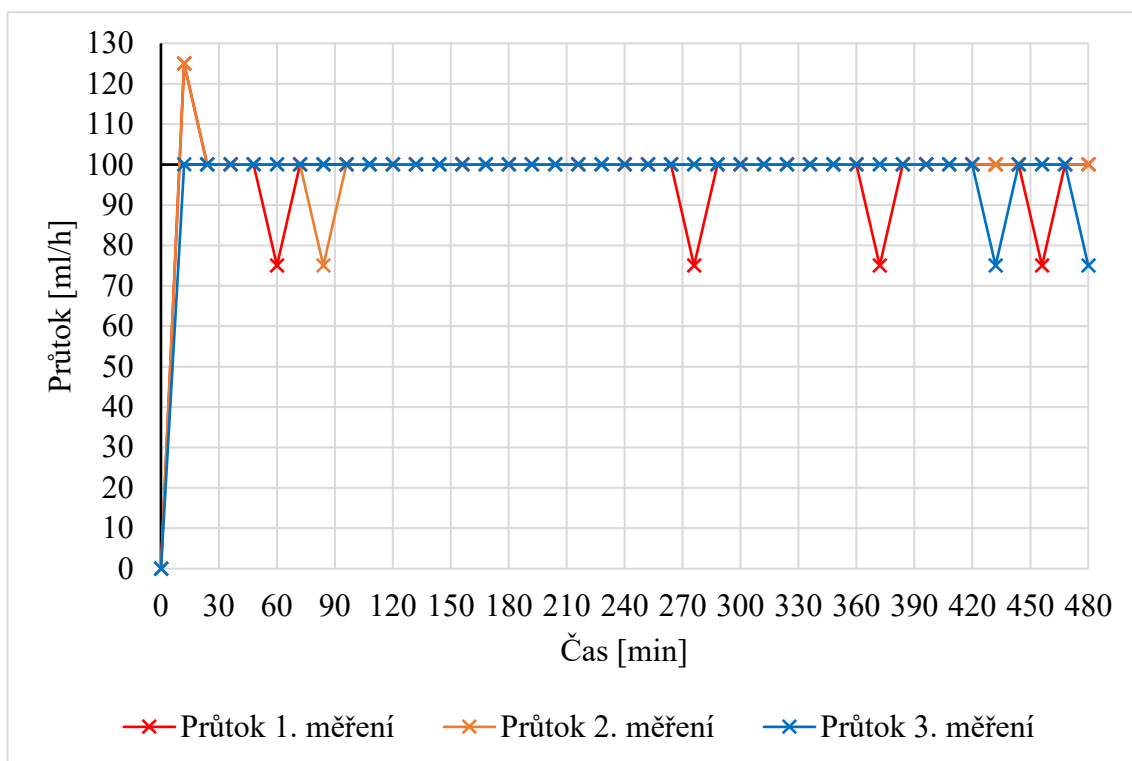
Graf 11 Postupný přírůstek objemu měření při rychlosti dávkování 25 ml/h



Graf 12 Dílčí průtok za 12 min měření za rychlosti dávkování 25 ml/h



Graf 13 Postupný přírůstek objemu měření při rychlosti dávkování 100 ml/h



Graf 14 Dílčí průtok za 12 minut měření za rychlosti dávkování 100 ml/h

3.4 Analýza výzkumných dat z měření s infuzní pumpou Fresenius Agilia® VP a infuzními sety VL ST00®

Rychlost průtoku, nastavená na hodnotu 50 ml/h, platí pro:

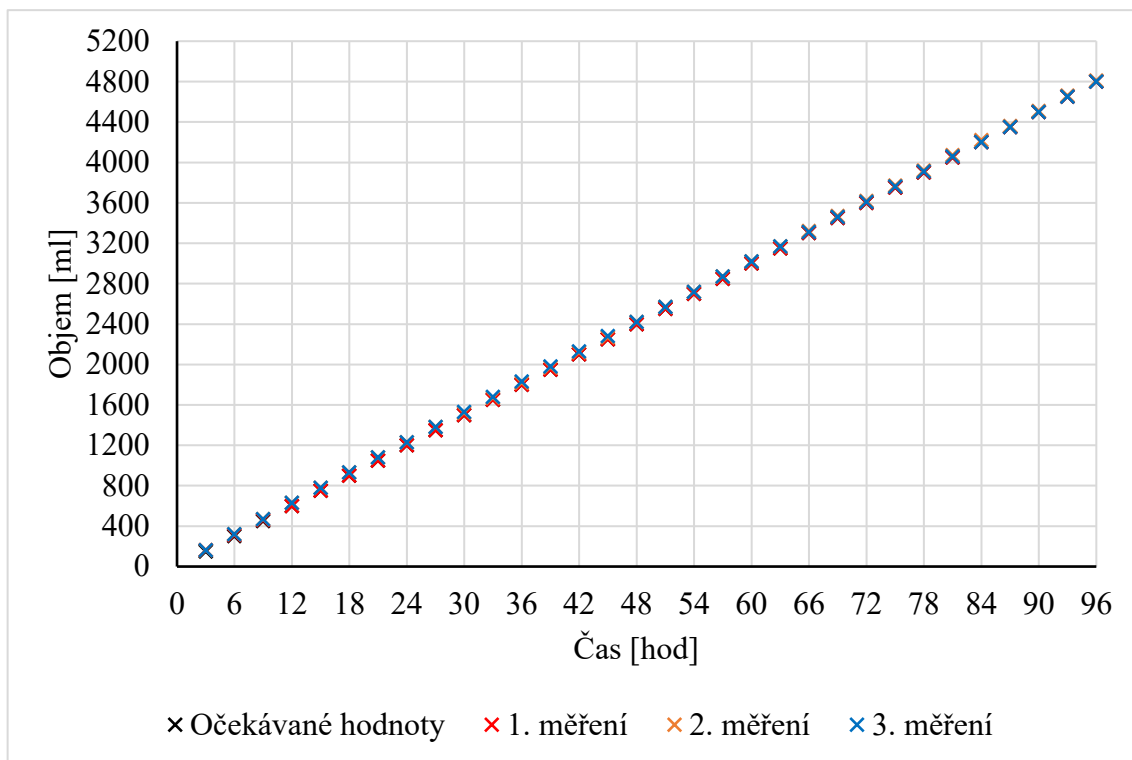
- Měření za doporučených podmínek,
- Měření při teplotě roztoku 40 °C,
- Měření při výšce hladiny roztoku 1,2 m,
- Měření při výšce hladiny roztoku -0,5 m.

Při době trvání jednoho měření 96 hodin předpokládáme koncový objem v ideálním případě 4800 ml. Pro rychlosti dávkování 25 ml/h, koncovou hodnotu 2400 ml a pro rychlost 100 ml/h 9600 ml. Dílčí průtoky by v ideálním případě měly odpovídat velikosti nastavené rychlosti průtoku. Výška 1,5 m nemohla být dosažena z důvodu délky napájecí části infuzního setu VL ST00®. Měření tak proběhlo s maximální dosažitelnou výškou 1,2 m, kdy žádný úsek setu nebyl nijak stlačen, ani příliš natažen.

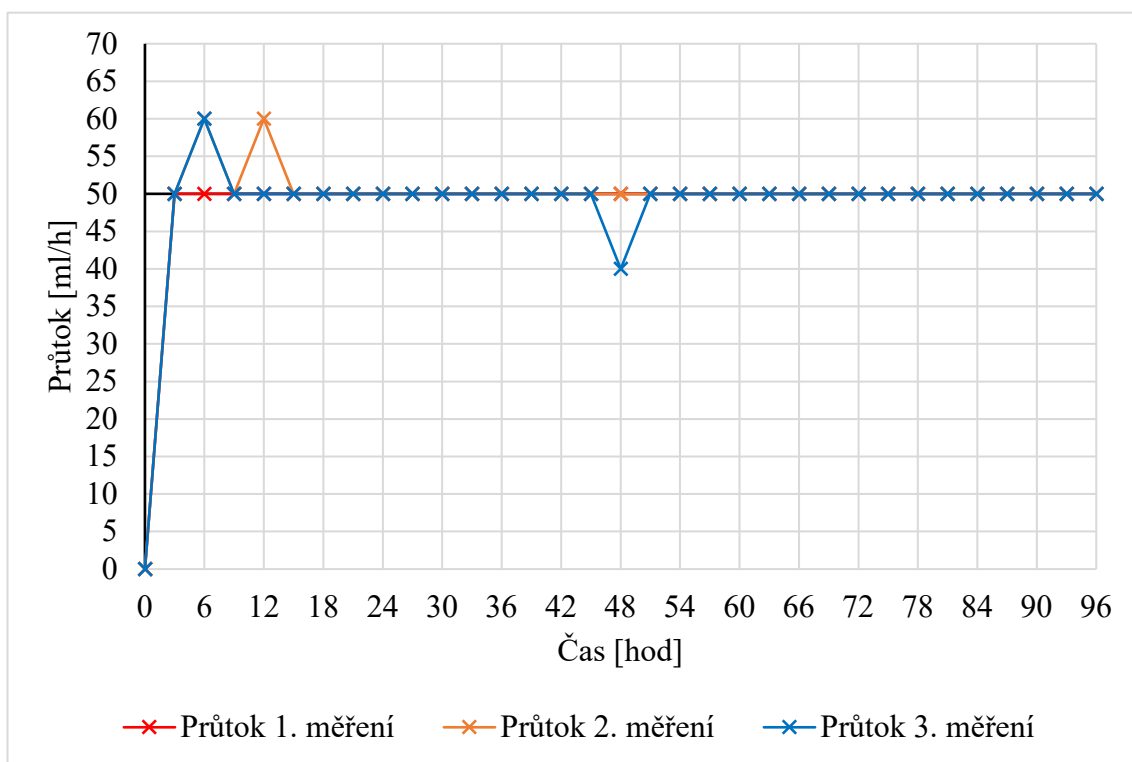
Ke každému měření jsou uvedeny 2 grafy. Na obou grafech jsou dohromady znázorněna všechna 3 opakování příslušného měření. Celkově, při délce trvání jednoho měření 96 hodin, bylo zaznamenáno 288 hodnot. Hodnoty byly odečítány v intervalu 1 hodiny. Z důvodu lepšího rozlišení grafů v rámci tohoto textu jsou vyneseny hodnoty pro každé 3 hodiny. Pro jedno opakování je tak zobrazeno 32 hodnot v průběhu 96 hodin. První graf v pořadí znázorňuje postupný přírůstek objemu v závislosti na čase. Na následujícím grafu je vykreslen průběh dílčího průtoku. Grafy jsou barevně sjednoceny. Ve všech případech jsou křivky pro první měření červeně, druhé opakování oranžově a pro třetí opakování modře.

Tabulky s hodnotami dílčích průtoků a příslušnými odchylkami se nachází v příloze D. Obdobně jako grafy obsahují pouze hodnoty v intervalu 3 hod. Průměrné dílčí průtoky a průměrné odchylky v tabulkách jsou uvedeny pro celková data měření. V příloze jsou rovněž tabulky s hodnotami koncových objemů všech měření. Průměrné odchylky všech měření jsou přehledně k dispozici i v příslušné části kapitoly 3.5 Analýza výzkumných cílů předpokladů.

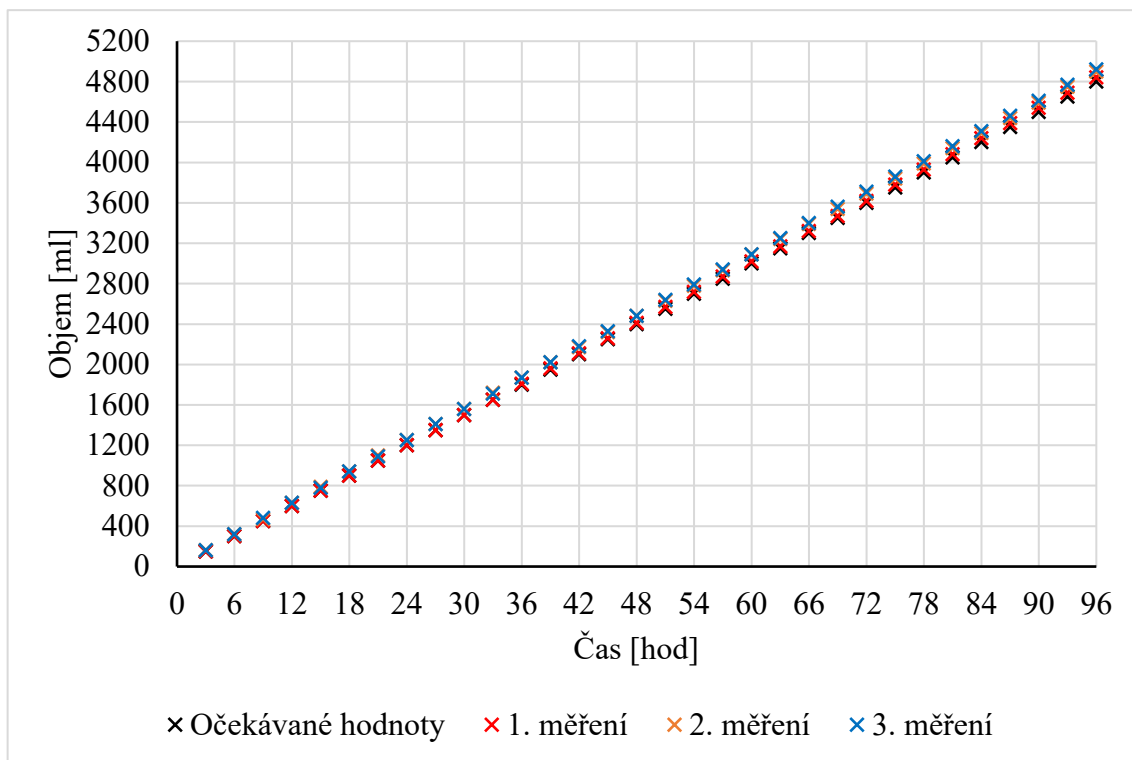
Kompletní grafy a tabulky v intervalech 1 hod se nachází na přiloženém CD.



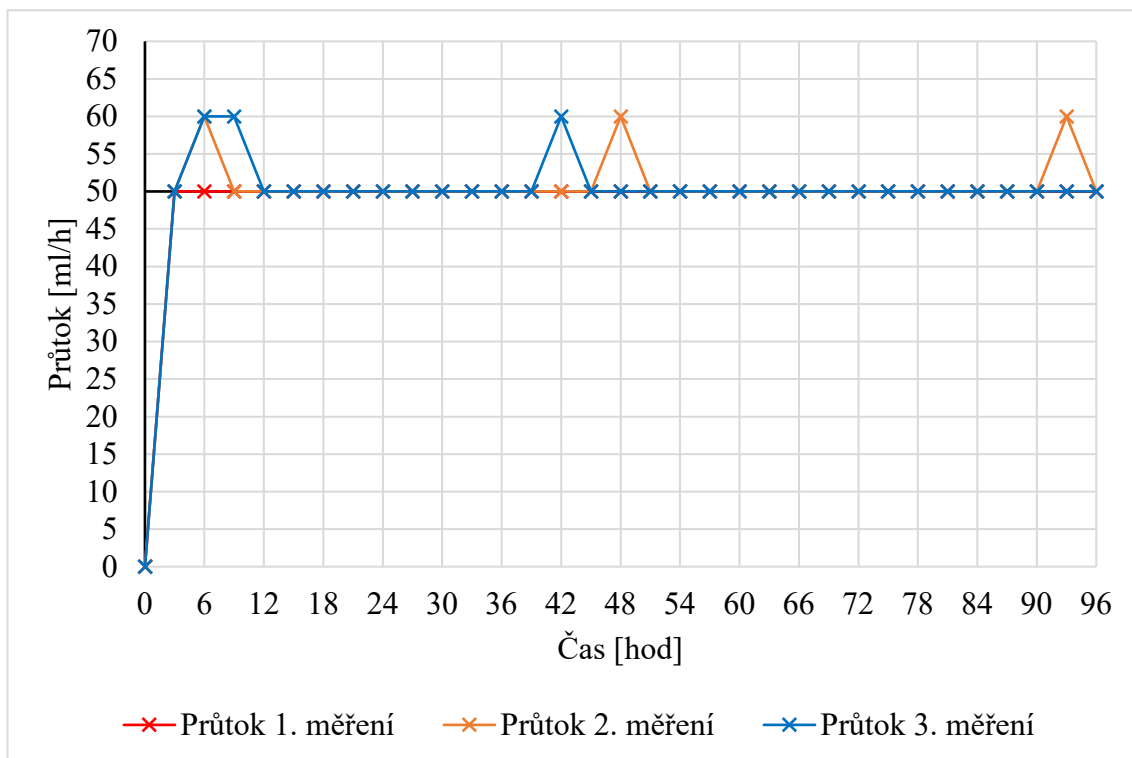
Graf 15 Postupný přírůstek objemu při za doporučených provozních podmínek



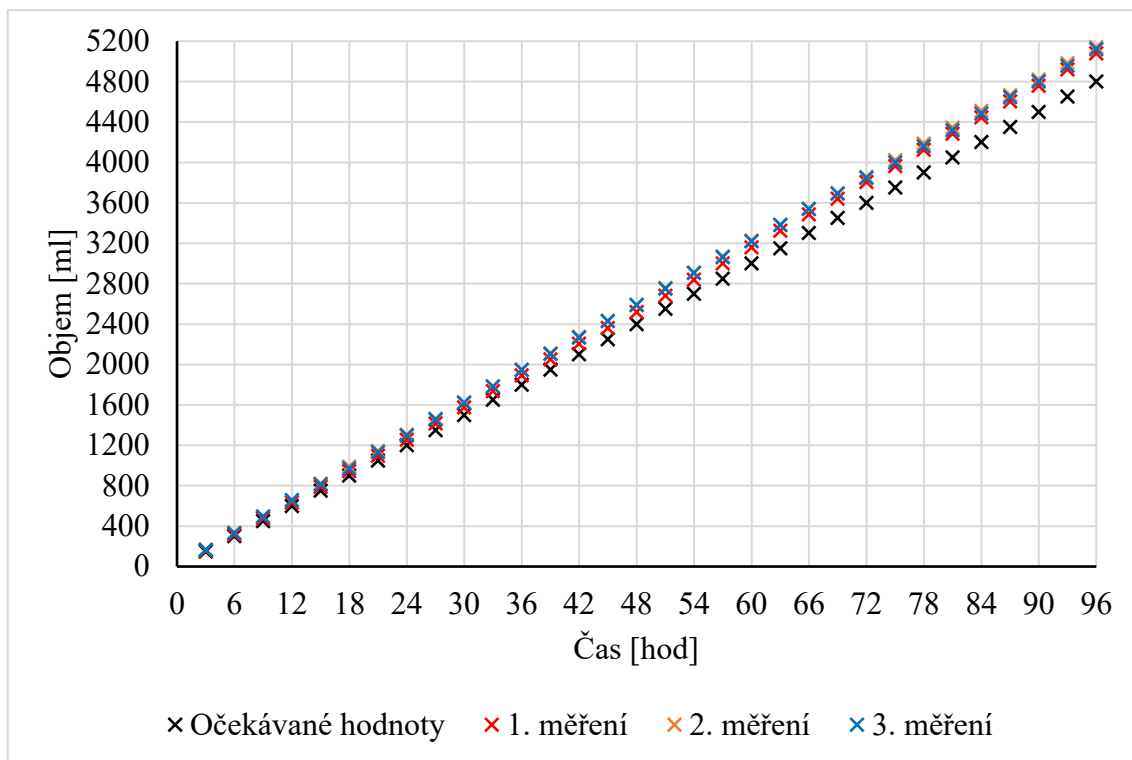
Graf 16 Dílčí hodinový průtok při měření za doporučených provozních podmínek



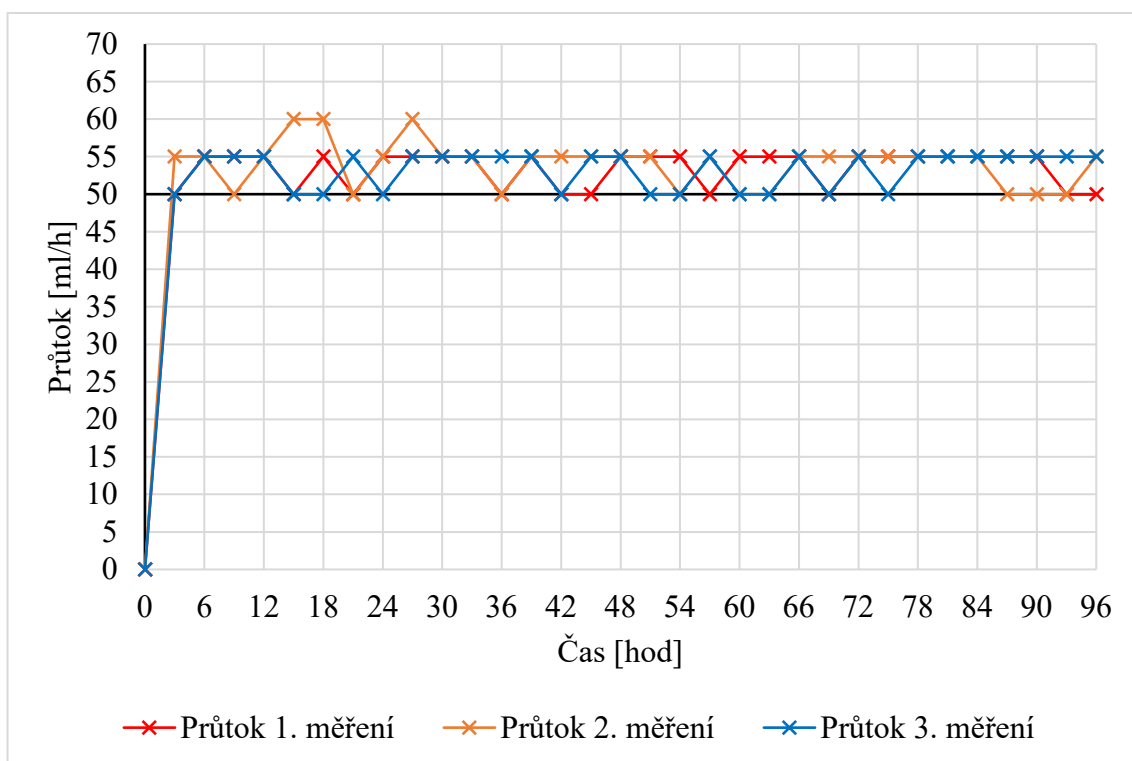
Graf 17 Postupný přírůstek objemu při měření s roztokem o teplotě 40 °C



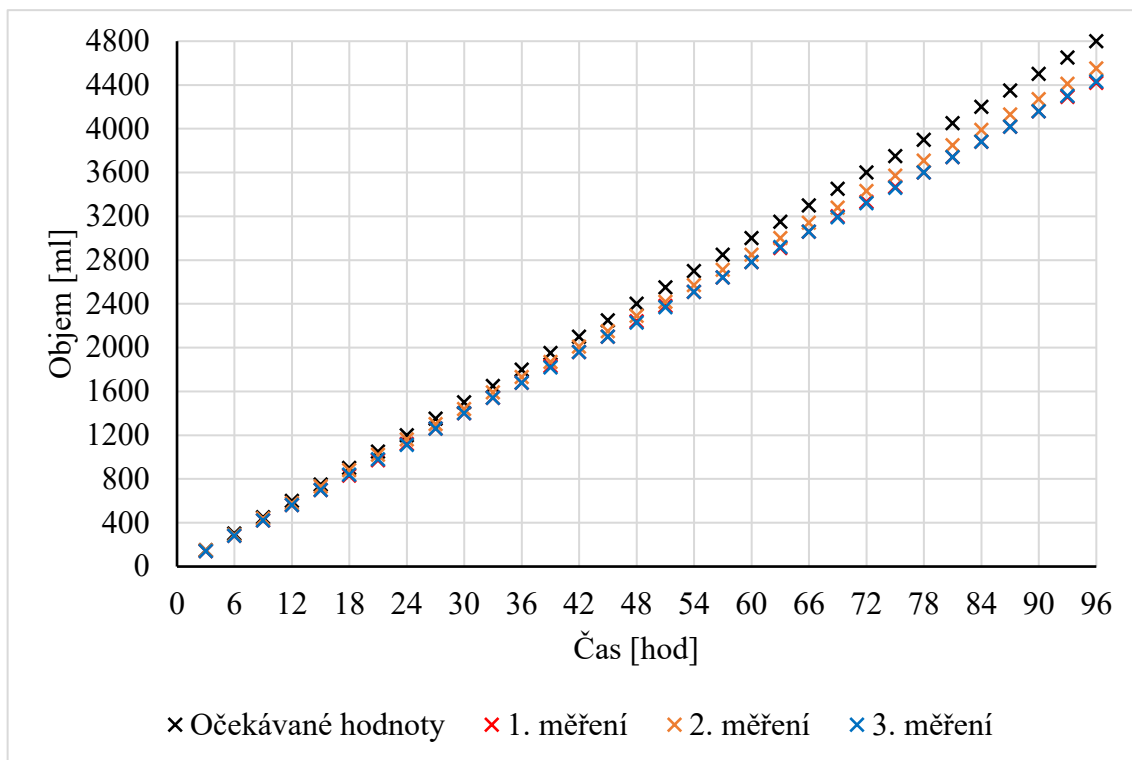
Graf 18 Dílčí hodinový průtok při měření s roztokem o teplotě 40 °C



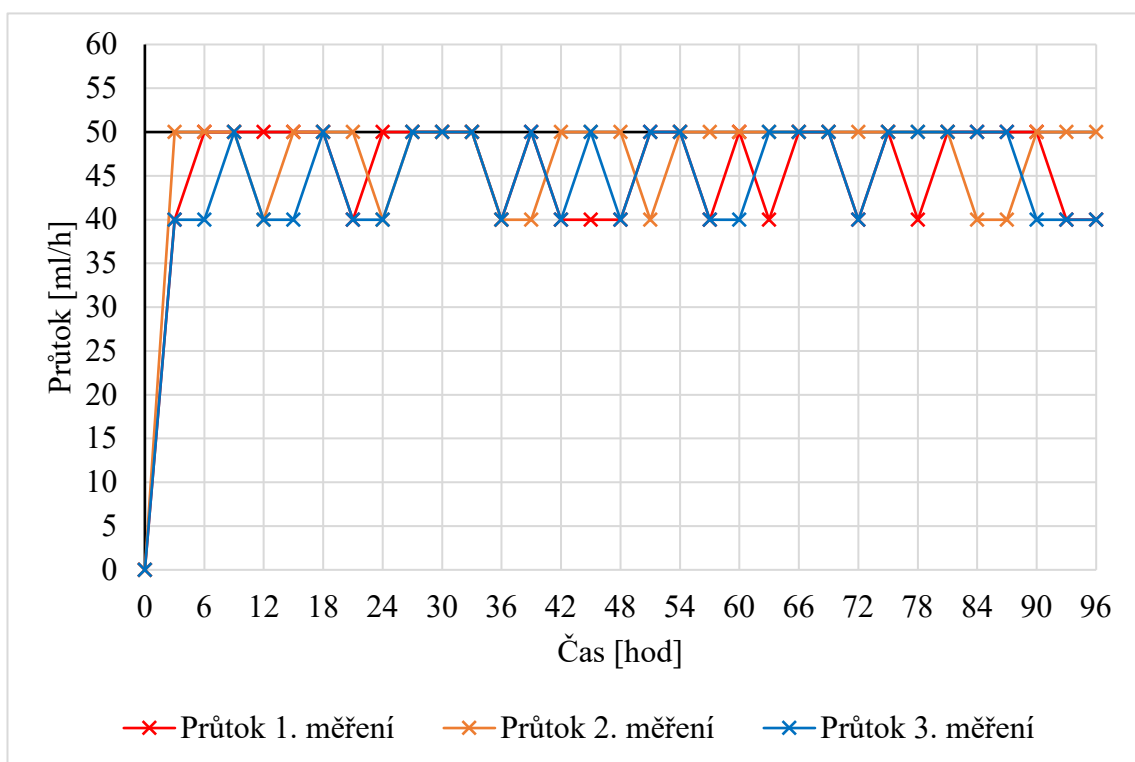
Graf 19 Postupný přírůstek objemu při měření za výšky umístění hladiny infuzního roztoku 1,2 m



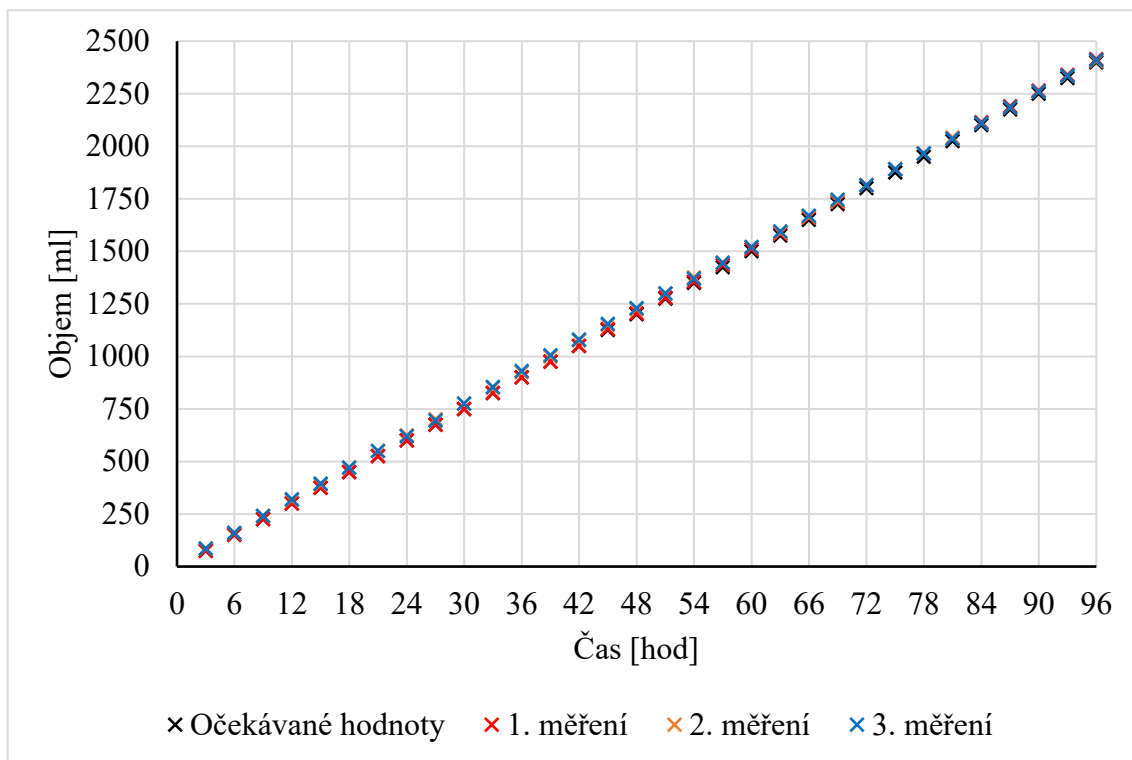
Graf 20 Dílčí hodinový průtok při měření za výšky umístění hladiny infuzního roztoku 1,2 m



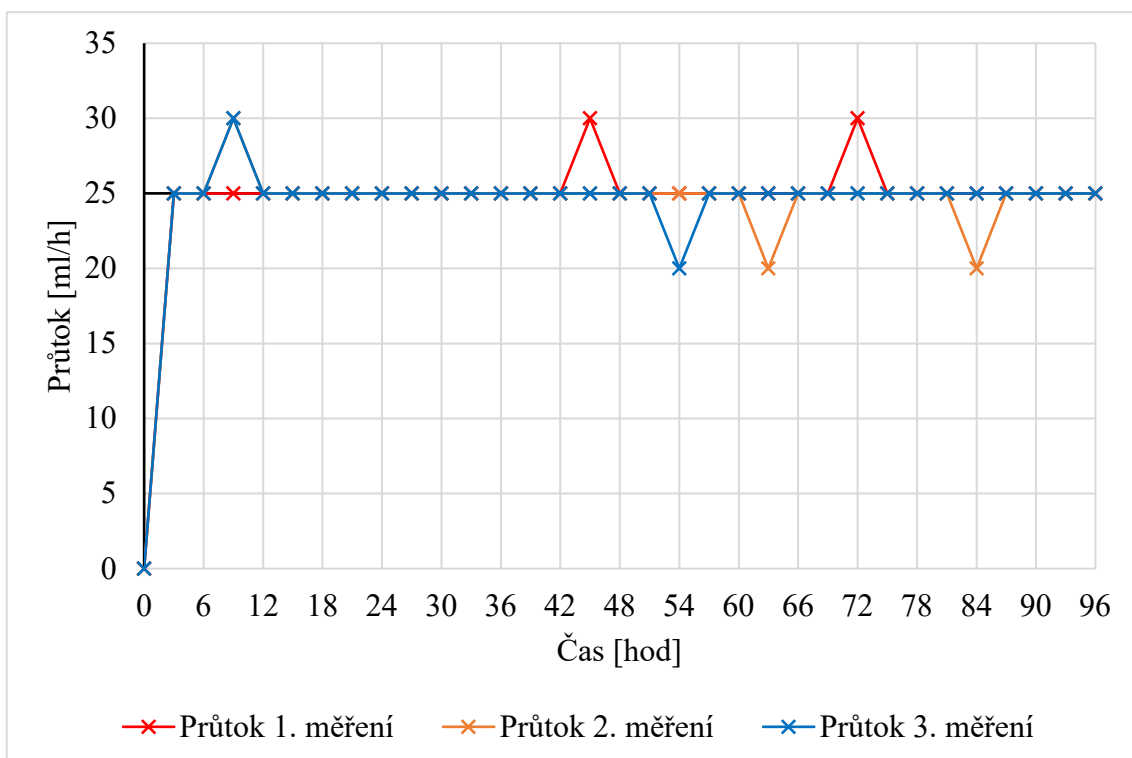
Graf 21 Postupný přírůstek objemu při měření za výšky umístění hladiny infuzního roztoku 0,5 m pod úrovní pumpy



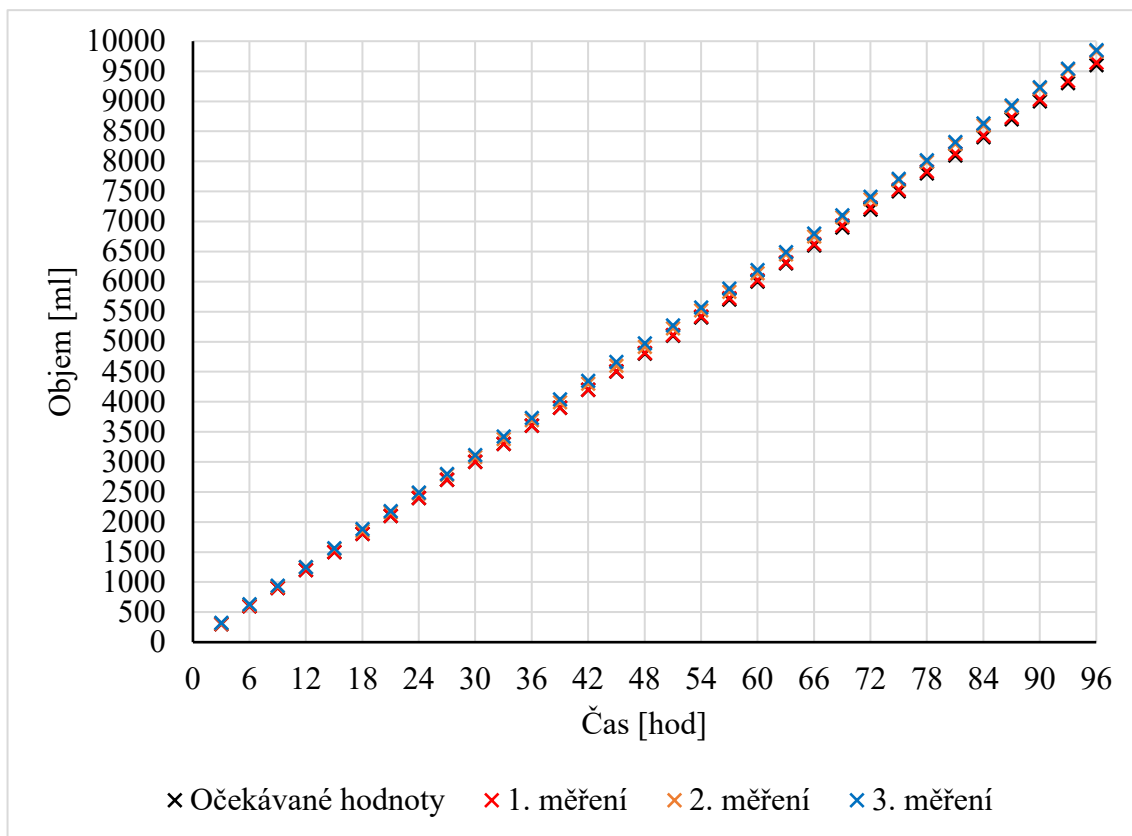
Graf 22 Dílčí průtok při měření za výšky umístění hladiny infuzního roztoku 0,5 m pod úrovní pumpy



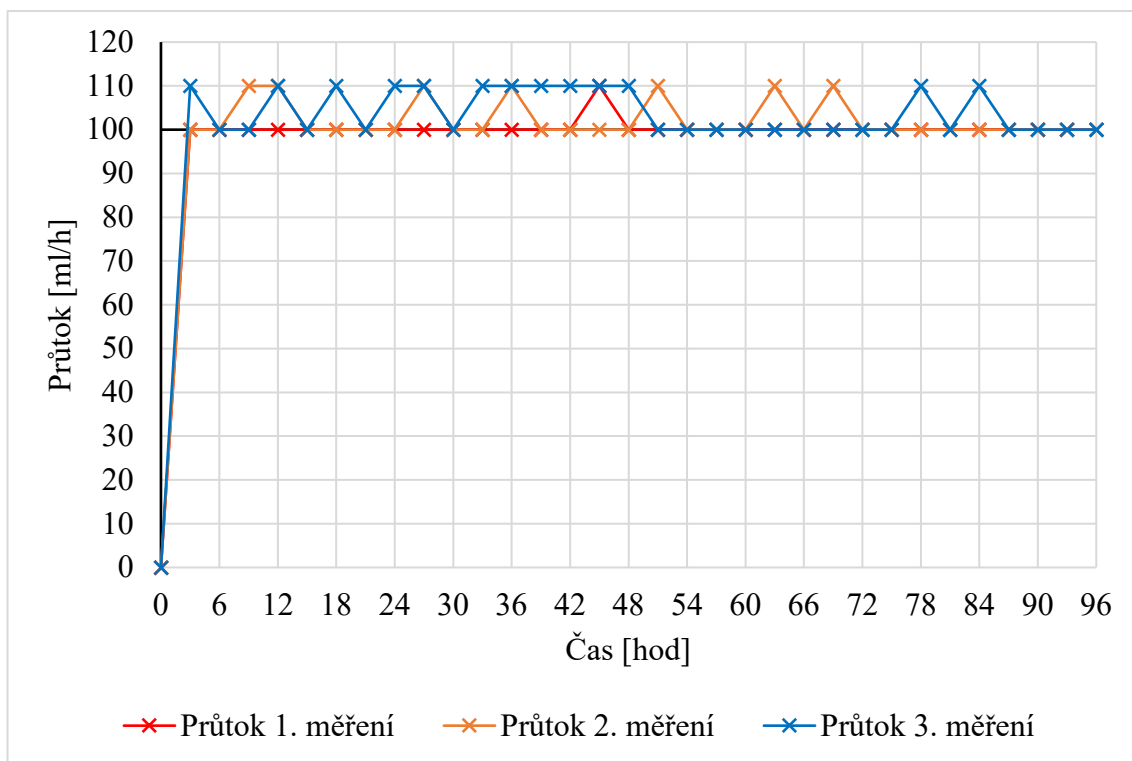
Graf 23 Postupný přírůstek objemu při měření s rychlostí průtoku 25 ml/h



Graf 24 Dílčí průtok při rychlosti průtoku 25 ml/h



Graf 25 Postupný přírůstek objemu při měření s rychlostí průtoku 100 ml/h



Graf 26 Dílčí průtok při měření s rychlostí průtoku 100 ml/h

3.5 Analýza výzkumných cílů a předpokladů

Pro vyhodnocení výzkumných dat z hlediska vlivu působení fyzikálních vlivů na průběh infuzí je nutné provést statistické vyhodnocení. Jako vzorky dat bereme hodnoty dílčích rychlostí průtoku.

Porovnáváme 2 nezávislé vzorky dat, z nichž jeden vzorek jsou pokaždé data z měření za doporučených provozních podmínek. Druhým vzorkem jsou data získaná z měření daného fyzikálního vlivu.

Nejprve je nezbytné ověřit, zda jednotlivé vzorky dat mají normální rozdělení. Normální rozdělení je rozdělením hustoty pravděpodobnosti hodnot náhodné veličiny. Jedná se o Gaussovo rozdělení, kdy největší hustotu pravděpodobnosti výsledku mají hodnoty v blízkosti střední hodnoty vzorku (s malým rozptylem). Ověření normality provedeme pomocí D'Agostino Omnibus testu. Ten je založen na hodnocení koeficientů šikmosti a špičatosti vzorku.

Jestliže vzorky dat mají normální rozdělení, použijeme pro ověření platnosti statistické (nulové) hypotézy parametrický test. V tomto případě máme dva nezávislé vzorky, jejichž významnost rozdílu porovnáváme, použijeme nepárový t-test. Pokud není splněna podmínka normálního rozdělení dat, zamítáme nulovou hypotézu testu normality dat. Přistupujeme k použití neparametrických testů. Neparametrickou obdobou nepárového t-testu je Mann-Whitney test.

Mann-Whitney test je neparametrickým testem významnosti rozdílu mezi distribucemi dvou nezávislých vzorků. Nulová hypotéza testu předpokládá, že porovnávané vzorky mají totéž rozdělení pravděpodobnosti. Test ověřuje, zda vzorky mají shodný medián. Analýzu pomocí Mann-Whitney testu provedeme pomocí webových stránek VassarStats, dostupné z: <http://vassarstats.net>

Vzorkem jsou veškeré hodnoty ze všech tří opakování. V případě měření s infuzní pumpou Infusomat P a infuzními sety IntraFix® SafeSet jsme získali z měření jednoho vlivu 3krát 40 hodnot. Velikost jednoho vzorku činí 120 hodnot.

Z měření s infuzní pumpou Agilia® VP a sety VL ST00®. Obdobně porovnáme dva vzorky, složené z dat ze všech opakování. Jedno měření obsahuje 96 hodnot, jeden vzorek tedy obsahuje 288 hodnot.

Na základě p-hodnot, získaných z Mann-Whitney testů určíme platnost statistických (nulových hypotéz), případně platnost alternativních hypotéz.

Formulace nulových hypotéz, je pro příslušné fyzikální vlivy analogická. A sice, hodnoty dílčích průtoků měření za působení fyzikálního vlivu se neliší od hodnot dílčích průtoků za doporučených provozních podmínek. Za slovní spojení „působení fyzikálního vlivu“ dosadíme konkrétní zkoumané vlivy. Tedy vyšší teplotu infuzního roztoku, vyšší viskozitu infuzního roztoku a výšky umístění volné hladiny infuzního roztoku 1,5 m, resp. 1,2 m, a -0,5 m.

Hladina významnosti hypotéz je 5 %. Pakliže na této hladině významnosti nemůžeme nulovou hypotézu zamítnout, závěr zní, že se pro srovnávaná měření nepodařil prokázat jejich rozdíl.

Jestliže nulovou hypotézu zamítáme, přijímáme hypotézu alternativní. A to hypotézu alternativní oboustrannou, jejíž znění je následující: Přesnost dávkování za působení fyzikálního vlivu je jiná než přesnost dávkování za doporučených provozních podmínek.

Přesnost rychlosti průtoku

Druhou částí je zhodnocení odchylek přesnosti rychlosti průtoku. Sledujeme průměrnou odchylku všech dílčích průtoků. Hodnota přesnosti každého měření by ideálně neměla překročit $\pm 5\%$.

Veškeré zmíněné vyhodnocení provádíme u měření vlivu teploty roztoku 40 °C, vyšší viskozity roztoku a obou měření výšek umístění hladiny infuzního roztoku. Výjimkou je vyhodnocení dat z měření při odlišné rychlosti 25 ml/h a 100 ml/h. U těchto dat hodnotíme pouze zda odchylka přesnosti rychlosti průtoku nepřekračuje $\pm 5\%$.

3.5.1 Infuzní pumpa Infusomat P s infuzními sety IntraFix® SafeSet

Ověření normality dat – D'Agostino Omnibus test

H_0 : Naměřená dat mají normální rozdělení.

H_A : Naměřená data nemají normální rozdělení.

Tab. 5 P-hodnoty pro ověření normálního rozdělení dat

Měření	p-hodnota
Doporučené provozní podmínky	0
Teplota infuzního roztoku 40 °C	<0,001
Viskozita infuzního roztoku	0
Výška volné hladiny infuzního roztoku -0,5 m	0
Výška volné hladiny infuzního roztoku 1,5 m	0

Závěr: Na hladině významnosti 5 % zamítáme nulovou hypotézu, data nemají normální rozdělení. Nelze řešit parametrickou metodou. Přistupujeme k použití Mann-Whitney testu.

3.5.1.1 Teplota infuzního roztoku 40 °C

H_0 : Hodnoty dílčích průtoků z měření při teplotě infuzního roztoku 40 °C se neliší od hodnot dílčích průtoků měření za doporučených provozních podmínek.

H_A : Hodnoty dílčích průtoků z měření při teplotě infuzního roztoku 40 °C jsou odlišné od hodnot dílčích průtoků měření za doporučených provozních podmínek.

P-hodnota: 0,1936 > 0,05

Závěr: Nulovou hypotézu nezamítáme, neprokázali jsme statisticky významný rozdíl v průměrech mezi dílčími průtoky z měření při teplotě infuzního roztoku 40 °C a dílčími průtoky měření za doporučených provozních podmínek.

3.5.1.2 Vyšší viskozita infuzního roztoku

H_0 : Hodnoty dílčích průtoků z měření s roztokem o vyšší viskozitě (parenterální výživou) se neliší od hodnot dílčích průtoků měření za doporučených provozních podmínek.

H_A : Hodnoty dílčích průtoků z měření s roztokem o vyšší viskozitě (parenterální výživou) jsou odlišné od hodnot dílčích průtoků měření za doporučených provozních podmínek.

P-hodnota: $0,3789 > 0,05$

Závěr: Nulovou hypotézu nezamítáme, neprokázali jsme statisticky významný rozdíl v průměrech mezi dílčími průtoky z měření s roztokem o vyšší viskozitě (parenterální výživou) a dílčími průtoky měření za doporučených provozních podmínek.

3.5.1.3 Výška volné hladiny infuzního roztoku 1,5 m

H_0 : Hodnoty dílčích průtoků z měření při výšce umístění volné hladiny infuzního roztoku 1,5 m se neliší od hodnot dílčích průtoků měření za doporučených provozních podmínek.

H_A : Hodnoty dílčích průtoků z měření při výšce umístění volné hladiny infuzního roztoku 1,5 m jsou odlišné od hodnot dílčích průtoků měření za doporučených provozních podmínek

P-hodnota: $0,0536 > 0,05$

Závěr: Nulovou hypotézu nezamítáme, neprokázali jsme statisticky významný rozdíl v průměrech mezi dílčími průtoky z při výšce umístění volné hladiny infuzního roztoku 1,5 m a dílčími průtoky měření za doporučených provozních podmínek.

3.5.1.4 Výška volné hladiny infuzního roztoku -0,5 m

H_0 : Hodnoty dílčích průtoků z měření při výšce umístění volné hladiny infuzního roztoku -0,5 m se neliší od hodnot dílčích průtoků měření za doporučených provozních podmínek.

H_A : Hodnoty dílčích průtoků z měření při výšce umístění volné hladiny infuzního roztoku -0,5 m jsou odlišné od hodnot dílčích průtoků měření za doporučených provozních podmínek

P-hodnota: ($p < 0,0001$) $< 0,05$

Závěr: Nulovou hypotézu zamítáme, prokázali jsme statisticky významný rozdíl v průměrech mezi dílčími průtoky z při výšce umístění volné hladiny infuzního roztoku - 0,5 m a dílčími průtoky měření za doporučených provozních podmínek.

3.5.1.5 Přesnost dílčích rychlostí průtoku

Tab. 6 Průměrné odchylky měření

Měření	1.	2.	3.	Průměr
Doporučené provozní podmínky	-5,0	-1,3	-2,5	-2,9
Teplota infuzního roztoku 40 °C	-6,3	-3,0	-2,5	-3,9
Vyšší viskozita infuzního roztoku	-2,5	0,0	-2,5	-1,7
Výška volné hladiny infuzního roztoku 1,5 m	-1,8	0,0	0,0	-0,6
Výška volné hladiny infuzního roztoku -0,5 m	-8,8	-14	-5,0	-9,2
Rychlost průtoku 25 ml/h	-2,5	0,0	-3,5	-2,0
Rychlost průtoku 100 ml/h	-1,9	0,0	-1,3	-1,0

Hodnoty jsou uvedeny v %. Zeleně jsou znázorněny vyhovující průměrné odchylky dílčích průtoků v rámci jednoho měření, které nepřesáhly hranici ± 5 %. Červeně jsou příliš vysoké hodnoty průměrných odchylek. Pozorujeme, že ve většině měření jsou průměrné odchylky v pořádku. Příliš vysoké odchylky vykazuje měření za výšky hladiny roztoku -0,5 m. To reflektuje i Mann-Whitney test, který potvrdil odlišnost hodnot od hodnot dílčích průtoků měření za doporučených provozních podmínek. Statistické vyhodnocení při teplotě roztoku 40 °C neprokázalo významný rozdíl, i přestože v případě 1. měření je odchylka příliš vysoká. Zřejmě proto, že zejména odchylka 1. měření za doporučených provozních podmínek je poněkud vyšší, ačkoliv se nachází v přípustných mezích. Průměrné odchylky pro obě rychlosti průtoku splňují limit ± 5 %.

3.5.2 Infuzní pumpa Fresenius Agilia® VP a infuzními sety VL ST00®

Ověření normality dat – D'Agostino Omnibus test

H_0 : Naměřená dat mají normální rozdělení.

H_A : Naměřená data nemají normální rozdělení.

Tab. 7 P-hodnoty pro ověření normálního rozdělení dat

Měření	p-hodnota
Doporučené provozní podmínky	0
Teplota infuzního roztoku 40 °C	0
Výška volné hladiny infuzního roztoku 1,2 m	0
Výška volné hladiny infuzního roztoku -0,5 m	0

Závěr: Na hladině významnosti 5 % zamítáme nulovou hypotézu, data nemají normální rozdělení. Nelze řešit parametrickou metodou. Přistupujeme k použití Mann -Whitney testu.

3.5.2.1 Teplota infuzního roztoku

H_0 : Přesnost dávkování infuzního roztoku o teplotě 40 °C se neliší od přesnosti dávkování za doporučených provozních podmínek.

H_A : Přesnost při dávkování infuzního roztoku o teplotě 40 °C je jiná než přesnost dávkování za doporučených provozních podmínek.

P-hodnota: 0,0784 > 0,05

Závěr: Nulovou hypotézu nezamítáme, neprokázali jsme rozdíl v přesnosti dávkování infuzního roztoku o teplotě 40 °C a přesnosti dávkování za doporučených provozních podmínek.

3.5.2.2 Výška umístění hladiny infuzního roztoku 1,2 m

H_0 : Přesnost dávkování při výšce hladiny infuzního roztoku 1,2 m se neliší od přesnosti dávkování za doporučených provozních podmínek.

H_A : Přesnost při výšce hladiny infuzního roztoku 1,2 m je jiná než přesnost dávkování za doporučených provozních podmínek.

P-hodnota: ($p < 0,0001$) < 0,05

Závěr: Nulovou hypotézu zamítáme, prokázali jsme rozdíl v přesnosti dávkování při výšce hladiny infuzního roztoku 1,2 m a přesnosti dávkování za doporučených provozních podmínek.

3.5.2.3 Výška umístění hladiny infuzního roztoku -0,5 m

H_0 : Přesnost dávkování při výšce hladiny infuzního roztoku -0,5 m se neliší od přesnosti dávkování za doporučených provozních podmínek.

H_A : Přesnost při výšce hladiny infuzního roztoku -0,5 m je jiná než přesnost dávkování za doporučených provozních podmínek.

P-hodnota: ($p < 0,0001$) $< 0,05$

Závěr: Nulovou hypotézu zamítáme, prokázali jsme rozdíl v přesnosti dávkování při výšce hladiny infuzního roztoku -0,5 m a přesnosti dávkování za doporučených provozních podmínek.

3.5.2.4 Přesnost dílčích rychlostí průtoku

Tab. 8 Průměrné odchylky měření

Měření	1.	2.	3.	Průměr
Doporučené provozní podmínky	0,0	0,2	0,0	0,1
Teplota infuzního roztoku 40 °C	0,8	2,1	2,5	1,8
Výška volné hladiny infuzního roztoku 1,2 m	5,8	7,1	6,7	6,5
Výška volné hladiny infuzního roztoku -0,5 m	-7,9	-5,2	-7,7	-6,9
Rychlost průtoku 25 ml/h	0,6	0,2	0,4	0,4
Rychlost průtoku 100 ml/h	0,4	2,4	2,6	1,8

Hodnoty jsou uvedeny v %. Zeleně jsou znázorněny vyhovující průměrné odchylky dílčích průtoků v rámci jednoho měření, které nepřesáhly 5% hranici. Červeně jsou příliš vysoké hodnoty průměrných odchylek. Příliš vysoké odchylky vykazují všechna měření za obou rozdílných výšek hladiny roztoku. To reflektuje i Mann-Whitney test, který potvrdil odlišnost hodnot obou měření výšek hladiny od hodnot dílčích průtoků měření za doporučených provozních podmínek.

4 Diskuze

V případě měření o délce trvání infuze 8 hod. s infuzní pumpou Infusomat P byl v rámci statistického vyhodnocení prokázán vliv výšky hladiny infuzního roztoku -0,5 m. Test odhalil rozdíl hodnot dílčích průtoků tohoto měření od hodnot dílčích průtoků z měření za doporučených provozních podmínek. Vliv druhé odlišné výšky, 1,5 m, prokázán nebyl, ačkoliv byl výsledek statistického testu velmi těsný. Stejně tak analýza měření s roztokem o teplotě 40 °C a měření s roztokem o vyšší viskozitě neprokázala významný rozdíl od měření za doporučených provozních podmínek. Obdobný závěr přineslo i vyhodnocení příslušných průměrných odchylek.

Testování pro dobu 96 hod. na infuzní pumpě Fresenius Agilia® VP odhalilo, že hodnoty dílčích průtoků při obou testovaných výškách hladiny infuzního roztoku jsou odlišné od hodnot za doporučených provozních podmínek. Jak Mann-Whitney testem, kterým byly zamítnuty statistické hypotézy o shodě obou vzorků, tak příliš velkými průměrnými odchylkami. Výšky umístění hladiny mimo doporučenou mez tak z důvodu delšího trvání infuze poznamenaly přesnost dávkování ve větší míře. Naopak vliv teploty roztoku 40 °C nebyl prokázán.

Měření provedené za nastavení odlišných rychlostí průtoků vykázaly průměrné odchylky v rámci akceptovatelné meze. A to na obou testovaných infuzních pumpách. Tedy jak při délce trvání měření 8 hod., tak při infuzi o délce trvání 96 hod. Zvolené rychlosti průtoků 25 ml/h a 100 ml/h se tak neprokázaly jako fyzikální vliv, který by měl na přesnost rychlosti průtoků výrazný účinek. Je otázkou, jak by se do přesnosti promítly rychlosti vyšší než námi testovaných 100 ml/h. Jestliže pro vyšší rychlost platí úměrně vyšší mechanické namáhání setu, mohly by se vlastnosti stlačované části setu měnit rychleji. Zejména při déle trvající infuzi by tak faktor rychlosti průtoků mohl více zasáhnout do přesnosti dávkování.

Analýza měření celkově ukázala, že z vybraných fyzikálních vlivů je vliv výšky umístění hladiny infuzního roztoku nejvýznamnější. Zejména umístění hladiny níže než je doporučeno vedlo v obou oddílech výzkumu k rozdílným výsledkům. Větší rozdíly ve výšce hladiny infuzního roztoku by mohly rovněž vykazat statisticky významné rozdíly ve výsledcích. V praxi se ale větších výšek zpravidla nedosáhne, především z důvodu délky infuzních setů. Teplota 40 °C není vzhledem k tomu, že se v praxi roztoky běžně

zahřívají, parametr natolik významný, aby přesnost dávkování zásadně ovlivnil. Stejně tak není neobvyklé užívání parenterálních výživ, jejich vyšší viskozita se sama o sobě neprokázala jako parametr, ovlivňující přesnost dávkování v negativní míře.

5 Návrh doporučení pro praxi

Vhodné provozní podmínky pro dávkování infuzních pump se odvíjejí od podmínek doporučených výrobcí. Praktické ověření ukázalo, že při vhodném nastavení je možné zaručit spolehlivost infuze. Je tedy žádoucí respektovat doporučené provozní podmínky, stanovené výrobcem příslušné infuzní pumpy. Jako zásadní parametr se ukázala být výška umístění hladiny infuzního roztoku od infuzní pumpy. V případě testování vlivu vyšší teploty roztoku, vyšší viskozity infuzního roztoku i odlišných rychlostí dávkování byla výška totožná jako za měření při doporučených provozních podmínkách. Statistické vyhodnocení neprokázalo odlišnost od průběhu měření za doporučených provozních podmínek. Hlavním doporučením je tedy dodržování správné výšky umístění infuzních vaků. Významnou roli rovněž hraje faktor délky trvání infuze. Při déle trvajících infuzích se nesprávné umístění vaků promítá do nepřesnosti dávkování výrazněji.

Předmětem dalšího výzkumu by v rámci zkoumání přesnosti dávkování mohla být kombinace zmíněných fyzikálních vlivů. Například kombinace odlišné výšky při dávkování roztoku o vyšší viskozitě. V rámci dalšího výzkumu by mohl být použit větší vzorek infuzních pump a příslušných infuzních setů.

6 Závěr

Bakalářská práce se zabývá působením vybraných fyzikálních vlivů na přesnost dávkování infuzních pump. Skládá se ze dvou částí, teoretické a výzkumné. Základní součástí teoretické části je popis základních principů infuzních pump. Podrobněji se věnujeme rozboru funkce a parametrů volumetrických infuzních pump, včetně náležitých komponentů. Dále charakterizujeme vlastnosti infuzních setů, s nastíněním možností jejich materiálního složení. Zmíněny jsou i infuzní roztoky a náležitosti jejich užívání v rozsahu odpovídajícím jejich využití v rámci výzkumné části. Další podstatnou částí teorie je rozbor vybraných fyzikálních vlivů, které mohou mít dopad na přesnost dávkování. Pomocí poznatků z mechaniky tekutin jsou definovány vlivy teploty infuzního roztoku, viskozity infuzního roztoku a výšky umístění hladiny infuzního roztoku. Jsou nastíněny možné účinky těchto fyzikálních vlivů na pohyb infuzního roztoku v infuzním setu.

Ve výzkumné části prakticky ověřujeme vliv definovaných fyzikálních vlivů na přesnost dávkování a testujeme výzkumné předpoklady. Výzkumnou část rozdělujeme na dva hlavní oddíly na základě délky trvání infuze, k níž se vztahují vybrané volumetrické infuzní pumpy a příslušné infuzní sety. V prvním oddíle prakticky ověřujeme působení fyzikálních vlivů na infuze o délce trvání 8 hod. Ve druhém oddíle pak působení na infuze o délce trvání 96 hod. Pro vyhodnocení účinku vybraných fyzikálních vlivů provádíme v obou oddílech měření za doporučených provozních podmínek. Data z tohoto měření porovnáваме analýzou s daty měření za působení daného fyzikálního vlivu.

Na základě praktického ověření v rámci rozsahu provedených měření a statistického vyhodnocení lze konstatovat, že se potvrdil výzkumný předpoklad působení výšky umístění hladiny infuzního roztoku. Zejména nižší výška umístění, v našem případě -0,5 m pod infuzní pumpou, vykazala největší odlišnost od infuze provedené za doporučených provozních podmínek, a to v obou oddílech výzkumné části. Vyšší výška umístění významně ovlivnila přesnost dávkování pouze v druhém oddíle, při delším trvání infuze. Zbylé předpoklady, působení vyšší teploty infuzního roztoku a vyšší viskozity infuzního roztoku, se v rámci výzkumné analýzy obou oddílů neprokázaly jako fyzikální vlivy, které působí na přesnost dávkování.

Fyzikální vlivy působí na průběh infuzní terapie po celou dobu jejího trvání. Technické řešení infuzních pump je na jejich působení konstruováno. Z důvodu eliminace možných nepřesností v dávkování jsou stanoveny doporučené provozní podmínky infuze. Požadované parametry infuze nemusí být při nesprávném primárním nastavení dosaženy. Správným primárním nastavením infuze podle doporučených provozních podmínek se lze vyhnout případným komplikacím a zajistit tak žádoucí průběh infuzní terapie.

Seznam použité literatury

Agilia[®] Infuzní sety. 2022. *Fresenius Kabi* [online]. Bad Homburg: Fresenius Kabi [cit. 2022-05-12]. Dostupné z: <https://www.fresenius-kabi.com/cz/produkty/agilia-infuzni-sety>

ALI, Muhammad I. Designing a Low-Cost and Portable Infusion Pump. 2019. *2019 4th International Conference on Emerging Trends in Engineering, Sciences and Technology (ICEEST)*. **2019**(1), 1-4. DOI 10.1109/ICEEST48626.2019.8981680. Dostupné také z: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/8981680>

AL SALLOUM, Hassan et al. 2017. Characterization of the surface physico-chemistry of plasticized PVC used in blood bag and infusion tubing. *Materials Science and Engineering: C*. **75**(1), 317–334. ISSN 0928-4931. Dostupné také z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0928493117305726#!>

ARNEY, David et al. 2007. Formal Methods Based Development of a PCA Infusion Pump Reference Model: Generic Infusion Pump (GIP) Project. *2007 Joint Workshop on High Confidence Medical Devices, Software, and Systems and Medical Device Plug-and-Play Interoperability (HCMDSS-MDPnP 2007)*. **2007**(1), 23–33. DOI 10.1109/HCMDSS-MDPnP.2007.36. Dostupné také z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/4438161>

BADNJEVIĆ, Almir et al, eds. 2018. *Inspection of medical devices: for regulatory purposes*. Singapore: Springer. ISBN 978 981-10-6649-8.

BARTŮŇEK, Petr et al. 2016. *Vybrané kapitoly z intenzivní péče*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4343-1.

B. BRAUN MELSUNGEN. 2017. *Infusomat[®] P návod k použití: software IFPE*. Melsungen: B. Braun Melsungen. Dostupné také z: <https://eregpublicsecure.ksrzis.cz/Registr/RZPRO/ZdravotnickýProstředek/Detail/70851>

B. BRAUN MELSUNGEN. 2017. *Intrafix[®] Primeline Intrafix[®] SafeSet návod k použití*. Melsungen: B. Braun Melsungen. Dostupné také z: <https://eregpublicsecure.ksrzis.cz/Registr/RZPRO/ZdravotnickýProstředek/Detail/68418>

BENEŠ, J., D. JIRÁK a F. VÍTEK. 2015. *Základy lékařské fyziky*. 4. vyd. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-2645-1.

BENEŠ, Pavel. 2014. *Automatizace a automatizační technika*. 5. vyd. Brno: Computer Press. ISBN 978-80-251-3747-5.

BROCK, Devin. 2020. Sensors for medical pump applications. TE Connectivity [cit. 2022-04-13]. Dostupné z: <https://www.te.com/content/dam/te-com/documents/sensors/global/te-sensors-solutions-medical-pump-applications-white-paper.pdf>

ČSN EN 60601-1-8 ed. 2. 2008. *Zdravotnické elektrické přístroje – Část 1-8: Všeobecné požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost – Skupinová norma: Všeobecné požadavky, zkoušky a pokyny pro alarmové systémy zdravotnických elektrických přístrojů a zdravotnických elektrických systémů*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví.

ČSN EN 60601-2-24 ed. 2. 2017. *Zdravotnické elektrické přístroje – Část 2-24: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost infuzních pump a regulátorů*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví.

ČSN EN ISO 8536-4. 2020. *Infuzní přístroje pro zdravotnické použití – Část 4: Infuzní soupravy pro jedno použití, gravitační*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví.

ČSN EN ISO 8536-8. 2015. *Infuzní přístroje pro zdravotnické použití – Část 8: Infuzní soupravy pro jedno použití s tlakovým infuzním zařízením*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví.

DUCHÁČEK, Vratislav. 2011. *Polymery*. 3. vyd. Praha: VŠCHT Praha. ISBN 978-80-7080-788-0.

ĎAĎO, S., L. BEJČEK a A. PLATIL. 2005. *Měření průtoku a výšky hladiny*. 3. vyd. Praha: BEN – technická literatura. ISBN 80-7300-156-X.

FRESENIUS KABI. 2017. *Agilia VP MC Návod k obsluze*. Bad Homburg: Fresenius Kabi. Dostupné také z: <https://eregpublicsecure.ksrzis.cz/Registr/RZPRO/ZdravotnickyProstredk/Detail/111227>

- GTH 1170. c2022. *GHM Měřicí technika* [online]. Praha: GHM-Greisinger [cit. 2022-07-13]. Dostupné z: <https://www.greisinger.cz/GHM-GREISINGER-GTH-1170-Digitalni-rychly-teplomer-NiCr-Ni-typ-K-pro-vymenne-snimace>
- HALLIDAY, D., R. RESNICK a J. WALKER. 2014. *Fyzika: Svazek 1*. 2. vyd. Brno: VUTIUM. ISBN 978-80-214-4123-1.
- KAPOUNOVÁ, Gabriela. 2020. *Ošetrovatelství v intenzivní péči*. 2. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-0130-6.
- KHANDPUR, Raghbir S. 2019. *Compendium of Biomedical Instrumentation*. 2. vyd. Hoboken: Wiley. DOI 10.1002/9781119288190. Dostupné také z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/book/10.1002/9781119288190>
- KIM, U. R., R. A. PETERFREUND a M. A. LOVICH. 2017. Drug Infusion Systems: Technologies, Performance, and Pitfalls. *Anesthesia & Analgesia*. **124**(5), 1493–1505. DOI 10.1213/ANE.0000000000001707. Dostupné také z: https://journals.lww.com/anesthesia-analgesia/Fulltext/2017/05000/Drug_Infusion_Systems__Technologies,_Performance,.24.aspx
- LINHART, Jiří. 2009. *Mechanika tekutin I*. 2. vyd. Plzeň: Západočeská univerzita v Plzni. ISBN 978-80-7043-766-7.
- MANDEL, Jeff E. 2018. Understanding Infusion Pumps. *Anaesthesia & Analgesia*. **126**(4), 1186–1189. DOI 10.1213/ANE.0000000000002396. Dostupné také z: https://journals.lww.com/anesthesia-analgesia/Fulltext/2018/04000/Understanding_Infusion_Pumps.17.aspx
- MANSOUR, Mohamed E. 2021. Design of Low Cost Smart Infusion Pump. *2020 International Conference on Computer, Control, Electrical, and Electronics Engineering (ICCCEEE)*. **2020**(1), 1–5. DOI 10.1109/ICCCEEE49695.2021.9429591. Dostupné také z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/9429591>
- Multiple Syringe Pumps. c2022. *AKAS Infusions* [online]. Chennai: AKAS Infusions [cit. 2022-05-15]. Dostupné z: <https://www.akasinfusions.com/volumetric-infusion>
- NOŽIČKA, Jiří. 2006. *Mechanika tekutin*. Praha: Nakladatelství ČVUT. ISBN 80-010-2865-8.

Nutriflex® Omega special 56/144. *B. Braun* [online]. Praha: B. Braun [cit. 2022-05-05]. Dostupné z: <https://www.bbraun.cz/cs/products/b/nutriflex-omega-special.html>

Occlusion Sensors in Medical Devices: An In-Depth Overview. c2017. *Strain Measurement Devices* [online]. Wallingford (Connecticut): SMD [cit. 2022-05-08]. Dostupné z: <https://www.smdsensors.com/resources/occlusion-sensing-in-medical-devices-an-in-depth-overview/>

RAJKOMAR, Atish a Ann BLANDFORD. 2012. Understanding infusion administration in the ICU through Distributed Cognition. *Journal of Biomedical Informatics*. **45**(3), 580–590. ISSN 1532-0464. DOI 10.1016/j.jbi.2012.02.003. Dostupné také z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S153204641200024X#!>

SVOBODA, Emanuel. 2006. *Přehled středoškolské fyziky*. 4. vyd. Praha: Prometheus. ISBN 80-7196-307-0.

SVOBODA, Lukáš. 2013. DEHP – ftaláty, které představují riziko toxicity nejen pro dialyzované pacienty. *Braunoviny* [online]. Praha: B. Braun [cit. 2022-05-07]. Dostupné z: <https://www.braunoviny.cz/dehp-ftalaty-ktere-predstavuji-riziko-toxicity-nejen-pro-dialyzovane-pacienty>

TAMADON, Izadyar et al. 2019. Miniaturized peristaltic rotary pump for non-continuous drug dosing. *2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. **2019** (1), 5522–5526. DOI 10.1109/EMBC.2019.8857811. Dostupné také z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8857811>

SV-10 Series. c2022. *A & D* [online]. Tokyo: A & D [cit. 2022-07-13]. Dostupné z: https://www.aandd.jp/products/test_measuring/sv10/sv10.html

VYTEJČKOVÁ, Renata et al. 2015. *Ošetrovatelské postupy v péči o nemocné III*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3421-7.

Seznam příloh

Příloha A Digitální teploměr Greisinger GTH 1170 s NiCr-Ni čidlem

Příloha B Měření viskozity roztoků pomocí vibračního viskozimetru

Příloha C Tabulky s výsledky měření s infuzní pumpou Infusomat® P

Příloha D Tabulky s výsledky měření s infuzní pumpou Agilia® VP

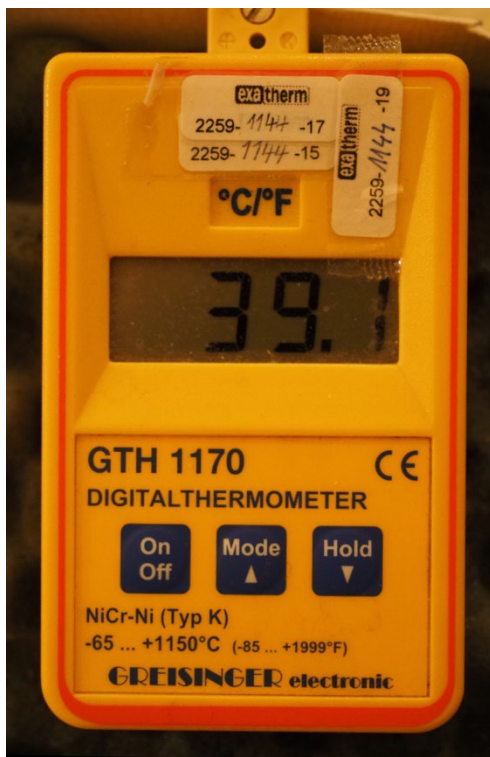
Příloha E Přiložené CD

- text bakalářské práce
- kompletní data z měření
 - Měření_Infusomat_P.xlsx
 - Měření_Agilia_VP.xlsx

Příloha A Digitální teploměr Greisinger GTH 1170 s NiCr-Ni čidlem

Tab. 9 Technické údaje digitálního teploměru GTH 1170 (GHM-Greisinger, c2022)

Měřicí rozsah	-65 ... +1150 °C
Rozlišení	0,1 °C
Přesnost	± 0,05 %
Vliv teploty	0,01 %/K
Pracovní podmínky	-25 až 50 °C
Napájení	baterie 9 V



Obr. 11 Digitální teploměr GTH 1170 (zdroj: autor)



Obr. 10 Umístění čidla v infuzním roztoku ve výhřevné komoře (zdroj: autor)

Příloha B Měření viskozity roztoků pomocí vibračního viskozimetru

Pracovní úkol: Měření dynamické viskozity pomocí vibračního viskozimetru

Potřeby: Vibrační viskozimetr SV-10, Fyziologický roztok, Parenterální výživa – obojí vzorek o objemu 35 ml

Obecná část: Princip vibračních viskozimetrů spočívá v tlumeném kmitání tělesa v měřené tekutině. Vibrující těleso koná příčné pohyby. Viskozitu lze měřit třemi způsoby, měříme příkon pro oscilaci s konstantní amplitudou a frekvencí, dobu útlumu po vypnutí přístroje nebo se měří rezonanční frekvence.

Viskozimetr SV-10 se skládá z měřicí jednotky a zobrazovací jednotky. Hodnota viskozity se získá nepřímou. Měřením velikosti sinusového budícího elektrického proudu potřebného pro rezonanci dvou kruhových terčů při konstantní frekvenci 30 Hz a amplitudě nižší než 1 mm. To umožňuje vysokou přesnost při širokém rozsahu měřených hodnot. Mezi terči se nachází senzor teploty. Měření probíhá v reálném čase, teplota je měřena s přesností na 0,1 °C současně s měřením viskozity. Pro měření stačí přibližně 35 ml vzorku. Odchylka měření nepřesahuje 1 %. (A & D, c2022)

Definice viskozity, fyzikální zákony se k ní vztahující, jsou popsány v kapitole 2.8.2.1 Viskozita.

Postup měření:

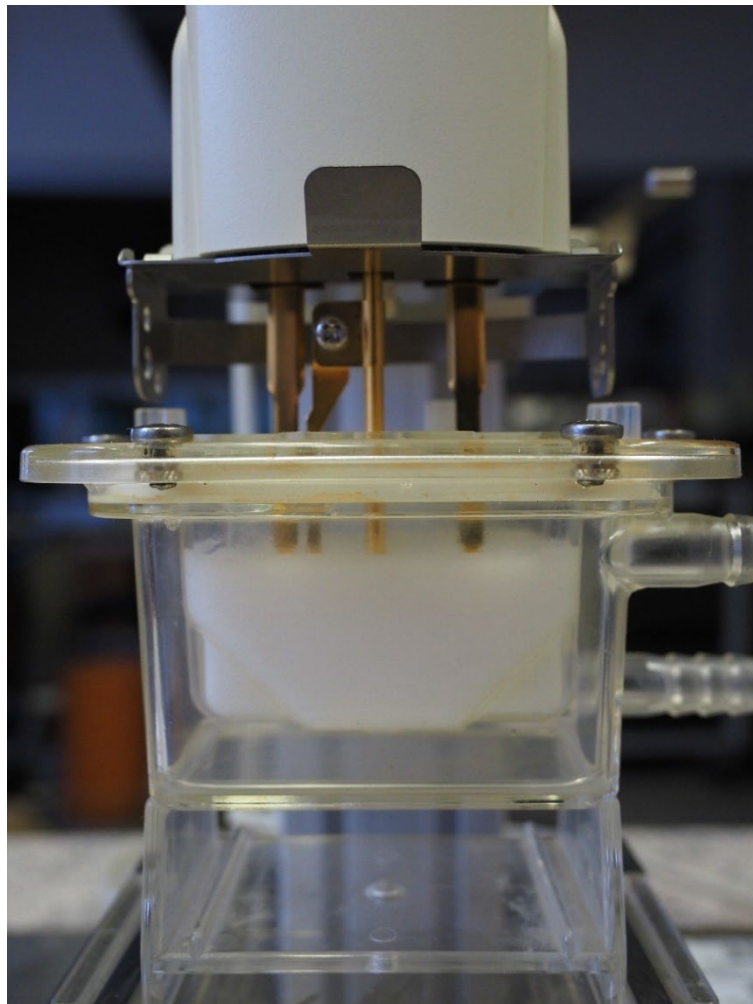
- 1) Testovací nádobku naplníme vzorkem roztoku, tak aby hladina vzorku dosáhla mezi hladinoměry a následně nádobku připevníme na příslušné místo do stolku přístroje.
- 2) Sondu s terčovými senzory odjistíme pákou na stojánku a jemně ji spustíme nad hladinu vzorku.
- 3) Korekcí polohy nádobky ve svislém směru ponoříme senzorové terče do vzorku tak, aby jeho hladina protínala nejužší část destiček
- 4) Měření viskozity provedeme s 10 opakováními pro oba měřené vzorky

Celkový pohled na vibrační viskozimetr, měřicí a zobrazovací jednotku, je na obr. 8 v kapitole 3.2 Metodika výzkumu. Na obr. 12 lze vidět senzory ponořené do vzorku parenterální výživy v testovací nádobce. Na obr. 13 pak bližší pohled na zobrazovací jednotku se změřenými hodnotami.

Výsledky měření:

Tab. 10 Naměřené hodnoty dynamické viskozity použitých roztoků (zdroj: autor)

Fyziologický roztok		Parenterální výživa	
η [mPa.s]	t [°C]	η [mPa.s]	t [°C]
0,98	19,2	1,68	18,7
0,97	19,3	1,67	18,7
0,97	19,4	1,66	18,8
0,97	19,4	1,66	18,9
0,94	19,4	1,66	19,0
0,95	19,5	1,66	19,0
0,96	19,5	1,65	19,2
0,96	19,6	1,65	19,2
0,95	19,6	1,65	19,3
0,95	19,6	1,64	19,4



Obr. 12 Senzory ponořené do roztoku parenterální výživy v testovací nádobce (zdroj: autor)



Obr. 13 Zobrazovací jednotka vibračního viskozimetru SV-10 s hodnotou dynamické viskozity a teploty měřeného roztoku parenterální výživy (zdroj: autor)

Příloha C Tabulky s výsledky měření s infuzní pumpou Infusomat® P

Tab. 11 Měření za doporučených provozních podmínek

Interval 12 min	Dílčí průtok [ml/h]			Odchylka [%]		
	1.	2.	3.	1.	2.	3.
1.	90	90	100	80	80	100
2.	45	55	50	-10	10	0
3.	45	45	45	-10	-10	-10
4.	40	55	50	-20	10	0
5.	45	45	45	-10	-10	-10
6.	45	45	45	-10	-10	-10
7.	45	45	50	-10	-10	0
8.	45	45	45	-10	-10	-10
9.	50	50	50	0	0	0
10.	50	50	45	0	0	-10
11.	50	45	40	0	-10	-20
12.	50	45	45	0	-10	-10
13.	50	45	40	0	-10	-20
14.	45	50	45	-10	0	-10
15.	50	45	45	0	-10	-10
16.	45	50	45	-10	0	-10
17.	50	50	50	0	0	0
18.	45	45	45	-10	-10	-10
19.	45	50	50	-10	0	0
20.	50	55	55	0	10	10
21.	45	50	50	-10	0	0
22.	50	45	55	0	-10	10
23.	50	55	55	0	10	10
24.	45	50	50	-10	0	0
25.	45	50	50	-10	0	0
26.	45	45	45	-10	-10	-10
27.	45	50	50	-10	0	0
28.	45	50	45	-10	0	-10
29.	50	50	45	0	0	-10
30.	50	50	45	0	0	-10
31.	50	50	45	0	0	-10
32.	45	45	40	-10	-10	-20
33.	45	50	50	-10	0	0
34.	45	50	45	-10	0	-10
35.	45	45	45	-10	-10	-10
36.	45	50	50	-10	0	0
37.	45	45	50	-10	-10	0
38.	40	45	50	-20	-10	0
39.	45	45	45	-10	-10	-10
40.	45	50	55	-10	0	10
Průměr	48	49	49	-5,0	-1,25	-2,5

Tab. 12 Měření při teplotě roztoku 40 °C

Interval 12 min	Dílčí průtok [ml/h]			Odchylka [%]		
	1.	2.	3.	1.	2.	3.
1.	50	75	75	0	50	50
2.	75	75	75	50	50	50
3.	50	50	50	0	0	0
4.	50	50	50	0	0	0
5.	50	50	40	0	0	-20
6.	50	40	50	0	-20	0
7.	25	50	35	-50	0	-30
8.	50	35	50	0	-30	0
9.	50	50	50	0	0	0
10.	50	50	50	0	0	0
11.	50	50	50	0	0	0
12.	50	50	35	0	0	-30
13.	40	35	50	-20	-30	0
14.	50	50	50	0	0	0
15.	50	40	40	0	-20	-20
16.	35	50	50	-30	0	0
17.	50	50	50	0	0	0
18.	50	50	50	0	0	0
19.	35	50	50	-30	0	0
20.	40	50	50	-20	0	0
21.	50	50	50	0	0	0
22.	50	50	50	0	0	0
23.	50	50	50	0	0	0
24.	50	40	50	0	-20	0
25.	50	50	50	0	0	0
26.	50	50	50	0	0	0
27.	50	35	50	0	-30	0
28.	40	50	40	-20	0	-20
29.	50	50	50	0	0	0
30.	50	50	50	0	0	0
31.	35	50	50	-30	0	0
32.	35	35	50	-30	-30	0
33.	40	50	50	-20	0	0
34.	50	50	35	0	0	-30
35.	50	40	50	0	-20	0
36.	50	50	50	0	0	0
37.	40	50	35	-20	0	-30
38.	50	50	50	0	0	0
39.	40	50	50	-20	0	0
40.	45	40	40	-10	-20	-20
Průměr	47	49	49	-6,25	-3,0	-2,5

Tab. 13 Měření s roztokem o vyšší viskozitě

Interval 12 min	Dílčí průtok [ml/h]			Odchylka [%]		
	1.	2.	3.	1.	2.	3.
1.	100	100	100	100	100	100
2.	50	50	50	0	0	0
3.	50	50	50	0	0	0
4.	50	50	45	0	0	-10
5.	50	50	50	0	0	0
6.	50	50	50	0	0	0
7.	50	50	45	0	0	-10
8.	50	50	50	0	0	0
9.	50	50	50	0	0	0
10.	40	45	45	-20	-10	-10
11.	50	50	50	0	0	0
12.	50	45	45	0	-10	-10
13.	45	50	45	-10	0	-10
14.	50	50	45	0	0	-10
15.	45	45	45	-10	-10	-10
16.	50	50	45	0	0	-10
17.	45	45	50	-10	-10	0
18.	50	50	45	0	0	-10
19.	50	50	50	0	0	0
20.	50	50	55	0	0	10
21.	50	50	50	0	0	0
22.	50	50	50	0	0	0
23.	50	55	50	0	10	0
24.	50	50	45	0	0	-10
25.	45	50	45	-10	0	-10
26.	50	50	45	0	0	-10
27.	45	45	50	-10	-10	0
28.	50	50	50	0	0	0
29.	45	45	50	-10	-10	0
30.	45	50	45	-10	0	-10
31.	45	45	50	-10	-10	0
32.	45	45	45	-10	-10	-10
33.	50	50	45	0	0	-10
34.	45	45	45	-10	-10	-10
35.	45	45	45	-10	-10	-10
36.	50	50	45	0	0	-10
37.	45	45	45	-10	-10	-10
38.	30	50	45	-40	0	-10
39.	45	50	45	-10	0	-10
40.	45	50	50	-10	0	0
Průměr	49	50	49	-2,5	0,0	-2,5

Tab. 14 Měření při výšce volné hladiny infuzního roztoku 1,5 m

Interval 12 min	Dílčí průtok [ml/h]			Odchylka [%]		
	1.	2.	3.	1.	2.	3.
1.	100	100	100	100	100	100
2.	50	50	50	0	0	0
3.	45	45	50	-10	-10	0
4.	45	45	50	-10	-10	0
5.	45	50	50	-10	0	0
6.	45	45	45	-10	-10	-10
7.	45	45	50	-10	-10	0
8.	40	45	45	-20	-10	-10
9.	45	50	45	-10	0	-10
10.	45	45	50	-10	-10	0
11.	50	45	50	0	-10	0
12.	50	45	50	0	-10	0
13.	50	50	45	0	0	-10
14.	45	45	50	-10	-10	0
15.	50	50	45	0	0	-10
16.	50	45	50	0	-10	0
17.	50	50	50	0	0	0
18.	50	50	50	0	0	0
19.	50	50	45	0	0	-10
20.	50	50	50	0	0	0
21.	50	50	50	0	0	0
22.	50	50	50	0	0	0
23.	50	50	55	0	0	10
24.	50	50	50	0	0	0
25.	50	50	50	0	0	0
26.	50	50	55	0	0	10
27.	50	50	50	0	0	0
28.	50	50	50	0	0	0
29.	50	50	50	0	0	0
30.	50	50	55	0	0	10
31.	50	50	45	0	0	-10
32.	45	50	50	-10	0	0
33.	50	50	45	0	0	-10
34.	50	50	50	0	0	0
35.	45	50	45	-10	0	-10
36.	45	50	45	-10	0	-10
37.	45	50	45	-10	0	-10
38.	45	50	40	-10	0	-20
39.	45	50	50	-10	0	0
40.	45	50	50	-10	0	0
Průměr	49	50	50	-1,75	0,0	0,0

Tab. 15 Měření při výšce volné hladiny infuzního roztoku -0,5 m

Interval 12 min	Dílčí průtok [ml/h]			Odchylka [%]		
	1.	2.	3.	1.	2.	3.
1.	90	80	75	80	60	50
2.	50	55	65	0	10	30
3.	45	40	45	-10	-20	-10
4.	45	35	55	-10	-30	10
5.	45	40	45	-10	-20	-10
6.	25	45	45	-50	-10	-10
7.	50	45	45	0	-10	-10
8.	45	45	45	-10	-10	-10
9.	40	45	45	-20	-10	-10
10.	45	35	40	-10	-30	-20
11.	45	40	50	-10	-20	0
12.	45	50	45	-10	0	-10
13.	45	45	50	-10	-10	0
14.	45	40	50	-10	-20	0
15.	50	40	45	0	-20	-10
16.	40	45	50	-20	-10	0
17.	50	40	45	0	-20	-10
18.	45	40	50	-10	-20	0
19.	45	45	45	-10	-10	-10
20.	50	45	45	0	-10	-10
21.	50	45	45	0	-10	-10
22.	50	45	50	0	-10	0
23.	45	45	50	-10	-10	0
24.	40	40	50	-20	-20	0
25.	35	40	45	-30	-20	-10
26.	40	40	45	-20	-20	-10
27.	50	45	45	0	-10	-10
28.	45	45	45	-10	-10	-10
29.	45	40	50	-10	-20	0
30.	45	30	45	-10	-40	-10
31.	45	45	50	-10	-10	0
32.	45	45	45	-10	-10	-10
33.	40	45	45	-20	-10	-10
34.	45	45	45	-10	-10	-10
35.	40	40	45	-20	-20	-10
36.	45	30	45	-10	-40	-10
37.	45	40	40	-10	-20	-20
38.	45	45	45	-10	-10	-10
39.	45	40	40	-10	-20	-20
40.	45	40	50	-10	-20	0
Průměr	46	43	48	-8,75	-13,75	-5,0

Tab. 16 Měření při rychlosti dávkování 25 ml/h

Interval 12 min	Dílčí průtok [ml/h]			Odchylka [%]		
	1.	2.	3.	1.	2.	3.
1.	40	40	40	60	60	60
2.	25	30	35	0	20	40
3.	25	30	25	0	20	0
4.	25	25	25	0	0	0
5.	25	25	25	0	0	0
6.	25	25	25	0	0	0
7.	25	25	20	0	0	-20
8.	20	25	25	-20	0	0
9.	25	25	20	0	0	-20
10.	25	25	25	0	0	0
11.	25	20	20	0	-20	-20
12.	20	25	25	-20	0	0
13.	20	20	20	-20	-20	-20
14.	25	20	25	0	-20	0
15.	25	25	20	0	0	-20
16.	25	20	25	0	-20	0
17.	20	25	25	-20	0	0
18.	25	25	25	0	0	0
19.	25	25	20	0	0	-20
20.	25	25	25	0	0	0
21.	25	25	25	0	0	0
22.	25	30	25	0	20	0
23.	25	25	25	0	0	0
24.	25	20	25	0	-20	0
25.	20	25	25	-20	0	0
26.	25	25	20	0	0	-20
27.	25	25	20	0	0	-20
28.	25	25	25	0	0	0
29.	25	25	25	0	0	0
30.	25	25	20	0	0	-20
31.	25	25	25	0	0	0
32.	25	20	25	0	-20	0
33.	20	25	20	-20	0	-20
34.	25	25	25	0	0	0
35.	20	25	25	-20	0	0
36.	20	25	25	-20	0	0
37.	25	25	25	0	0	0
38.	25	25	20	0	0	-20
39.	25	25	20	0	0	-20
40.	25	25	25	0	0	0
Průměr	24	25	24	-2,5	0,0	-3,5

Tab. 17 Měření při rychlosti dávkování 100 ml/h

Interval 12 min	Dílčí průtok [ml/h]			Odchylka [%]		
	1.	2.	3.	1.	2.	3.
1.	125	125	100	25	25	0
2.	100	100	100	0	0	0
3.	100	100	100	0	0	0
4.	100	100	100	0	0	0
5.	75	100	100	-25	0	0
6.	100	100	100	0	0	0
7.	100	75	100	0	-25	0
8.	100	100	100	0	0	0
9.	100	100	100	0	0	0
10.	100	100	100	0	0	0
11.	100	100	100	0	0	0
12.	100	100	100	0	0	0
13.	100	100	100	0	0	0
14.	100	100	100	0	0	0
15.	100	100	100	0	0	0
16.	100	100	100	0	0	0
17.	100	100	100	0	0	0
18.	100	100	100	0	0	0
19.	100	100	100	0	0	0
20.	100	100	100	0	0	0
21.	100	100	100	0	0	0
22.	100	100	100	0	0	0
23.	75	100	100	-25	0	0
24.	100	100	100	0	0	0
25.	100	100	100	0	0	0
26.	100	100	100	0	0	0
27.	100	100	100	0	0	0
28.	100	100	100	0	0	0
29.	100	100	100	0	0	0
30.	100	100	100	0	0	0
31.	75	100	100	-25	0	0
32.	100	100	100	0	0	0
33.	100	100	100	0	0	0
34.	100	100	100	0	0	0
35.	100	100	100	0	0	0
36.	100	100	75	0	0	-25
37.	100	100	100	0	0	0
38.	75	100	100	-25	0	0
39.	100	100	100	0	0	0
40.	100	100	75	0	0	-25
Průměr	98	100	99	-1,88	0,0	-1,25

Tab. 18 Koncový objem měření [ml]

Měření	1.	2.	3.
Doporučené provozní podmínky	380	395	390
Teplota infuzního roztoku 40 °C	375	388	390
Vyšší viskozita infuzního roztoku	390	400	390
Výška volné hladiny infuzního roztoku 1,5 m	393	400	400
Výška volné hladiny infuzního roztoku -0,5 m	365	345	380
Rychlost průtoku 25 ml/h	195	200	193
Rychlost průtoku 100 ml/h	785	800	790

Příloha D Tabulky s výsledky měření s infuzní pumpou Agilia® VP

Tab. 19 Měření za doporučených provozních podmínek

Interval [hod]	Dílčí průtok [ml/h]			Odchylka [%]		
	1.	2.	3.	1.	2.	3.
3.	50	50	50	0	0	0
6.	50	60	60	0	20	20
9.	50	50	50	0	0	0
12.	50	60	50	0	20	0
15.	50	50	50	0	0	0
18.	50	50	50	0	0	0
21.	50	50	50	0	0	0
24.	50	50	50	0	0	0
27.	50	50	50	0	0	0
30.	50	50	50	0	0	0
33.	50	50	50	0	0	0
36.	50	50	50	0	0	0
39.	50	50	50	0	0	0
42.	50	50	50	0	0	0
45.	50	50	50	0	0	0
48.	50	50	40	0	0	-20
51.	50	50	50	0	0	0
54.	50	50	50	0	0	0
57.	50	50	50	0	0	0
60.	50	50	50	0	0	0
63.	50	50	50	0	0	0
66.	50	50	50	0	0	0
69.	50	50	50	0	0	0
72.	50	50	50	0	0	0
75.	50	50	50	0	0	0
78.	50	50	50	0	0	0
81.	50	50	50	0	0	0
84.	50	50	50	0	0	0
87.	50	50	50	0	0	0
90.	50	50	50	0	0	0
93.	50	50	50	0	0	0
96.	50	50	50	0	0	0
Průměr	50	50	50	0,0	0,21	0,0

Tab. 20 Měření při teplotě roztoku 40 °C

Interval [hod]	Dílčí průtok [ml/h]			Odchylka [%]		
	1.	2.	3.	1.	2.	3.
3.	50	50	50	0	0	0
6.	50	60	60	0	20	20
9.	50	50	60	0	0	20
12.	50	50	50	0	0	0
15.	50	50	50	0	0	0
18.	50	50	50	0	0	0
21.	50	50	50	0	0	0
24.	50	50	50	0	0	0
27.	50	50	50	0	0	0
30.	50	50	50	0	0	0
33.	50	50	50	0	0	0
36.	50	50	50	0	0	0
39.	50	50	50	0	0	0
42.	50	50	60	0	0	20
45.	50	50	50	0	0	0
48.	50	60	50	0	20	0
51.	50	50	50	0	0	0
54.	50	50	50	0	0	0
57.	50	50	50	0	0	0
60.	50	50	50	0	0	0
63.	50	50	50	0	0	0
66.	50	50	50	0	0	0
69.	50	50	50	0	0	0
72.	50	50	50	0	0	0
75.	50	50	50	0	0	0
78.	50	50	50	0	0	0
81.	50	50	50	0	0	0
84.	50	50	50	0	0	0
87.	50	50	50	0	0	0
90.	50	50	50	0	0	0
93.	50	60	50	0	20	0
96.	50	50	50	0	0	0
Průměr	50	51	51	0,83	2,08	2,5

Tab. 21 Měření při výšce volné hladiny infuzního roztoku 1,2 m

Interval [hod]	Dílčí průtok [ml/h]			Odchylka [%]		
	1.	2.	3.	1.	2.	3.
3.	50	55	50	0	10	0
6.	55	55	55	10	10	10
9.	55	50	55	10	0	10
12.	55	55	55	10	10	10
15.	50	60	50	0	20	0
18.	55	60	50	10	20	0
21.	50	50	55	0	0	10
24.	55	55	50	10	10	0
27.	55	60	55	10	20	10
30.	55	55	55	10	10	10
33.	55	55	55	10	10	10
36.	50	50	55	0	0	10
39.	55	55	55	10	10	10
42.	50	55	50	0	10	0
45.	50	55	55	0	10	10
48.	55	55	55	10	10	10
51.	55	55	50	10	10	0
54.	55	50	50	10	0	0
57.	50	55	55	0	10	10
60.	55	50	50	10	0	0
63.	55	50	50	10	0	0
66.	55	55	55	10	10	10
69.	50	55	50	0	10	0
72.	55	55	55	10	10	10
75.	55	55	50	10	10	0
78.	55	55	55	10	10	10
81.	55	55	55	10	10	10
84.	55	55	55	10	10	10
87.	55	50	55	10	0	10
90.	55	50	55	10	0	10
93.	50	50	55	0	0	10
96.	50	55	55	0	10	10
Průměr	53	54	53	5,77	7,01	6,6

Tab. 22 Měření při výšce volné hladiny infuzního roztoku -0,5 m

Interval [hod]	Dílčí průtok [ml/h]			Odchylka [%]		
	1.	2.	3.	1.	2.	3.
3.	40	50	40	-20	0	-20
6.	50	50	40	0	0	-20
9.	50	50	50	0	0	0
12.	50	40	40	0	-20	-20
15.	50	50	40	0	0	-20
18.	50	50	50	0	0	0
21.	40	50	40	-20	0	-20
24.	50	40	40	0	-20	-20
27.	50	50	50	0	0	0
30.	50	50	50	0	0	0
33.	50	50	50	0	0	0
36.	40	40	40	-20	-20	-20
39.	50	40	50	0	-20	0
42.	40	50	40	-20	0	-20
45.	40	50	50	-20	0	0
48.	40	50	40	-20	0	-20
51.	50	40	50	0	-20	0
54.	50	50	50	0	0	0
57.	40	50	40	-20	0	-20
60.	50	50	40	0	0	-20
63.	40	50	50	-20	0	0
66.	50	50	50	0	0	0
69.	50	50	50	0	0	0
72.	40	50	40	-20	0	-20
75.	50	50	50	0	0	0
78.	40	50	50	-20	0	0
81.	50	50	50	0	0	0
84.	50	40	50	0	-20	0
87.	50	40	50	0	-20	0
90.	50	50	40	0	0	-20
93.	40	50	40	-20	0	-20
96.	40	50	40	-20	0	-20
Průměr	46	47	46	-7,84	-5,15	-7,63

Tab. 23 Měření při rychlosti dávkování 25 ml/h

Interval [hod]	Dílčí průtok [ml/h]			Odchylka [%]		
	1.	2.	3.	1.	2.	3.
3.	25	25	25	0	0	0
6.	25	25	25	0	0	0
9.	25	30	30	0	20	20
12.	25	25	25	0	0	0
15.	25	25	25	0	0	0
18.	25	25	25	0	0	0
21.	25	25	25	0	0	0
24.	25	25	25	0	0	0
27.	25	25	25	0	0	0
30.	25	25	25	0	0	0
33.	25	25	25	0	0	0
36.	25	25	25	0	0	0
39.	25	25	25	0	0	0
42.	25	25	25	0	0	0
45.	30	25	25	20	0	0
48.	25	25	25	0	0	0
51.	25	25	25	0	0	0
54.	25	25	20	0	0	-20
57.	25	25	25	0	0	0
60.	25	25	25	0	0	0
63.	25	20	25	0	-20	0
66.	25	25	25	0	0	0
69.	25	25	25	0	0	0
72.	30	25	25	20	0	0
75.	25	25	25	0	0	0
78.	25	25	25	0	0	0
81.	25	25	25	0	0	0
84.	25	20	25	0	-20	0
87.	25	25	25	0	0	0
90.	25	25	25	0	0	0
93.	25	25	25	0	0	0
96.	25	25	25	0	0	0
Průměr	25	25	25	0,63	0,21	0,42

Tab. 24 Měření při rychlosti dávkování 100 ml/h

Interval [hod]	Dílčí průtok [ml/h]			Odchylka [%]		
	1.	2.	3.	1.	2.	3.
3.	100	100	110	0	0	10
6.	100	100	100	0	0	0
9.	100	110	100	0	10	0
12.	100	110	110	0	10	10
15.	100	100	100	0	0	0
18.	100	100	110	0	0	10
21.	100	100	100	0	0	0
24.	100	100	110	0	0	10
27.	100	110	110	0	10	10
30.	100	100	100	0	0	0
33.	100	100	110	0	0	10
36.	100	110	110	0	10	10
39.	100	100	110	0	0	10
42.	100	100	110	0	0	10
45.	110	100	110	10	0	10
48.	100	100	110	0	0	10
51.	100	110	100	0	10	0
54.	100	100	100	0	0	0
57.	100	100	100	0	0	0
60.	100	100	100	0	0	0
63.	100	110	100	0	10	0
66.	100	100	100	0	0	0
69.	100	110	100	0	10	0
72.	100	100	100	0	0	0
75.	100	100	100	0	0	0
78.	100	100	110	0	0	10
81.	100	100	100	0	0	0
84.	100	100	110	0	0	10
87.	100	100	100	0	0	0
90.	100	100	100	0	0	0
93.	100	100	100	0	0	0
96.	100	100	100	0	0	0
Průměr	100	102	103	0,42	2,4	2,6

Tab. 25 Koncový objem měření [ml]

Měření	1.	2.	3.
Doporučené provozní podmínky	4800	4810	4800
Teplota infuzního roztoku 40 °C	4840	4900	4920
Výška volné hladiny infuzního roztoku 1,2 m	5080	5140	5120
Výška volné hladiny infuzního roztoku -0,5 m	4420	4550	4430
Rychlost průtoku 25 ml/h	2415	2405	2410
Rychlost průtoku 100 ml/h	9640	9830	9850