

VYSOKÁ ŠKOLA BÁŇSKÁ – TECHNICKÁ UNIVERZITA OSTRAVA

SNÍMAČE A SENZORY V BIOMEDICÍNĚ

Laboratorní úlohy



Ostrava 2021



EVROPSKÁ UNIE
Evropské strukturální a investiční fondy
Operační program Výzkum, vývoj a vzdělávání

MŠMT
MINISTERSTVO ŠKOLSTVÍ,
MLÁDEŽE A TĚLOVÝCHOVY

OBSAH

1	DEMONSTRACE HALOVA JEVU.....	3
2	MĚŘENÍ VÝKONU PERISTALTICKÉHO ČERPADLA	11
3	MĚŘENÍ PH.....	18
4	KAPACITNÍ SNÍMÁNÍ ZMĚNY PRŮMĚRU CÉVY	26
5	Vzorový protokol – Měření na vodivé gumě.....	33
6	Vzorový protokol – Demonstrace Halova jevu	38
7	Vzorový protokol – Měření výkonu peristaltického čerpadla	46
8	Vzorový protokol – Měření Ph.....	50
9	VZOROVÝ PROTOKOL - KAPACITNÍ SNÍMÁNÍ ZMĚNY PRŮMĚRU CÉVY	53

1 DEMONSTRACE HALOVA JEVU

1.1 Cíl úlohy

Pochopit princip Hallova jevu a rozdíly mezi jednotlivými senzory.

Seznámit se s praktickým využitím senzorů.

1.2 Zadání

1. Seznamte se s principem Hallova jevu
2. Sledujte výstupní napětí lineárního senzoru
3. Zaznamenejte výstupní napětí při pohybu magnetu v okolí lineárního senzoru
4. Měřte výstupní napětí senzorů s digitálním výstupem a sledujte rozdíly mezi nimi
5. Sestavte obvod pro ovládání svícení LED pomocí magnetu
6. Změřte závislost výstupního napětí senzoru na vzdálenosti magnetu od senzoru
7. Změřte otáčky motoru
8. Změřte průtok kapaliny průtokoměrem s Hallovým senzorem

1.3 Doporučená literatura

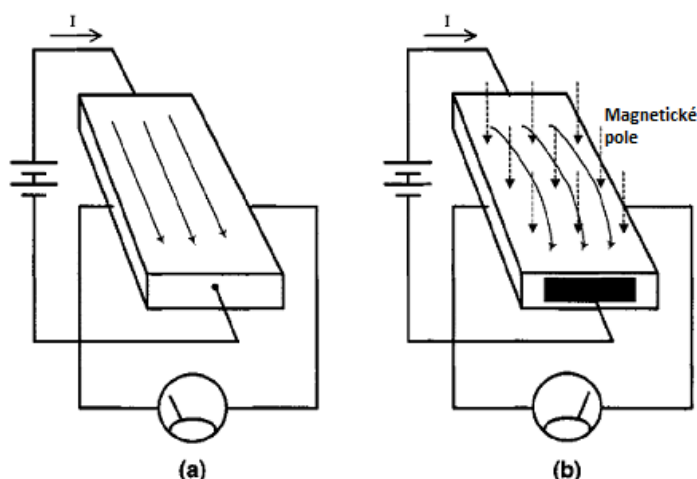
Datasheet průtokoměru YF-S201.

1.4 Použité vybavení

- PC s LabVIEW 2019
- Pracovní stanice NI ELVIS II
- Hallovy senzory
 - Lineární SS49E
 - Unipolární SS443A
 - Omnipolární DRV5033AJQLPG
 - Latching SS460S
 - Senzor polohy AS5048A
- Průtokoměr YF-S201
- Odměrka na vodu
- Magnety
- DC motory z připevněnými magnety
- Pravítko
- Rezistory, tranzistor PNP BC638, červená LED
- Vodiče

1.5 Teoretický rozbor

Základní Hallův článek je malý plátek polovodičového materiálu. Po připojení na zdroj napětí prochází polovodičem konstantní proud. Výstupní napětí měřené na opačných hranách plátku bez přítomnosti magnetického pole má zanedbatelnou hodnotu (a). Pokud Hallův článek umístíme do magnetického pole, kde magnetické indukční čáry působí kolmo na polovodič, dojde k vychýlení protékajících elektronů a na opačných hranách naměříme výstupní napětí, které je přímo úměrné proudu procházejícímu polovodičem a intenzitě magnetického pole (b).

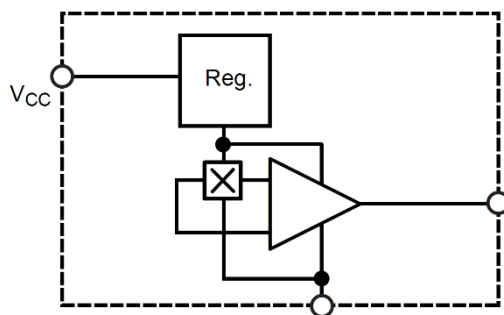


Obrázek 1 - Hallův jev [2]

Hallův senzor s lineárním výstupem

Výstupní napětí Hallova článku je velmi malé (v řádu μV). Z toho důvodu bývají do obvodu senzoru zařazeny další komponenty pro úpravu signálu, které jsou společně s článkem integrovány do jednoho čipu. Velmi malé napětí Hallova článku je potřeba zesílit rozdílovým zesilovačem s nízkým šumem a velkou vstupní impedancí. Před Hallův článek bývá zařazen regulátor, který zajišťuje konstantní proud senzorem. Výstupem lineárního (analogového) senzoru je výstupní napětí operačního zesilovače. Toto napětí je při konstantním proudu procházejícím senzorem přímo úměrné magnetickému poli, které působí na Hallův článek.

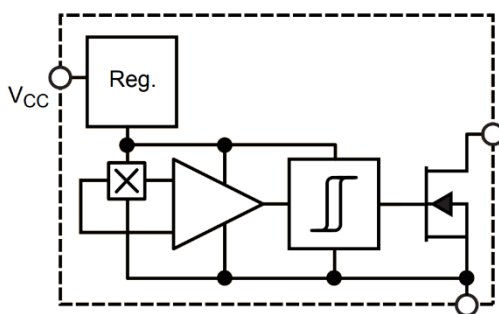
Snímané magnetické pole může být negativní nebo pozitivní. Z toho vyplývá, že na výstupu zesilovače s kladným i záporným napájením bychom mohli naměřit kladné i záporné hodnoty. Aby se předešlo nutnosti využívat kladné i záporné napájení, bývá na zesilovači pevně nastavený offset. Tuto hodnotu offsetu naměříme na senzoru ve chvíli, kdy na něj nepůsobí magnetické pole. V přítomnosti kladného magnetického pole se výstupní napětí zvýší, naopak při působení záporného magnetického pole se sníží pod nastavenou hodnotu offsetu. Výstupní napětí však zůstává kladné. Výstup zesilovače nemůže nabývat vyšší hodnoty, než je napájecí napětí senzoru. Při působení silnějšího magnetického pole dochází k saturaci operačního zesilovače.



Obrázek 2 - Vnitřní stavba lineárního Hallova senzoru s regulátorem proudu a operačním zesilovačem [3]

Hallové senzory s digitálním výstupem

Hallové senzory s digitálním výstupem lze využít jako spínače ovládané magnetickým polem. Na jejich výstupu můžeme získat pouze dva stavy – HIGH a LOW. Stavbou se od lineárního snímače liší přidáním Schmittova klopného obvodu s nastavenou hysterezí. Klopný obvod porovnává výstup rozdílového zesilovače s určitou hodnotou. Jakmile dosáhne zesilovač dané hodnoty, dojde ke změně stavu na výstupu. Když výstup zesilovače pod danou hodnotu klesne, na výstupu získáme hodnotu původní. Klopný obvod s hysterezí je využíván, aby nedocházelo k oscilacím na prahové hodnotě. Na konci obvodu je zapojen tranzistor, který spínači zajišťuje logickou kompatibilitu a podle výstupu klopného obvodu přepíná mezi zemí (logická 0) a napětím pro logickou 1. Jednotlivé typy Hallových senzorů s digitálním výstupem se liší svou vstupní charakteristikou. Vstupní charakteristika je dána hodnotami pracovního bodu (operate point) a bodu uvolnění (release point). Pracovní bod je hodnota magnetického pole, při které dojde k přepnutí do stavu HIGH. Bod uvolnění je hodnota, kdy na výstupu získáme stav LOW.



Obrázek 3 - Vnitřní stavba digitálního Hallova senzoru [3]

Typy využitých senzorů

Unipolární senzor je senzor, který reaguje pouze na jeden pól magnetu. Pokud je pracovní bod v kladných hodnotách a bod uvolnění v hodnotách záporných, pracuje senzor v "latch" režimu (západka). V tomto režimu dojde ke změně stavu při působení jednoho pólu magnetu. Tento stav na výstupu zůstává, i když magnetické pole nepůsobí. Přepnutí do původního stavu docílíme působením magnetického pole opačné polarity. Omnipolární senzor je kombinací dvou unipolárních senzorů. Funguje při působení severního i jižního pólu magnetu.

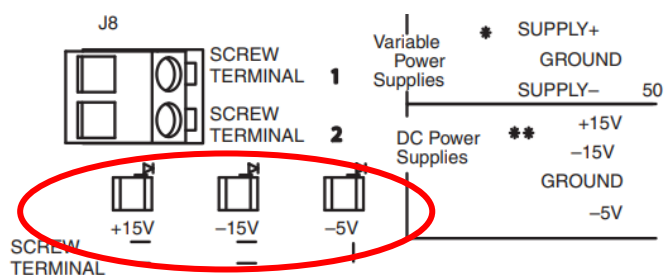
1.6 Pracovní postup

Ve všech úlohách je využíváno nepájivé pole prototypové desky NI ELVIS II. Zapořádání obvodů provádějte jen tehdy, je-li napájení desky vypnuté. Vypínač napájení se nachází v pravé horní části pracovní stanice.




Obrázek 4 Vypínač napájení NI ELVIS

Správné fungování napájení indikují LED v levé dolní části desky.



Obrázek 5 - Indikační LED [19]

Podrobný pracovní postup je také popsán v uživatelském prostředí jednotlivých úloh.

Pokud během měření dojde k chybě a zobrazení vyskakovacího okna *Error* zkontrolujte správné připojení měřicího zařízení (*Dev*) a úlohu opět spusťte stisknutím šipky RUN  v levém horním rohu.

Pracovní postup k bodu č. 1

1. Spusťte aplikaci **LU_demonstrace_Hallova_jevu.exe** a vyberte Úloha 1 – Měření výstupního napětí Hallových senzorů.
2. V levém horním rohu zvolte měřicí zařízení (*DevX* – pokud není žádné zařízení k dispozici, zkontrolujte napájení a propojení *NI ELVIS II* a PC)
3. Na záložce „Hallův jev“ se seznámte s historií a principem Hallova jevu.

Pracovní postup k bodu č. 2

1. Na druhé záložce („Napětí na výstupu lineárního senzoru“) nastudujte stavbu lineárního senzoru.
2. Zapojte lineární senzor a pokračujte podle postupu měření na záložce.
3. Sledujte změnu napětí a zaznamenejte hodnoty saturace do protokolu.
4. Měření ukončete virtuálním spínačem (zelený indikátor zhasne).

Pracovní postup k bodu č. 3

1. Otevřete třetí záložku uživatelského prostředí.
2. Využijte stejné zapojení jako v bodě č. 2.
3. Nastavte dobu měření v sekundách.
4. Po stisknutí tlačítka MĚŘIT pohybujte magnetem před senzorem podle obrázků.
5. Měření proveďte pro předozadní i postranní pohyb magnetu před senzorem.
6. Do protokolu přiložte výsledné grafy (screenshot nebo vykreslené ve vhodném programu) a popište je (rozdíly mezi grafy).

Pracovní postup k bodu č. 4

1. Na čtvrté záložce („Napětí na výstupu digitálních senzorů“) nastudujte stavbu senzorů s digitálním výstupem.
2. Sensory zapojte s rezistorem $10\text{ k}\Omega$.
3. Po zapnutí měření sledujte změnu napětí na výstupu senzoru.
4. Poznamenejte si rozdíly mezi jednotlivými senzory.
5. Při výměně senzoru na nepájivém poli ukončete měření virtuálním spínačem a vypněte napájení v pravé horní části pracovní stanice NI ELVIS II.
6. Měření proveďte pro všechny 3 senzory.
7. Měření ukončete virtuálním spínačem (zelený indikátor zhasne).

Pracovní postup k bodu č. 5

1. Na poslední záložce se nachází schéma zapojení s Hallovým senzorem pro ovládání svícení LED.
2. Zapojte obvod na nepájivém poli podle schématu s omnipolárním a následně latching senzorem.
3. Ovládejte svícení LED pomocí magnetu.
4. Sestavené zapojení vyfotografujte, vložte do protokolu a popište jeho chování.


Pracovní postup k bodu č. 6

1. Spust'te Úloha 2 – Využití lineárního senzoru pro měření vzdálenosti.
2. V levém horním rohu zvolte měřicí zařízení (*DevX*)
3. Zapojte senzor podle schématu, zapněte napájení NI ELVIS II a postupujte podle zadání v uživatelském prostředí úlohy.

4. Na začátku každého měření nastavte *Počáteční vzdálenost* a *Krok* a stiskněte tlačítko NOVÉ MĚŘENÍ.
5. Měření opakujte pro více různých magnetů.
6. Do protokolu přiložte vykreslené grafy (screenshot) nebo data z tabulky uložte a grafy vykreslete ve vhodném programu. Popište je.

Pracovní postup k bodu č. 7

Program úlohy 3 (využívaný v bodech 7 a 8) funguje tak, že jsou čítány sestupné hrany obdélníkového signálu, který vzniká pohybem magnetů před unipolárním senzorem. V uživatelském prostředí je zobrazen celkový počet sestupných hran a počet sestupných hran za sekundu. Počet sestupných hran za sekundu přibližně odpovídá frekvenci obdélníkového signálu, ze které jsou následně vypočítané další parametry (ot/min, ot/s, průtok).

1. Spusťte Úloha 3 – Měření otáček a průtoků.
2. V levém horním rohu zvolte měřicí zařízení (*DevX* a *DevX/ctr0*).
3. Stiskněte šipku RUN v levém horním rohu obrazovky .
4. Zapojte unipolární senzor SS443A a motor podle schémat v uživatelském prostředí.
5. Do tabulky zaznamenejte napětí na motoru a otáčky za sekundu.
6. Měření opakujte pro více motorů.
7. Do protokolu uveďte vzorec pro výpočet otáček z frekvence obdélníkového signálu.

Pracovní postup k bodu č. 8

Průtokoměr YF-S201 obsahuje Hallův senzor a magnet připevněný na lopatky, které jsou roztáčeny protékající kapalinou. Výstupem senzoru je obdélníkový signál, jehož frekvenci lze přepočítat na průtok.

1. Připravte si průtokoměr, odměrku s 1000 ml vody a nádobu, do které bude voda vytékat.
2. Zapojte průtokoměr.
3. Zvolte kalibrační faktor (volte přibližně v rozmezí 7 až 8).
4. Vynulujte celkový počet sestupných hran a proveďte měření (Kapalinu je nutné vlévat rychle. Při pomalém vlévání není průtok konstantní a měření je nepřesné).
5. Měření několikrát opakujte a naměřené hodnoty zapisujte do tabulky. Zvolte takový kalibrační faktor, aby naměřený objem co nejvíce odpovídal skutečnému objemu. Graf nejpřesnějšího měření uveďte v protokolu.

1.7 Výsledky

Výsledky bodu č. 2

Hodnoty saturace:

Maximální napětí na výstupu $U_{max} = \underline{\hspace{2cm}}$

Minimální napětí na výstupu $U_{min} = \underline{\hspace{2cm}}$

Výsledky bodu č. 3

Grafy změny napětí na výstupu lineárního senzoru při pohybu magnetu před senzorem.

Výsledky bodu č. 5

Fotografie a popis zapojení.

Výsledky bodu č. 6

Grafy závislosti výstupního napětí senzoru na vzdálenosti magnetu od senzoru.

Výsledky bodu č. 7

Tabulka 1 - Záznam napětí a otáček na motoru

Motor	
Napětí na motoru [V]	Otáčky za minutu

Výsledky bodu č. 8

Tabulka 2 - Výsledky měření průtoku

Skutečný objem vody: ml			
Pořadí měření	Kalibrační faktor	Počet sestupných hran	Měřený objem
1.			
2.			

⋮

Graf průtoku v čase.

1.8 Kontrolní otázky

1. Proč na výstupu lineárního senzoru s napájecím napětím 5 V DC nezískáme napětí na celé škále 0 až 5 V?
2. K čemu lze využít senzor s lineárním výstupem?
3. Čím se liší senzory unipolární, omnipolární a latching, se kterými se pracuje v bodě č. 4?
4. Napište vztah pro výpočet otáček za minutu z frekvence měřeného obdélníkového signálu a počtu magnetů na hřídeli motoru.
5. Jaký z využívaných senzor lze také využít v bodě č. 7 a proč?
6. Na jakém principu funguje průtokoměr YF-S201 využitý v bodě č. 8?

1.9 Literatura

- *Honeywell: SS39ET/SS49E/SS59ET Series Linear Hall-Effect Sensor ICs* [online]. In: . 2012 [cit. 2019-10-22]. Dostupné z: https://sensing.honeywell.com/ss39et_ss49e_ss59et_50000353_issue-2_final_20dec12.pdf
- *Honeywell: Bipolar, Latching, and Unipolar Hall-effect Digital Position Sensor ICs: SS400 Series, SS500 Series* [online]. In: . 2017 [cit. 2019-10-22]. Dostupné z: http://www.farnell.com/datasheets/2634476.pdf?_ga=2.37079075.2088582872.1571555519-551842490.1569181793
- *Texas Instruments: DRV5033 Digital-Omnipolar-Switch Hall Effect Sensor* [online]. In: . 2014 [cit. 2019-10-22]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/drv5033.pdf>
- *Honeywell: High Sensitivity Latching Digital Hall-effect Sensor ICs: SS360NT, SS360ST, SS360ST-10K, SS460S, SS460S-T2, SS460S-T3 SS460S-LP* [online]. In: . 2018 [cit. 2019-10-22]. Dostupné z: http://www.farnell.com/datasheets/2793707.pdf?_ga=2.212739991.2088582872.1571555519-551842490.1569181793
- *YF-S201 Hall Effect Water Flow Meter / Sensor* [online]. In: . [cit. 2019-10-22]. Dostupné z: <http://www.hobbytronics.co.uk/datasheets/sensors/YF-S201.pdf>
- *Hobby Electronics: YF-S201 Hall Effect Water Flow Meter / Sensor* [online]. [cit. 2019-10-22]. Dostupné z: <http://www.hobbytronics.co.uk/yf-s201-water-flow-meter>
- *NI Educational Laboratory Virtual Instrumentation Suite II Series (NI ELVIS II Series) User Manual: National Instruments* [online]. In: . 11500 North Mopac Expressway Austin, Texas, USA, červen 2011 [cit. 2020-03-21]. Dostupné z: <http://www.ni.com/pdf/manuals/374629c.pdf>
- *National Instruments: NI ELVIS II+* [online]. [cit. 2020-03-21]. Dostupné z: <https://www.ni.com/cs-cz/support/model.ni-elvis-ii-.html>
- *FAIRCHILD: BC638 PNP Epitaxial Silicon Transistor* [online]. 2015 [cit. 2020-04-10]. Dostupné z: <https://www.mouser.com/datasheet/2/149/BC638-106714.pdf>
- *GM ELECTRONIC: Elektrický motor s převodovkou kovová a plastová osa, 1:48 3-6V* [online]. [cit. 2020-05-12]. Dostupné z: <https://www.gme.cz/data/attachments/dsh.671-051.pdf>
- VLACH, Jaroslav, Josef HAVLÍČEK a Martin VLACH. *Začínáme s LabVIEW*. Praha: BEN - technická literatura, 2008. ISBN 978-80-7300-245-9.
- *Arduino návody: Arduino průtokoměr 1-30 l/min* [online]. 15. 8. 2017 [cit. 2020-05-08]. Dostupné z: <https://navody.arduino-shop.cz/navody-k-produktum/arduino-prutokomer-1-30-l-min.html>
- *Electronics Tutorials: Hall Effect Sensor* [online]. [cit. 2020-03-21]. Dostupné z: <https://www.electronics-tutorials.ws/electromagnetism/hall-effect.html>

2 MĚŘENÍ VÝKONU PERISTALTICKÉHO ČERPADLA

2.1 Cíl úlohy

Prostřednictvím této laboratorní úlohy:

- se seznámíte s principem fungování peristaltického čerpadla
- pochopíte význam konstrukčních parametrů čerpadla
- pochopíte význam měření průtoku u čerpadel

2.2 Zadání

- Změřte průtok pomocí objemové metody a hmotnostní metody.
- Změřte průtok za pomoci otáčkoměru, vztahu pro výpočet výkonu na peristaltickém čerpadle a rychlostní metody
- Změřte průtok pomocí průtokoměru FCH-m-POM-LC.
- Všechny výše zmíněné metody pro měření průtoku porovnejte.

2.3 Předpokládané znalosti

- Katalogový list FCH-m-POM-LC
- Katalogový list CNY-70

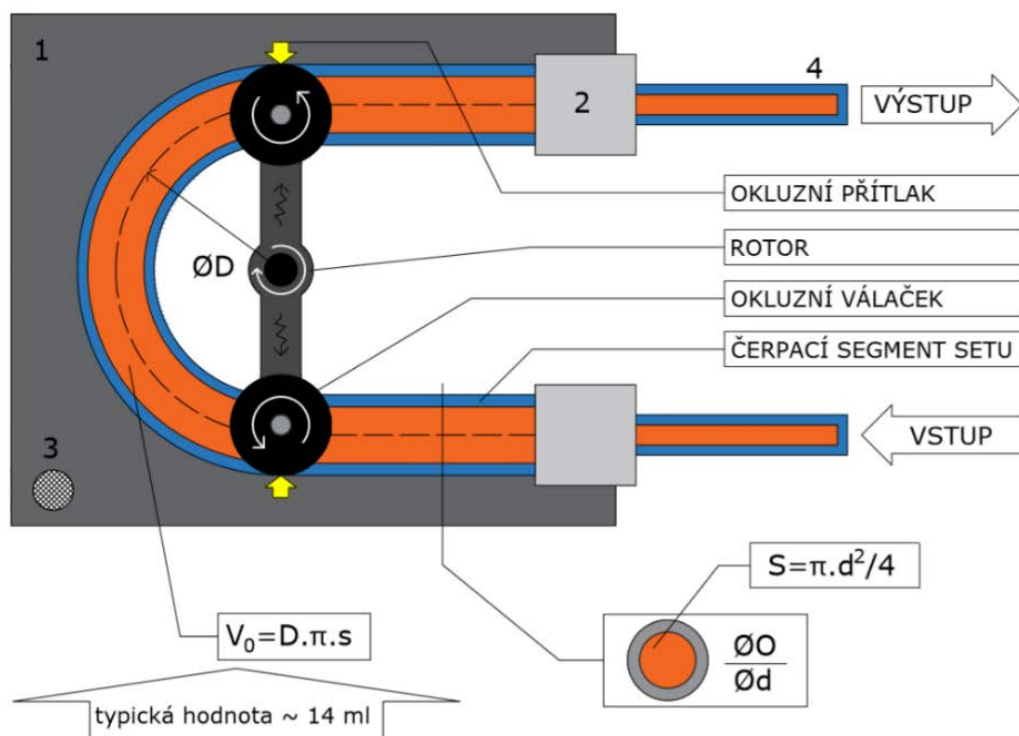
2.4 Použité vybavení

- Deska NI ELVIS II
- Řídící obvod pro čerpadlo(H-můstek)
- Senzor průtoku FCH-m-POM-LC
- Senzor otáček
- Peristaltické čerpadlo
- Hadičky pro propojení jednotlivých segmentů
- Dva odměrné válce s min. objemem 1L
- Laboratorní zdroj SS napětí
- PC s připraveným softwarem

2.5 Teoretický rozbor

Peristaltické čerpadlo je technickou součástíkou objevenou v USA, kde také byla v roce 1855 patentována. Od čerpadla je odvozeno mnoho technických modifikací, z těch významných je to např. uplatnění v medicíně, chemickém průmyslu apod. V medicíně se především peristaltické čerpadlo používá jako krevní pumpa nebo také čerpadlo pro substituční roztok a také jako infuzní pumpa. Peristaltické čerpadlo se dnes málokdy objeví samostatně, vždy jde o součástku v přístrojové technice (hemodialyzační monitor pro dialyzační terapie, přístroj určený k zajištění mimotělního oběhu krve, přístroj určený k odběru krve).

Součástí čerpadla jsou čerpací segmenty, které jsou pro samotnou funkci čerpadla důležité, protože vlastnosti těchto segmentů ovlivňují parametry čerpadla samotného. Princip funkce čerpadla spočívá ve vytváření uzavřených objemů, pomocí okluzních válců, tyto válce pevně přitlačí hadičku čerpadla a uzavřou daný objem v segmentu. Výkon čerpadla je závislý konstrukci a fyzikálních vlastnostech.



Obrázek 6 - Konstrukce peristaltického čerpadla, 1. kostra čerpadla, 2. úchyty čerpacího segmentu, 3. detektor uzavření čerpadla, 4. hadička

Výkon peristaltického čerpadla vyjádříme vztahem:

$$Q_b = V_0 \cdot n = D \cdot \pi \cdot s \cdot n \quad (1)$$

Q_b průtok kapaliny v [ml / min],

$V_0 = D \cdot \pi \cdot s$ objem čerpacího segmentu v [ml], vymezen okluzními válečky,

D průměr středové osy čerpacího segmentu v [mm],

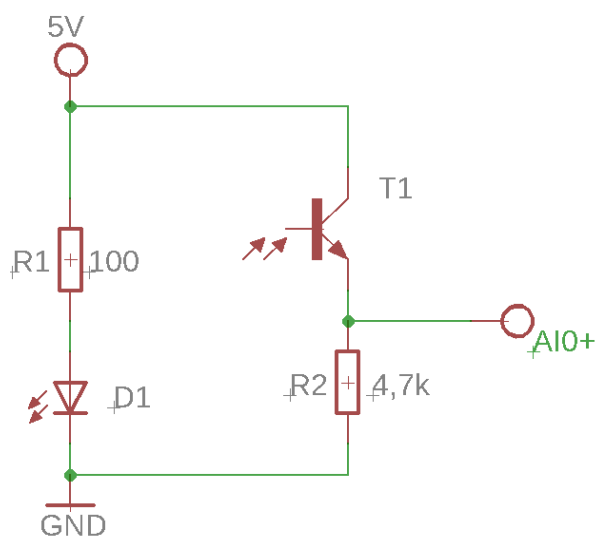
$S = \pi \cdot d^2 / 4$ vnitřní průřez čerpacího segmentu v [mm²],

d vnitřní průměr čerpacího segmentu v [mm],

n počet otáček rotoru

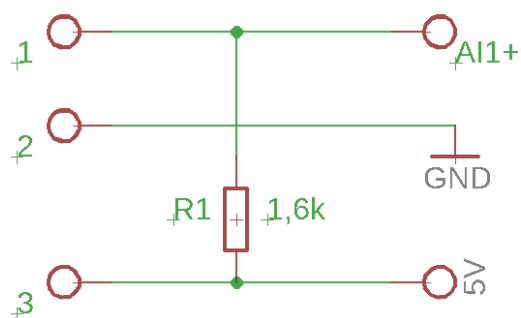
2.6 Pracovní postup

Na nepájivé pole vývojové desky NI Elvis II sestavte pomocné obvody pro senzor průtoku a otáček dle přiložených schémat. Nápomocny vám budou katalogové listy pro CNY 70 a FCH-m-POM-LC



Obrázek 7 Schéma zapojení pro senzor otáček:

Senzor otáček zapojte dle schéma na obrázku (Obrázek 51.) Pro zjištění správného rozložení pinů na optočlenu CNY 70 použijte katalogový list. Pin AI0- připojte na pin GND na desce NI Elvis II.

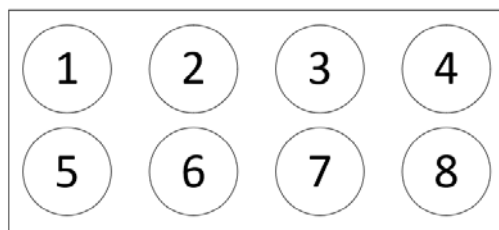


Obrázek 8. - Schéma zapojení senzoru průtoku

Senzor průtoku připojte dle přiloženého schéma na obrázku (Obrázek 52.) Význam a rozložení pinů na portu senzoru průtoku najdete v katalogovém listě FCH-m-POM-LC. Pin AI1- připojte na pin GND desky NI Elvis II, stejně jako u předchozího zapojení.

Zasuňte obvod H-můstku na desce plošného spoje do nepájivého pole vývojové desky

NI Elvis II a zapojte piny konektoru dle značení (Obrázek 4) a legendy na piny desky NI Elvis II a peristaltickou pumpu. Deska plošného spoje musí být otočená tak aby konektor byl ve spodní části desky.



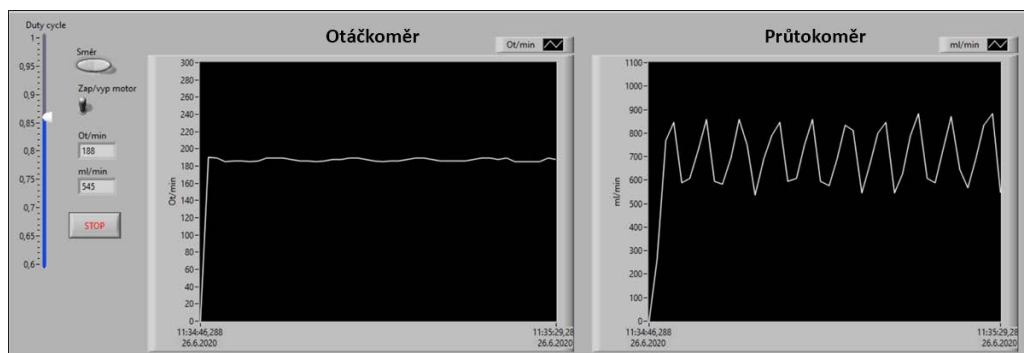
Obrázek 9. - Značení pinů konektoru H-můstku

1. - DIO_0
2. - pin pro peristaltickou pumpu
3. DIO_1
4. pin pro peristaltickou pumpu
5. CTR0_OUT
6. BANANA A (napájení z laboratorního zdroje na 24 V)
7. 5V (napájení z desky NI Elvis II)
8. GND a BANANA B

Na konektory “BANANA A“ a “BANANA B“ na levé straně připojte laboratorní zdroj. N konektor “BANANA A“ připojte kladný pól zdroje (+) a na konektor “BANANA B“ pól záporný (-). Pin GND (na desce NI Elvis II) a “BANANA B“ propojte. Piny 2 a 4 na konektoru H-můstku připojte k peristaltickému čerpadlu.

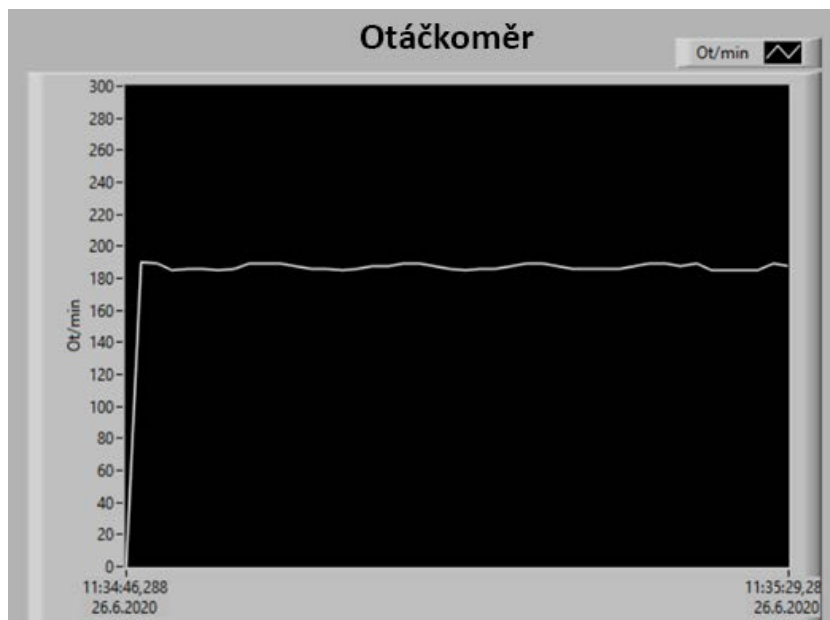
Následně propojte hadičkou průtokoměr s peristaltickým čerpadlem, tak aby šipka na průtokoměru směřovala od pumpy. Poté propojte odměrný válec s druhým koncem pumpy, to samé proveďte u druhého konce průtokoměru.

Desku NI Elvis II připojte pomocí kabelu USB do počítače. Spusťte přiložený Software a seznamte s ovládacími prvky a indikátory na čelním panelu (Obrázek 54.). Vysvětlení jednotlivých prvků naleznete níže.



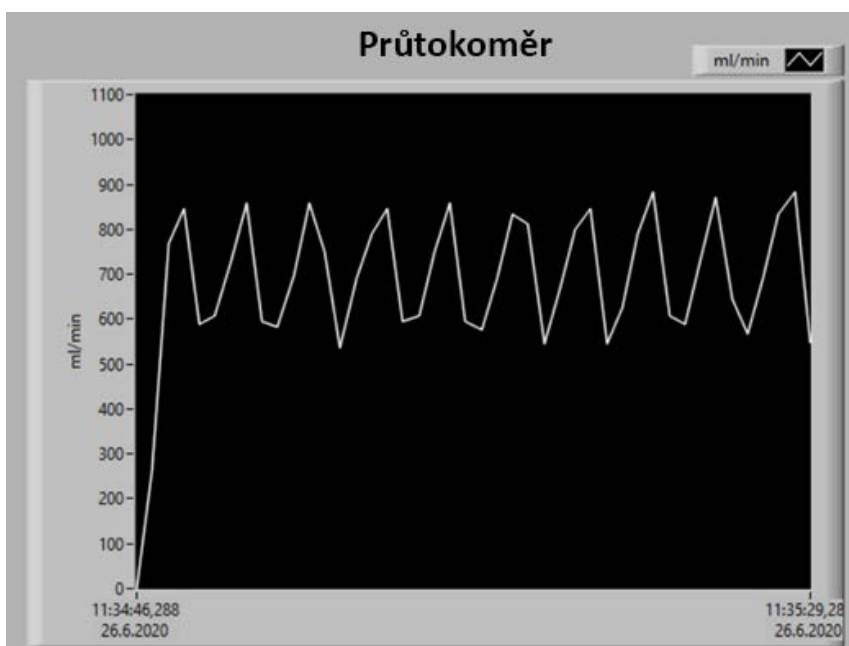
Obrázek 10. - Čelní panel Softwaru v NI labview.

Indikátory na čelním panelu slouží k zobrazování aktuální hodnoty otáček ze senzoru otáček na peristaltickém čerpadle (číselný indikátor v horní části (Obrázek 5) s označením “Ot/min”) a průtoku ze senzoru průtoku FCH-m-POM-LC (číselný indikátor ve spodní části (Obrázek 5) s označením “ml/min”).



Obrázek 11. - Grafický indikátor průběhu otáček v čase

Grafický indikátor na obrázku (Obrázek 6) nám zobrazuje průběh otáček v čase (ze senzoru otáček). Na ose Y se nachází hodnota ot/min a na ose x hodnota času v sekundách. Tento grafický indikátor poznáme podle označení “Ot/min” v pravém horním rohu. Po ukončení měření je tento průběh uložen do souboru.



Obrázek 12. - Grafický indikátor pro průtok v ml/min.

Grafický indikátor na obrázku (Obrázek 61.) nám zobrazuje průběh průtoku v čase (ze senzoru průtoku FCH-m-POM-LC) Na ose Y se nachází hodnota ml/min a na ose x hodnota času v sekundách. Tento grafický indikátor poznáme podle označení “ml/min” v pravém horním rohu. Po ukončení měření je tento průběh uložen do souboru.

Po seznámení s ovládacími prvky, zapněte laboratorní zdroj a nastavte jej na hodnotu 24 V. Před začátkem měření se ujistěte že se peristaltická pumpa otáčí ve směru šipky na průtokoměru.

2.7 Úloha č.1. měření průtoku pomocí objemové, hmotnostní, rychlostní metody a vztahu pro výpočet výkonu na peristaltickém čerpadle

V úloze číslo jedna budete měřit průtok za pomoci objemové, hmotnostní, rychlostní metody a vztahu pro výpočet výkonu na peristaltickém čerpadle. V této úloze odpojte průtokoměr z čerpadla a trubičku umístěte do prázdného odměrného válce. V této úloze budete potřebovat stopky pro měření času a litr vody. Do odměrného válce, kde nebyl připojen průtokoměr, nalijte 1 l vody. následně nastavte hodnotu duty cycle na posuvníku a spusťte měření. Jakmile přečerpáte objem vody z odměrného do válce druhého zaznamenejte dobu, za kterou tento objem přečerpal. Do tabulky také zaznamenávejte hodnoty otáček, vyobrazené na indikátoru otáček (čelní panel softwaru). Měření opakujte pro 5 hodnot duty cycle. Výsledky zaznamenejte do vzorové tabulky (Tabulka 2.) pro každou metodu zvlášť.

Tabulka 3. - Vzorová tabulka výsledků pro úlohu č.1.

Duty cycle	Čas [s]	n [ot/min]	Q_v [m ³ / min]	Q_m [kg /min]	Q_b [ml/min]

Pro výpočet Q_v a Q_m použijte vztahy z teoretického rozboru a pro jednu z hodnot uveďte příklad výpočtu. U metody hmotnostní Q_v vynechejte. U rychlostní metody vycházejte z toho, že rychlost otáčení čerpadla se rovna střední rychlosti proudění.

2.8 Úloha č.2. měřte průtok za pomoci průtokoměru

Nyní připojte zpět průtokoměr do měřicího řetězce. Opakujte stejný postup jako v úloze č.1. a zaznamenávejte hodnoty uvedené ve vzorové tabulce. Do výsledného průtoku zahrňte chybu měřidla uvedenou v katalogovém listě průtokoměru FCH-m-POM-LC.

Tabulka 4. - Vzorová tabulka výsledku pro úlohu č.2.

Duty cycle	Čas [s]	n [ot/min]	Q [ml/min]

2.9 Úloha č.3. proved'te analýzu naměřených dat

Vytvořte společný krabicový graf z naměřených hodnot průtoku. Z naměřených hodnot z objemové, hmotnostní metody a průtokoměru vypočtete objem čerpacího segmentu pomocí vztahu pro výpočet výkonu peristaltického čerpadla. Z těchto hodnot následně vypočtete chybu měření.

2.10 Kontrolní otázky

1. Které technické parametry ovlivňují výkon peristaltického čerpadla, kromě výkonu motoru?
2. Jaký jev může nastat, když okluzní přítlak čerpadla je příliš malý?
3. Do jaké skupiny senzorů dle metod, se řadí použitý průtokoměr a jakým principem senzor měří?
4. Která z použitých metod se jeví jako nejpřesnější a proč?

2.11 Literatura

- ČIHÁK, Josef a Martin AUGUSTYNEK. *Infuzní technika a hemodialyzační technika a technologie*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3100-8.
- PENHAKER, Marek. *Snímače a senzory v biomedicině*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3104-6.
- INTLLAB DP-385-DIY Peristaltické čerpadlo 12V. *Www.laskarduino.cz* [online]. Rychnov nad Kněžnou: laskarduino.cz, c2020 [cit. 2020-01-03]. Dostupné z: https://www.laskarduino.cz/intllab-dp-385-diy-peristalticke-cerpadlo-2v/?gclid=EAIaIQobChMIypfs_O3n5gIVw513Ch2ezADdEAQYAiABEGKi5vD_BwE
- ĎAŘO, Stanislav, Ludvík BEJČEK a Antonín PLATIL. *Měření průtoku a výšky hladiny*. Praha: BEN - technická literatura, 2005. Senzory neelektrických veličin. ISBN isbn:80-7300-156-x.
- NI Elvis II. In: *NI ELVIS II: NI ELVIS* [online]. Austin, Texas, USA: National Instruments, b.r. [cit. 2021-04-23]. Dostupné z: <https://www.ni.com/cs-cz/support/model.ni-elvis-ii.html>
- B.I.O-TECH e.K. senzor průtoku FCH-M-POM-LC. In: *Conrad.cz* [online]. Praha: Conrad Electronic, b.r. [cit. 2021-04-23]. Dostupné z: <https://www.conrad.cz/p/bio-tech-ek-senzor-prutoku-fch-m-pom-lc-ad-6-mm-flowmeter->

3 MĚŘENÍ PH

3.1 Cíl úlohy

1. Prostřednictvím této laboratorní úlohy se naučíte:
 - základní principy stanovení hodnoty pH roztoků
 - měřit pH s pomocí různých typů senzorů

3.2 Zadání

2. Proved'te kalibraci pH metru.
3. Realizujte zapojení ISFET k systému Palmsens.
4. Naměřte kalibrační křivku ISFET.
5. Proved'te měření pH dostupných roztoků s pomocí testovacích proužků, pH metru i ISFET.
6. Porovnejte naměřené hodnoty.

3.3 Použité vybavení

- pH metr WTW3310 se skleněnou pH elektrodou
- ISFET pH senzor
- Kalibrační pufry s pH 4, 7 a 10
- Testovací roztoky (Coca Cola, mléko)
- Proužky na orientační měření pH
- Potenciostat PalmSens 4
- Počítač s programem PSTrace
- Filtrační papíry
- Destilovaná voda

3.4 Teoretický rozbor

Senzory chemických veličin neboli chemické senzory poskytují informaci o koncentraci daného analytu v analyzovaném vzorku. Výstupem při měření senzory chemických veličin je elektrický signál, který nám podává informace o chemickém složení zkoumaného vzorku. Chemické senzory spolu s příslušnými elektronickými obvody vytváření měřicí systémy označované jako analyzátory, případně monitory.

Každý chemický senzor je kompozitním zařízením, jež obsahuje několik základních funkčních částí. První částí je tzv. aktivní vrstva (senzorový element), kterou může být vrstvička uměle vytvořená při výrobě senzoru, anebo také elektrodová dvojvrstva vytvořená automaticky na povrchu kovové elektrody při styku s elektrolytem. Dále senzor obsahuje fyzikální převodník, který chemickou veličinu převádí na elektrickou. Elektrická veličina je dále zesílena a převedena AD převodníkem do číslíkové podoby pro digitální zpracování.

3.4.1 Měření pH

Zkratkou pH (angl. Potential of hydrogen = vodíkový potenciál, č. též kyselost nebo

vodíkový exponent) označujeme chemickou veličinu, která vyjadřuje míru aktivity vodíkových kationů H^+ v roztoku. pH je veličina bezrozměrná a její hodnota je definována jako záporně vzatý dekadický logaritmus aktivity H^+ kationů:

$$pH = - \log a_{H^+}$$

Nejčastěji měříme pH u vodných roztoků, kde se vodík vyskytuje ve formě molekul H_2O

a také ve formě oxoniových kationů H_3O^+ a hydroxylových anionů OH^- . pH čisté vody, která je považována za neutrální látku, je rovno 7. Aktivita oxoniových kationů a hydroxylových

anionů je zde shodná. Látky s vyšším pH nazýváme zásaditými, látky s nižším naopak kyselými. Maximální dosahovaná hodnota pH je 14, může však být i záporná. Tab. 1 uvádí pH vybraných látek.

Tab. 1: Typické hodnoty pH vybraných látek

Látka	pH	Typ látky
kyselina chlorovodíková	0	↑
žaludeční šťávy	2	Kyselá
pivo	4	
čistá voda	7	Neutrální
lidská krev	7,4	
amoniak	11	Zásaditá
hydroxid sodný	14	↓

Stanovení hodnoty pH lze považovat za jednu z velmi důležitých charakteristik chemických průběhů a zejména pak biochemických dějů. Způsob měření je volen vzhledem k požadované přesnosti určení hodnoty pH. Rozlišujeme měření orientační, kde se využívají pro stanovení hodnoty pH roztoky acidobazických indikátorů nebo indikátorové papírky a měření přesné, kde je stanovena hodnota pH na základě měření pomocí pH metrů.

3.4.2 Orientační měření

Orientační měření je založeno na chemických reakcích mezi měřeným roztokem a chemickou látkou napuštěnou v indikátorovém papírku. Při těchto reakcích dochází ke změně barvy na papírku. Přírodním indikátorem je například barvivo v červeném zelí, které při okyselení roztoku změni barvu z modré na červenou. Takovým látkám říkáme acidobazické indikátory. Kyselost můžeme měřit přidáním indikátoru do roztoku a porovnáním barvy s kalibrovanou barevnou škálou (obr. 1).

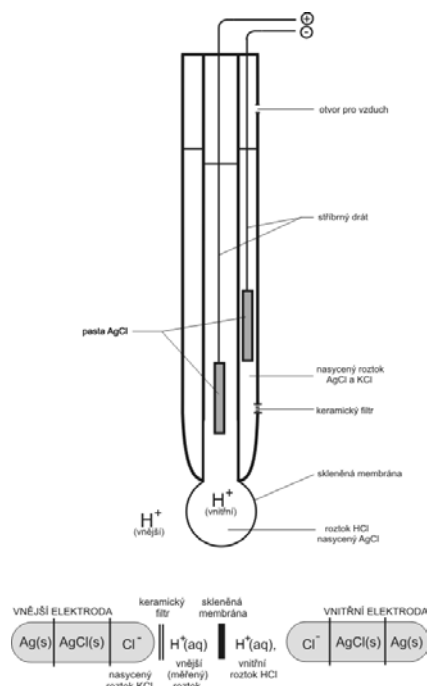


Obrázek 13: Barevná škála pH

3.4.3 Skleněná elektroda

Druhou možností je potenciometrické měření. Nejrozšířenějšími elektrodami potenciometrického měření jsou membránové elektrody. Tato metoda je založena na elektrochemickém principu a je využívána u měření s pH metry. Pokud je k měření použita nejrozšířenější skleněná elektroda, jedná se o iontově selektivní elektrodu, která má iontově selektivní membránu z tenké vrstvy skla asi 0,1 mm. V dnešní době jsou skleněné elektrody vyráběny výhradně z SiO_2 a jsou spojeny přes tetraedrickou síť, jejíž záporný náboj kompenzují volně pohyblivé kationty (Na^+ , K^+ , Ca^{2+} , Li^+ , ad.) Krom toho jsou skleněné elektrody vyráběny s obsahem různých množství jiných oxidů kovů, jako Na_2O a CaO . Složení skla určuje selektivitu vůči různým iontům. Nejčastěji mají pH elektrody kombinovaný design, ve kterém jsou skleněná membrána a nezbytné referenční elektrody začleněny do stejného těla elektrody a tvoří galvanický článek. Jedna elektroda má známý konstantní elektrodový potenciál. Tato elektroda je srovnávací neboli referenční a nejčastěji hovoříme o elektrodě kalomelové nebo argentchloridové. Druhá elektroda je indikační neboli měrná a její potenciál je přímo úměrný funkci aktivity vodíkových iontů H^+ a závisí na hodnotě pH. Jedná se o speciální skleněnou elektrodu naplněnou roztokem o známé a konstantní hodnotě pH, do něhož zasahuje vnitřní srovnávací elektroda.

Schéma typické kombinované skleněné pH elektrody je znázorněno na obrázku 2.

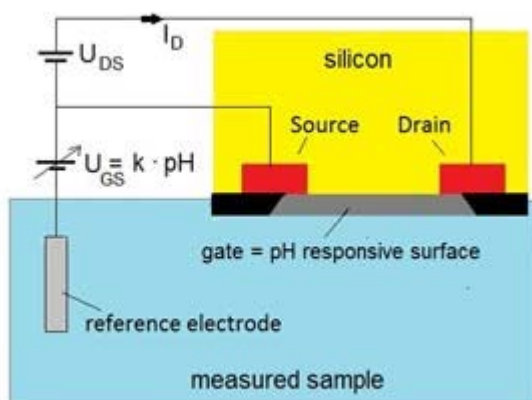


Obrázek 14: Skleněná elektroda pro měření pH

3.4.4 ISFET (iontově selektivní tranzistor s efektem pole)

Tranzistory s iontově citlivým efektem pole jsou nová integrovaná zařízení v mikroelektrochemických laboratořích na čipových systémech. ISFET tranzistory jsou realizovány mikroelektronickou technologií, která je kompatibilní s procesy CMOS, což umožňuje výrobu senzorů na bázi destiček. Při výrobě ISFET senzorů se používá litografie, což je postupné nanášení jednotlivých vrstev, vytváření struktury pomocí masek. Jedná se o běžný typ chemicky citlivých tranzistorů. Spojují chemické a elektrické domény, tj. přenos chemických informací do elektrického signálu. Iontově selektivní tranzistory s efektem pole se zakládají na využití uspořádání tranzistorů MOSFET, kterému chybí Gate z kovu jako řídicí elektroda a fungují na principu změny vodivosti prostřednictvím elektrického pole. Místo toho se u ISFET tranzistorů nachází médium v přímém kontaktu s izolační vrstvou Gate. Do P-vodivého základního materiálu polovodiče (Si) difundovaly dvě silně N-vodivé oblasti. Ty působí jako elektroda dodávající (Source) a přijímající (Drain) proud. Kovová elektroda Gate u MOSFET případně médium u ISFET tvoří společně se substrátem, který se zde nachází, kondenzátor. Rozdíl potenciálu mezi Gate a substrátem (U_{GS}) způsobuje zvýšení hustoty elektronů v rozsahu mezi Source a Drain. Vzniká vodivý kanál, takže při indukci napětí protéká proud. Chemická citlivost ISFETU je řízena vlastnostmi izolačního elektrolytu. Existují různé typy organických materiálů pro pH senzor, jako je například Al_2O_3 , Si_3N_4 , Ta_2O_5 , tyto izolační vrstvy nazýváme, také jako solid-state membrány, které mají lepší vlastnosti než SiO_2 . Tyto membrány mají větší citlivost, větší životnost, vzhledem k menší hydrataci vrstvy a nižší napěťový drift.

U ISFET elektrody vytváří ionty, které jsou přítomné v médiu a nacházejí se v limitní vrstvě média/Gate-izolator, elektrického pole (potenciál Gate). Popsaný efekt vede v křemičitém polovodivém substrátu mezi Source a Drain ke vzniku vodivého kanálu a způsobuje tok proudu mezi Source a Gate. Vhodná spínání snímačů využívají závislost iontově selektivního potenciálu Gate ke generaci výstupního signálu, který je proporcionální ke způsobu koncentrace iontů. Izolátor Gate slouží jako ionoselektivní vrstva pro ionty H^+ . Izolátor je sice pro tyto ionty nepropustný, ale umožňuje opačné reakce hladin s ionty H^+ . V závislosti na charakteru roztoků měření (kyselé/zásadité) přijímají funkční skupiny v povrchu izolátoru ionty H^+ nebo je vydávají (amfoterní charakter skupin). To vede ke kladnému (příjem H^+ v kyselém roztoku) nebo k zápornému (výdej H^+ v zásaditém roztoku) nabití povrchu izolátoru. Na obrázku 3 je uvedeno základní schéma ISFET.



Obrázek 15: Schéma ISFET

Referenční elektroda u ISFET bývá často použita stejná jako u skleněné elektrody, tedy např. argentchloridová. Výhodou ISFET oproti klasické skleněné elektrodě je menší velikost, vyšší mechanická odolnost, rychlejší reakce na změnu pH. ISFET však bývá dražší a nedosahuje stejné stability a přesnosti měření. Stejně jako u skleněné elektrody je důležité při měření pH také monitorovat teplotu, protože ta velmi ovlivňuje naměřené hodnoty. Ve skleněných elektrodách často bývá již zakomponován termistor pro měření teploty.

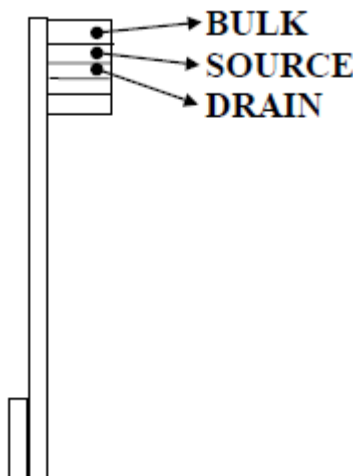
3.5 Pracovní postup

3.5.1 Postup k bodu č. 1.: Kalibrace pH metru

1. Připojte skleněnou elektrodu k vypnutému pH metru.
2. Zapněte pH metr a vyberte sadu pufrů v menu kalibrace. Ke kalibraci máte k dispozici pufrы s pH 4,7 a 10.
3. Vyberte měřenou veličinu pH tlačítkem M.
4. Zahajte kalibrační proces tlačítkem CAL.
5. Důkladně opláchněte elektrodu destilovanou vodou a usušte filtračním papírem.
6. Ponořte elektrodu do prvního pufru. Použité pufrы musí tvořit vzestupnou či sestupnou řadu.
7. Po ustálení hodnoty spustěte kalibraci tlačítkem ENTER. Po ukončení měření pH pufru opakujte pro ostatní pufrы.
8. Do protokolu vložte tabulku s naměřenými hodnotami pro jednotlivé pufrы.

3.5.2 Postup k bodu č. 2.: Realizace zapojení ISFET

1. K potenciostatu PalmSens připojte kabel zakončený krokodýlky. Jednotlivé vodiče tohoto kabely jsou označeny:
 - Modrá – referenční elektroda (R)
 - Zelená – zemnicí elektroda (GND)
 - Černá – pomocná elektroda (C)
 - Červená – pracovní elektroda (W)
2. K tomuto kabelu je nutné připojit ISFET. Ten má 3 vývody, dle obrázku 4:



Obrázek 16: Zapojení ISFET

3. Pro měření pH pomocí ISFET je nutné, aby mezi Drain a Source procházel konstantní proud. Jako výstupní veličina se poté měří napětí mezi Gate a Source. V případě měření s pomocí PalmSens 4 je zapojení následující:
 - Na Drain připojen vodič W.
 - Bulk a Source spojeny a připojeny k vodiči R, zároveň spojené i s vodičem C. K tomuto uzlu je dále připojena i referenční elektroda k měření s ISFET.
4. Dále připojte potenciostat PalmSens k počítači pomocí USB kabelu.
5. V programu PSTrace se po spuštění v levém horním rohu objeví tabulka Connection. Pro propojení Potenciostatu s programem stihněte zelené tlačítko Refresh. Po chvíli počítač potenciostat vyhledá a poté se propojí za pomoci tlačítka Connect.
6. V programu PSTrace v levé tabulce změňte používanou techniku na chronopotenciometrii – tedy měření výstupního napětí v čase.
7. Parametry měření vyberte měřicí rozsah 100 μA , interval 0.1 s a dobu měření 10 s.
8. Do protokolu vložte fotografii provedeného zapojení.

3.5.3 Postup k bodu č. 3.: Kalibrace ISFET

1. ISFET i referenční elektrodu opláchněte destilovanou vodou a otřete filtračním papírem.
2. Vložte ISFET spolu s referenční elektrodou do kalibračního pufru a proveďte měření v programu PSTrace. Měření spusťte zelenou šipkou na horní liště. Pro odečtení hodnoty lze v grafu použít funkce autoscale. Pro přesnější zobrazení lze kurzorem přiblížit určitou oblast grafu.
3. Měření proveďte pro všechny 3 kalibrační pufrы stejným postupem jako u pH metru.
4. Vykreslete graf závislosti napětí na pH měřeného roztoku a vložte do protokolu.
5. Jelikož je napětí lineárně závislé na pH, proložte naměřené hodnoty přímkou a uveďte rovnici přímky.

3.5.4 Postup k bodu č. 4.: Měření pH

1. Proveďte orientační měření pH dostupných testovacích roztoků pomocí měřicích proužků. Výsledky uveďte do tabulky a vložte fotografie testovacích proužků.
2. Změřte pH roztoků také pomocí pH metru.
3. Pro měření s ISFET změřte napětí pro každý roztok a hodnotu pH daného roztoku dostanete dosazením do kalibrační křivky vytvořené v předchozím bodě.
4. Elektrodu pH metru i ISFET očistěte a položte na filtrační papír. Dále změřte dobu ustálení měřené hodnoty. Vezměte kalibrační pufr s pH 10 a vložte do něj sondu pH metru. Měřte čas, za který se ustálí měřená hodnota pH.
5. Stejně měření opakujte i pro ISFET. V programu PSTrace nastavte delší dobu měření, např. 20 s a spusťte měření ještě před vložením ISFET do pufru. Měřte dobu, za kterou se měřená hodnota napětí ustálí.
6. Výsledky vložte do tabulky a srovnajte dobu ustálení těchto dvou měřidel. ISFET by měl vykazovat rychlejší odezvu.
7. Do protokolu vložte graf ustálení křivky naměřený pro ISFET v programu PSTrace.

3.5.5 Postup k bodu č. 5.: Analýza výsledků

1. Vypočítejte absolutní a relativní odchylku naměřených hodnot pH pomocí ISFET a pomocí orientačního měření od hodnoty naměřené pH metrem pro jeden testovaný roztok. Jako referenční hodnoty použijte hodnoty naměřené pH metrem.
2. Výsledky uveďte do tabulky.

3.6 Výsledky

3.6.1 Kalibrace pH metru

Tab. 2: Kalibrace pH metru

pH pufru	Hodnota napětí [mV]
Slope:	

3.6.2 Realizace zapojení ISFET

- Fotografie zapojení

3.6.3 Kalibrace ISFET

- Graf závislosti napětí na pH roztoku s vyznačenými naměřenými hodnotami napětí
- Rovnice kalibrační přímky

3.6.4 Měření pH

Tab. 3: Kalibrace pH metru

Testovací roztok	pH odhadnuto z testovacího papírku	pH měřeno pH metrem	pH ISFET
Mléko			
Coca Cola			

- Fotografie testovacích proužků
- Graf křivky ustálení ISFET v pufru pH 10

Tab. 4: Doba ustálení pH v testovacím pufru

Použitý přístroj	Doba ustálení [s]
pH metr WTW3310	
ISFET	

3.6.5

3.6.6 Analýza výsledků

Tab. 5: Chyby měření jednotlivých metod pro testovaný roztok

Metoda	Hodnota pH	Absolutní chyba	Relativní chyba [%]
pH metr – reference		-	-
ISFET			
Testovací proužek			

3.7 Kontrolní otázky

1. Popište rozdíl mezi tranzistorem MOSFET a ISFET.
2. Z jakého materiálu jsou v dnešní době vyráběny skleněné pH elektrody?
3. V jakém rozmezí pH je udržována lidská krev a jaké mechanismy její pH v těle regulují?
4. Co je to pufr?

4 KAPACITNÍ SNÍMÁNÍ ZMĚNY PRŮMĚRU CÉVY

4.1 Cíl úlohy

Cílem úlohy je měření nepatrné změny průměru uzavřené cévy při zvýšení hydrostatického tlaku kapaliny.

Co se v této laboratorní úloze naučíte?

7. Dozvíte se základní princip snímání kapacity
8. Zjistíte změnu elektrické permitivity
9. Dozvíte se, jak lze využít semicylindrické elektrody a vypočítat jejich kapacitu
10. Pokusíte se simulovat tvar pulzní vlny pomocí stlačování stříkačky a změnou tlaku

4.2 Zadání

11. Vypočtete hodnotu kapacity v případě volného položení senzoru (vzduch)
12. Experimentálně ověřte kapacitu volného položení senzoru
13. Experimentálně změřte kapacitu a vypočtete relativní permitivitu po vložení umělé cévy
14. Zaznamenejte Vámi generovanou pulsní křivku a určete hodnotu pulsu.

4.3 Předpokládané znalosti

[IMR06]

Pletysmografie [PEN04]

Katalogový list k AD7147

4.4 Použité vybavení

15. přípravek se senzory pro kapacitní snímání
16. uzavřený cévní segment naplněný kapalinou
17. USB kabel pro přenos měřených dat do PC
18. PC se sériovým terminálem (Putty, Arduino IDE)

4.5 Teoretický rozbor

Elektrická kapacita je schopnost ukládat elektrický náboj, každá látka má svou schopnost uchovávat určité množství elektrického náboje při jednotkovém elektrickém potenciálu.

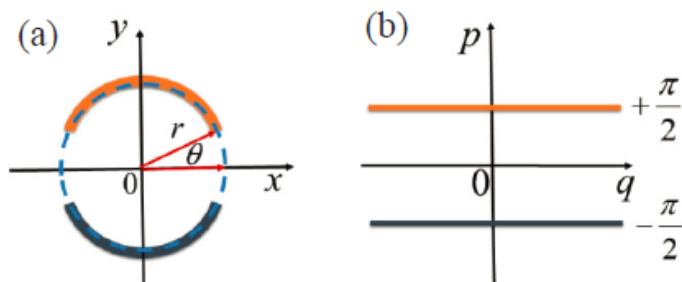
Kondenzátor je zařízení, které je schopno pojmout určité množství náboje při napětí mezi deskami rovné 1V.

Základní vztah pro kapacitu dvou paralelně uspořádaných desek je popsán níže:

$$C = \frac{S}{l} \varepsilon_0 \varepsilon_r \quad (1)$$

Kde C je kapacita, S je plocha desky kondenzátoru, l je vzdálenost těchto desek, ε_0 je permitivita vakua ($\varepsilon_0 = 8,854\,187\,8128 \times 10^{-12} \text{ F} \cdot \text{m}^{-1}$) a ε_r je relativní permitivita

Pro měření elektrické kapacity cévního segmentu je potřeba upravit senzor do tvaru, který obepíná měřenou cévu. Toto uspořádání elektrod se nazývá semi-cylindrické (polo-válcové). Jedna polovina válce tvoří aktivní elektrodu, na kterou je přiveden excitační signál, druhá polovina je využita jako referenční elektroda s připojenou zemí. Jelikož vztah pro výpočet kapacity je definován pouze pro 2 paralelní desky kondenzátoru, je třeba ho upravit pomocí funkcí komplexní proměnné a zobrazit ho ve zakřiveném prostoru (Obrázek 1).



Obrázek 17: (a) kapacitní desky v reálném prostoru, kde r je poloměr a θ úhel chybějící části senzoru do úplného kruhu a (b) kapacitní desky ve zakřiveném prostoru

Pokud jsou kapacitní desky ve zakřiveném prostoru, tak plocha kondenzátoru je definována vztahem:

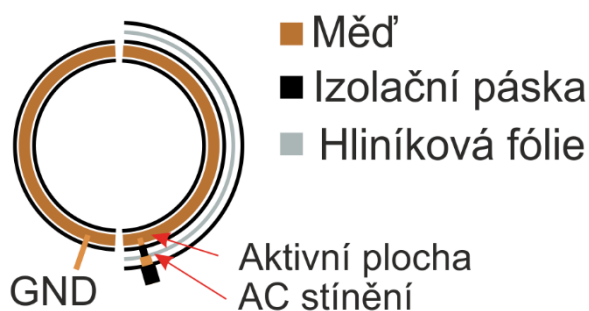
$$S = 2W \ln \left(\frac{\sin \theta}{1 - \cos \theta} \right) \quad (2)$$

Kde S je plocha kondenzátoru, W je šířka senzoru a θ je úhel korespondující s mezerou mezi dvěma elektrodami

Výsledný vztah pro výpočet kapacity semicylindrického senzoru je uveden níže.

$$C = \frac{2W \varepsilon_0 \varepsilon_r}{\pi} \ln \left(\frac{\sin \theta}{1 - \cos \theta} \right) \quad (3)$$

Rozměry kapacitní elektrody - šířka kapacitní elektrody je 20 mm, a průměr je 28 mm a θ je 2° Řez kapacitní elektrodou je zobrazen níže (



Obrázek 18: Řez kapacitní snímací elektrody

Šířka kapacitní elektrody je vypočítána na základě rychlosti šíření pulzní vlny (cca 4 m/s) podělené vzorkovací frekvencí přípravku (200 vz/s)

Po připojení kapacitní elektrody k přípravku kapacitního snímání se celý přípravek připojí k PC pomocí USB kabelu.

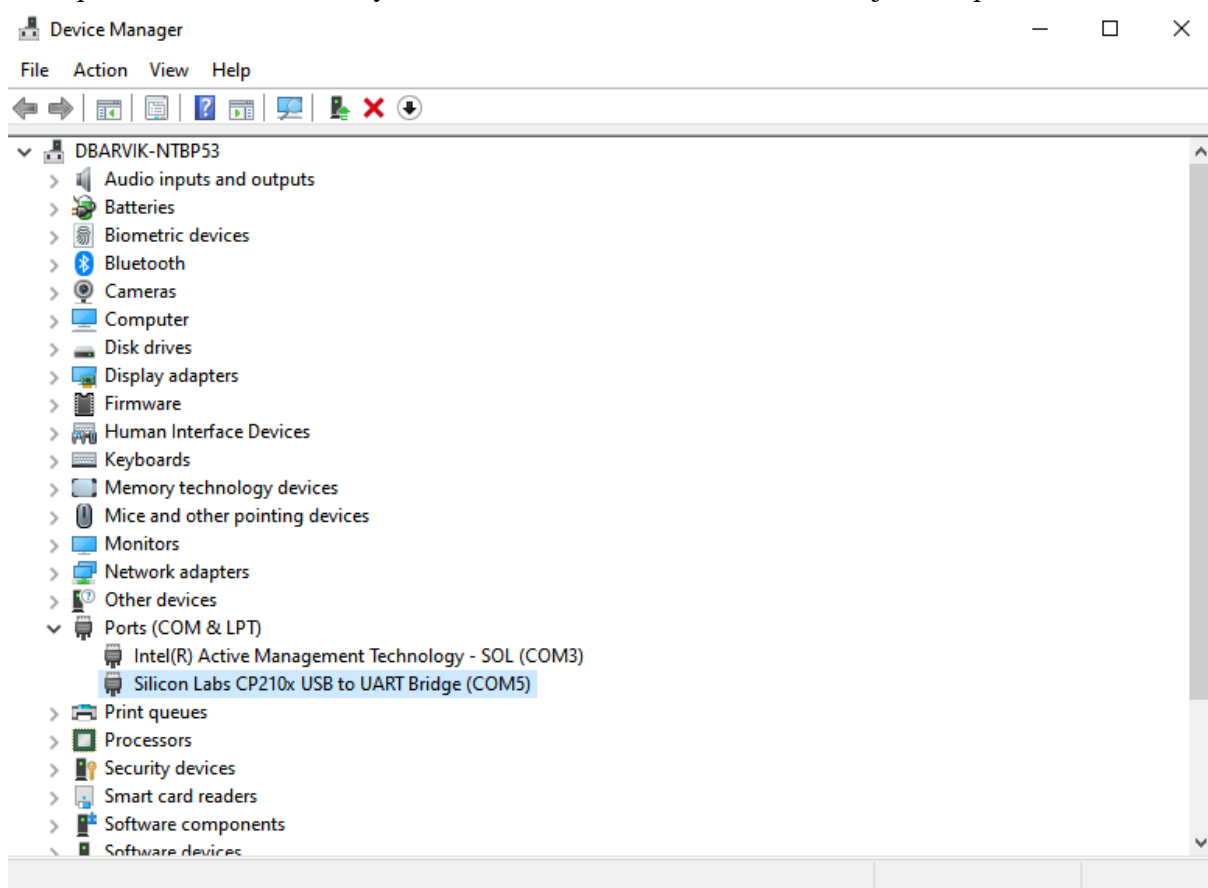
Přijátá data jsou následně přepočítána pomocí vztahu:

$$C[fF] = (C_{raw} - 32768) \cdot 0,244 + offset \quad (4)$$

Měřené hodnoty kapacity z výše uvedeného přepočtu mají jednotku femtoFarady, C_{raw} je hodnota kapacity ze sériové linky, a **offset je nastavení kapacity měřicího přípravku pro měření.**

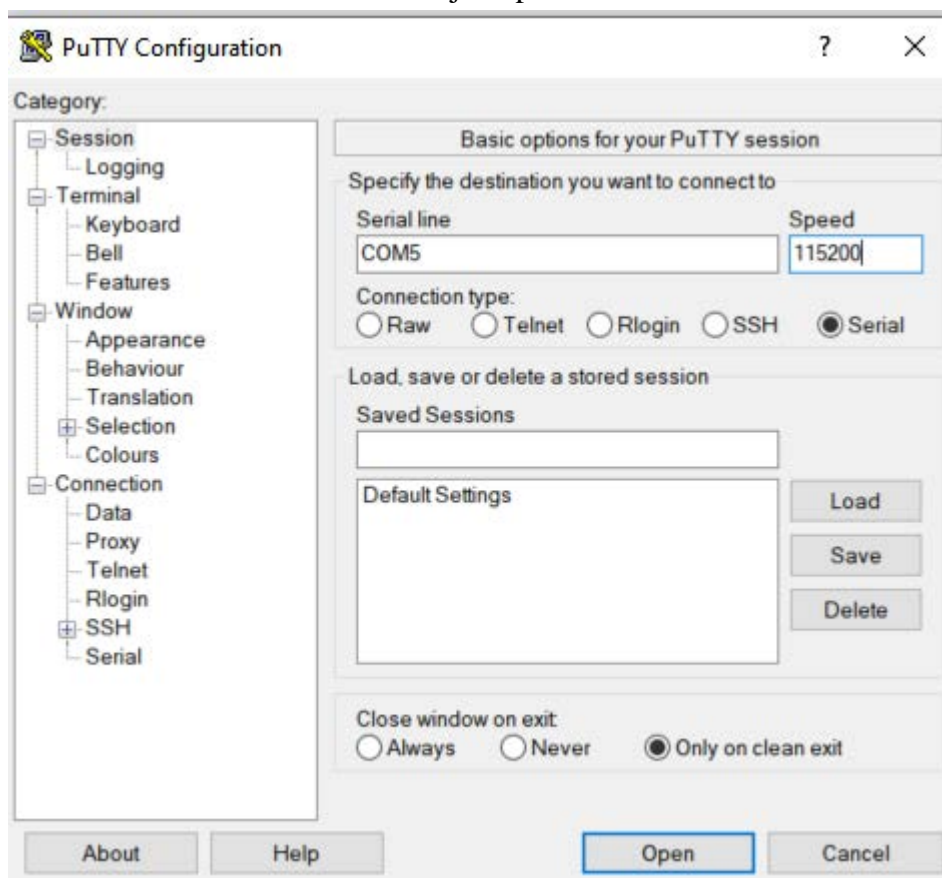
4.6 Pracovní postup

Pomocí jakéhokoliv sériového terminálu (Putty, Serial terminal prostředí Arduino IDE, atd.) se připojí k sériové COM portu. Číslo sériového portu se dozvíte v případě Windows 10 – Start → správce zařízení → Porty → v závorce uvedeno COMx, kde X je číslo portu.



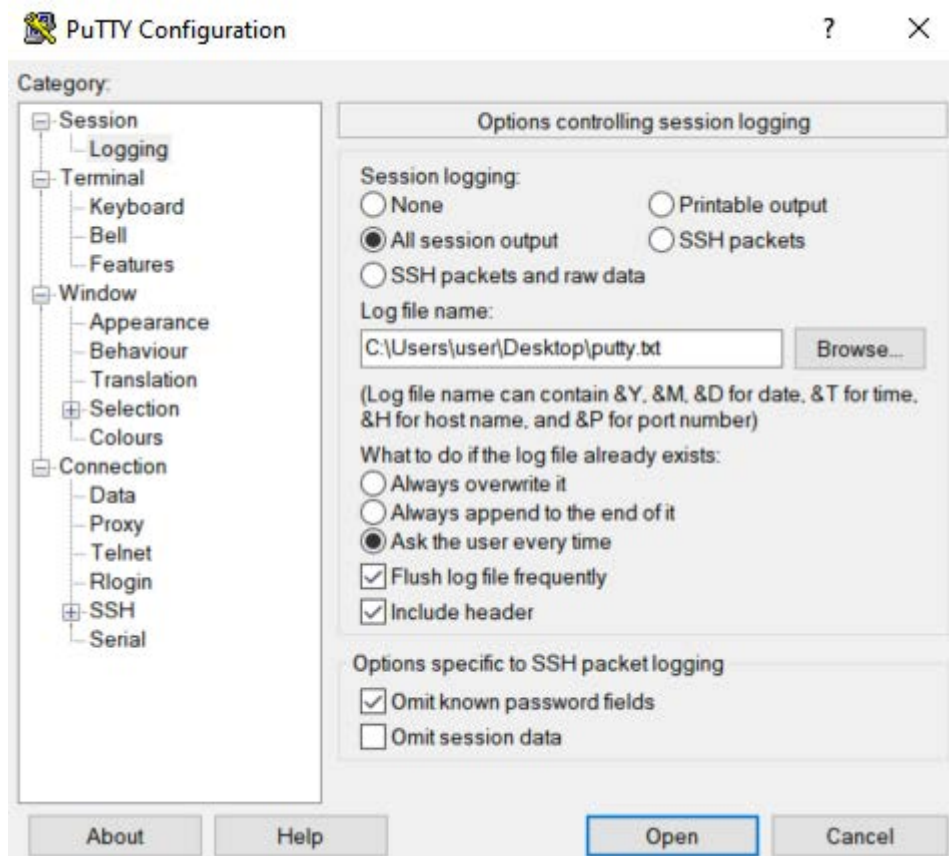
Obrázek 19: Správce zařízení - porty

Pokud je zobrazeno více zařízení, tak výběr bude Silicon Labs CP210x USB to UART Bridge. Číslo každého COM portu je na různých zařízeních jiné, v případě výše uvedeného screenshotu je to port COM5.



Obrázek 20: Putty – nastavení komunikace

Po stažení a nainstalování Putty (<https://www.putty.org/>), se zvolí možnost Serial, v políčku Serial line se zvolí Vámi nalezené číslo portu (v ukázkovém případě COM5), Speed (rychlost komunikace) je nastavena na 115200 baudů. Před otevřením je třeba ještě nastavit ukládání dat v levé části okna v Session → Logging



Obrázek 21: Putty – nastavení ukládání měřených hodnot

Zaškrtně se All session output, a následně se zvolí cesta uložení souboru podle vašich preferencí pomocí tlačítka Browse...

Po otevření sériové linky kliknutím na tlačítko Open se přijímají surová data a zároveň se ukládají do vámi zvoleného souboru. V případě, že měření budete provádět více, je třeba výstupní soubory přejmenovat, aby nedošlo k jejich přepsání.

4.6.1 Postup k bodu č. 1.: Vypočtete hodnotu kapacity v případě volného položení senzoru (vzduch)

Na základě rozměrů senzoru uvedených v teoretickém rozboru vypočtete hodnotu kapacity s využitím uvedených vztahů pro měření kapacity senzoru, kde dielektrikum tvoří vzduch při volném položení senzoru na desce pracovního stolu.

4.6.2 Postup k bodu č. 2.: Experimentálně ověřte kapacitu volného položení senzoru

Připojený senzor k testovacímu zařízení volně položte na desku stolu, připojte zařízení pomocí USB kabelu k PC, podle výše uvedeného postupu otevřete sériovou linku a získejte alespoň minutový záznam kapacitního senzoru. K senzoru se nepřibližujte žádnou částí lidského těla během měření, jinak dojde k výrazné změně měřené kapacity. Po minutovém záznamu můžete zavřít sériový terminál, a zkontrolovat uložená data. Následně podle vztahů z teoretického rozboru přepočtete naměřené hodnoty po ustálení na hodnotu kapacity při volném položení senzoru na stole. Pro přepočet stačí použít jednu zvolenou hodnotu, ideálně medián z celého měření.

4.6.3 Postup k bodu č. 3.: Experimentálně změřte kapacitu a vypočtete relativní permitivitu po vložení umělé cévy

Postup je obdobný jako v bodě 1.6.2, ale kapacitní senzor nebude ležet volně na stole, ale do senzoru se vloží segment umělé cévy naplněný vodou tak, aby vyznačený bod na segmentu cévy byl uvnitř kapacitního senzoru. Naměřte alespoň minutový záznam hodnot, ze kterých pak přepočtete kapacitu senzoru a posléze vypočtete relativní permitivitu, která je daná vloženým dielektrikem.

4.6.4 Postup k bodu č. 4.: Zaznamenejte Vámi generovanou pulsní křivku a určete hodnotu pulsu

V tomto bodě započnete ukládání dat z měření a pomocí stlačování stříkačky na cévním segmentu vytvářejte „pulzní křivku“, kterou posléze vykreslíte a vložíte do protokolu. Tímto měřením si ověříte funkci kapacitního senzoru pro měření pulzní křivky vlivem nepatrné změny průměru cévy.

4.7 Výsledky

Příklad výpočtu kapacity volně položeného senzoru:

Příklad výpočtu kapacity vloženého cévního segmentu:

Vykreslení průběhu simulované pulzní vlny

4.8 Kontrolní otázky

1. Jaká je relativní permitivita vzduchu a vody?
-
2. Proč vypočtená relativní permitivita cévního segmentu nikdy nepřesáhne hodnotu 80?
-
3. Může dojít změnou vzorkovací frekvence k nepřesnosti měření? Proč?
-
4. Může přítomnost lidského těla v blízkosti kapacitního senzoru ovlivnit měření?
-

4.9 Závěr

5 VZOROVÝ PROTOKOL – MĚŘENÍ NA VODIVÉ GUMĚ

5.1 Cíl úlohy

Zjistit závislost odporu na vložené síle (na natahování gumy) a závislost odporu na vzdálenosti kontaktů pro měření.

5.2 Zadání

K proužku vodivé gumy připojit multimetr, následně gumu natahovat pomocí siloměru a změřit závislost odporu na síle $R=R(F)$.

5.3 Použité vybavení

- Multimetr (ohmmetr) se dvěma svorkami pro uchycení na proužek gumy.
- Dvě stolařské svorky pro uchycení gumy na dvou koncích
- Siloměr s rozsahem až 50 N

5.4 Teoretický rozbor

Lidská kůže, kde se nachází nesčetné množství Meissnerových tělísek, pracuje jako dotykový receptor, dokáže detekovat širokou škálu tlaků nebo podnětů. Bohužel se současnou technologií je tento složitý biologický systém snímání obtížný napodobit. Místo toho byly vyvinuty zjednodušené umělé senzory založené na piezoresistivních, piezoelektrických, optických, kapacitních, ultrazvukových a vodivých principech [1]. Z důvodu velké flexibility a malé velikosti byla věnována pozornost vodivým sensorům využívající elastomerní kompozity. Pro realizaci těchto sensorů je nezbytné vyvinout materiály, které dokáží přeměnit vnější podnět na fyzikální vlastnosti s vysokou citlivostí [1]. Pro hmatové senzory jsou slibné organicko-anorganické hybridní sloučeniny složené z vodivého výplňového materiálu a izolačního elastomeru.

Vysoce roztahitelné vodivé polymerní kompozity a vysoce citlivé pružné senzory napětí mají široké vyhlídky na použití v elektronických přenosných zařízeních, jako je monitorování lidského pohybu nebo snímání dechové frekvence. Roztažitelné vodivé materiály jsou široce používány při monitorování lidského pohybu, jako lékařské implantáty nebo jako umělá kůže, interakce lidská kůže – mechanické zařízení a další typy snímacích zařízení [2]. Využívají se především díky svým mechanickým vlastnostem a stabilní odezvě při stimulaci napětí a teploty. Většina elektronických materiálů, včetně Si a GaAs, je však mechanicky neroztažitelná. K dosažení roztažitelnosti v zařízení je jednou z důležitých metod speciální mechanická struktura nebo konstrukce pro zachycení nebo odstranění mechanického namáhání v neroztažitelných vodičích během natahování [2]. Vložení vodivých plniv do izolační elastomerní matrice za vzniku vodivých kompozitů je další cestou k vytvoření vodivého roztahitelného senzoru [3]. Parida a kol. vyvinuli extrémně roztahitelný (až 2500 %) a samoléčivý vodič založený na termoplastickém elastomeru s tekutým kovem a stříbrnými vločkami jako natahovatelným vodičem. Supramolekulární vodíková vazba termoplastického elastomeru je klíčem k současnému dosažení extrémní roztahitelnosti a vynikající vodivosti.

V současné době stále zůstává výzvou nízká cena a snadná příprava vodivých polymerních kompozitů s vysokou vodivostí a vysokou roztažitelností. Obecně se jako vodivé plnivo používají karbonová vlákna a uhlíková čern díky jejich dobré vodivosti, velkému poměru stran a snadné přípravě. Zejména uhlíková vlákna (CF zkratka z angl. Carbon Fibres) a uhlíková čern (CB zkratka z angl. Carbon Black) jsou snadněji dostupná plniva na bázi uhlíku a jejich postup přípravy je velmi stabilní [4]. Stabilní CF a CB jsou výhodné pro přípravu vysoce spolehlivých vodivých polymerních kompozitů. Navíc mají větší výhodu v ceně a cena CF nebo CB je obecně desetina nebo dokonce jedno procento ceny grafenu. Je dobře známo, že vodivost vodivých polymerních kompozitů se při vysokém tahovém namáhání drasticky snižuje a chování vodivých kompozitů snímající napětí je hlavně ovlivněno vodivou sítí složenou z plniv [4].

Vodivá guma najde uplatnění v mnoha oborech, jako je průmysl, výpočetní technika, zdravotní zařízení, vojenská zařízení a telekomunikační sektor. Používá se při aplikacích, kde je požadováno těsnění prostředí a dobrá účinnost stínění. Konkrétní příklady použití: elektronická pouzdra s odnímatelnými kryty, přístupové panely, elektronické displeje, vodivé rohože pro zabránění elektrostatického poškození zařízení, flexibilní solární články a senzory pro snímání dechové frekvence.

5.5 Pracovní postup měření

Pro tento experiment byla použita silikonová pryž s následujícími vlastnostmi, viz. **Tabulka 1**.

Objemová rezistivita	0,2 $\Omega \cdot \text{cm}$
Plnivo	Nikl-grafit
Základní polymer	Silikonový kaučuk
Specifická hmotnost	1,97 g/cm^3
Tloušťka	0,5 mm

Tabulka 5: Vlastnosti silikonové pryže

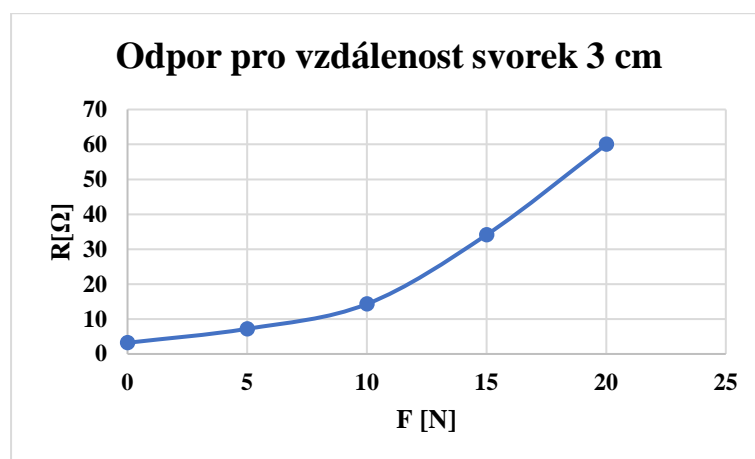
Na obě strany pruhu pryže byly připevněny stolařské svorky. Jedna z nich byla pevně přivázána ke stolu a za druhou byl zachycen siloměr, který byl přivázán ke druhému stolu. Na pryž byly dále přichyceny svorky z multimetru, aby bylo možné měřit odpor. Vzdálenost mezi svorkami se v jednotlivých měřeních měnila. Pryž byla postupně natahována až do prasknutí a byl zaznamenáván odpor v závislosti na napínání pryže.

5.6 Výsledky

Výsledkem měření je závislost odporu na napínání pryže.

F [N]	R [Ω]
0	3,2
5	7,2
10	14,3
15	34,1
20	60
25	přetržení

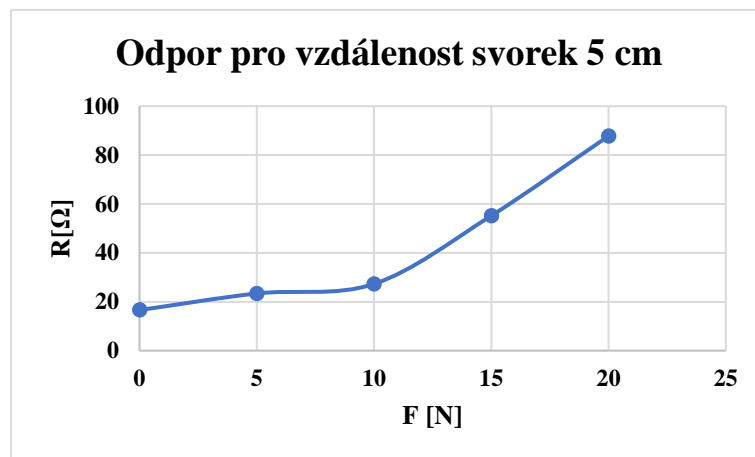
Tabulka 6: Hodnoty odporu v závislosti na vložené síle. Vzdálenost svorek multimetru 3 cm



Obrázek 22: Graf závislosti odporu na síle

F [N]	R [Ω]
0	16,6
5	23,4
10	27,3
15	55,2
20	87,8
25	přetržení

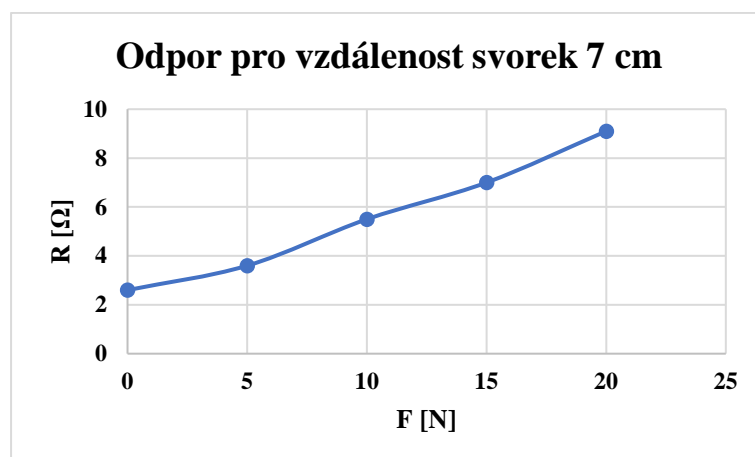
Tabulka 7: Hodnoty odporu v závislosti na vložené síle. Vzdálenost svorek multimetru 5 cm



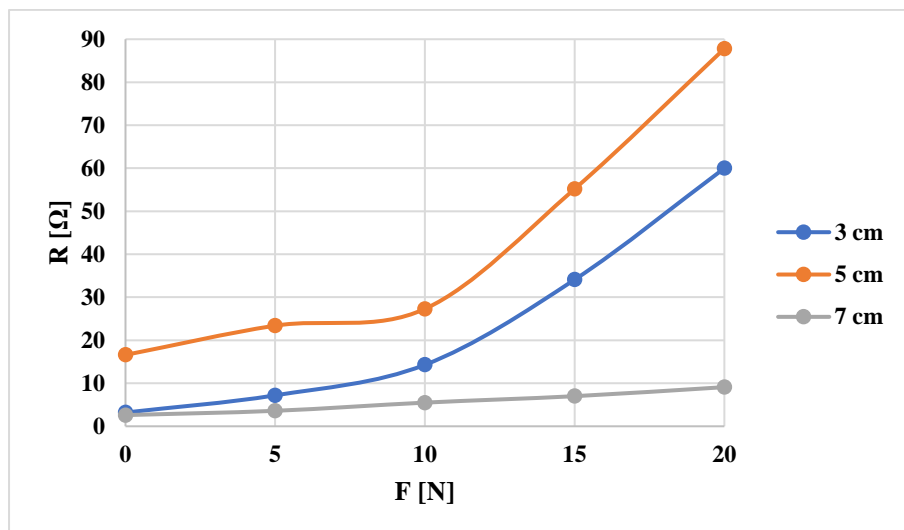
Obrázek 23: Graf závislosti odporu na síle

F [N]	R [Ω]
0	2,6
5	3,6
10	5,5
15	7
20	9,1
25	přetržení

Tabulka 8: Hodnoty odporu v závislosti na vložené síle. Vzdálenost svorek multimetru 7 cm



Obrázek 24: Graf závislosti odporu na síle



Obrázek 25: Závislost odporu na vzdálenosti svorek

U všech měření se se zvyšujícím napětím v gumě zvyšoval i odpor. Na odpor měla vliv také vzdálenost svorek z ohmmetru, kde byl také rostoucí trend se vzdáleností (s rostoucí vzdáleností se zvyšoval odpor). Je to v souladu se vzorcem pro výpočet odporu: $R = \frac{\rho \cdot l}{S}$, kde ρ je měrný elektrický odpor (rezistivita) materiálu, l je délka vodiče (v tomto případě se jedná o vzdálenost svorek) a S je obsah příčného průřezu vodiče. Pouze u posledního měření došlo k odchylce od tohoto trendu, kdy by podle vzorce měl být odpor ještě větší než v předchozích případech. Odchylka mohla být způsobena špatným měřením, nesprávným nastavením ohmmetru, moc velkým pohybem gumy, jelikož uchycení nebylo úplně stálé. Vkládaná síla měla vždy krok 5 N, ale při pokusu změřit odpor při 25 N došlo k přetržení pryže.

5.7 Závěr

U vodivé gumy byla změřena závislost odporu na natahování gumy. Odpor závisí na napnutí gumy a také na vzdálenosti svorek pro měření. Obě závislosti odpovídají vzorcí pro výpočet odporu. Pro přesnější měření by bylo vhodné změřit více vzorků a vymyslet stabilnější uchycení gumy.

5.8 Literatura

1. Yang, H., et al., Graphene rubber composites integrated sealing rings for monitoring contact pressure and the aging process. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, 2019. 118: p. 171-178.
2. Yang, H., et al., Highly stretchable and sensitive conductive rubber composites with tunable piezoresistivity for motion detection and flexible electrodes. *Carbon*, 2019.
3. Chen, H., et al., The equivalent medium of cellular substrate under large stretching, with applications to stretchable electronics. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 2018. 120: p. 199-207.
4. Yoshimura, K., et al., Effect of compressive and tensile strains on the electrical resistivity of carbon microcoil/silicone-rubber composites. *Carbon*, 2007. 45(10): p. 1997-2003.

6 Vzorový protokol – Demonstrace Hallova jevu

Cíl úlohy

Cílem laboratorní úlohy je seznámit se s principem Hallova jevu a pochopit rozdíly mezi jednotlivými senzory na příkladech praktického využití.

Zadání

1. Seznamte se s principem Hallova jevu
2. Sledujte výstupní napětí lineárního senzoru
3. Zaznamenejte výstupní napětí při pohybu magnetu v okolí lineárního senzoru
4. Měřte výstupní napětí senzorů s digitálním výstupem a sledujte rozdíly mezi nimi
5. Sestavte obvod pro ovládání svícení LED pomocí magnetu
6. Změřte závislost výstupního napětí senzoru na vzdálenosti magnetu od senzoru
7. Změřte otáčky motoru
8. Změřte průtok kapaliny průtokoměrem s Hallovým senzorem

Použité vybavení

- PC s LabVIEW
- Pracovní stanice NI ELVIS II
- Hallové senzory
 - Lineární SS49E
 - Unipolární SS443A
 - Omnipolární DRV5033AJQLPG
 - Latching SS460S
 - Senzor polohy AS5048A
- Průtokoměr YF-S201
- Odměrka na vodu
- Magnety
- DC motory z připevněnými magnety
- Pravítko
- Rezistory, tranzistor PNP BC638, červená LED
- Vodiče

Postup a výsledky měření

Bod č. 1: Seznámení s teorií

Na první záložce jsme se seznámili s historií a principem Hallova jevu.

Bod č. 2: Měření výstupního napětí lineárního senzoru

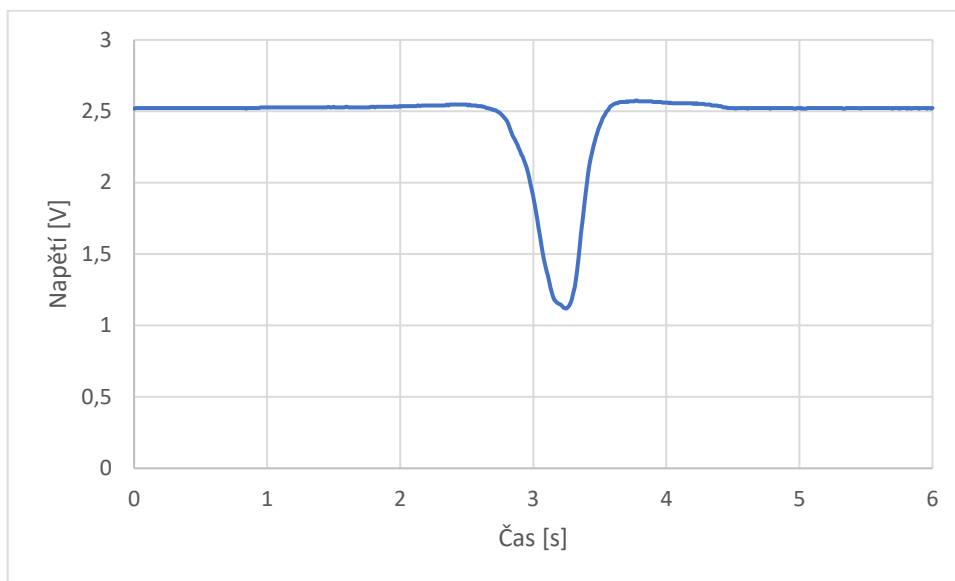
Na druhé záložce bylo měřeno s lineárním senzorem SS49E, který byl na nepájivém poli zapojen podle daného schématu.

Výstupní napětí se bez přítomnosti magnetického pole pohybuje kolem hodnoty 2,5 V (v našem případě $U_{offset} = 2,5219 \text{ V}$).

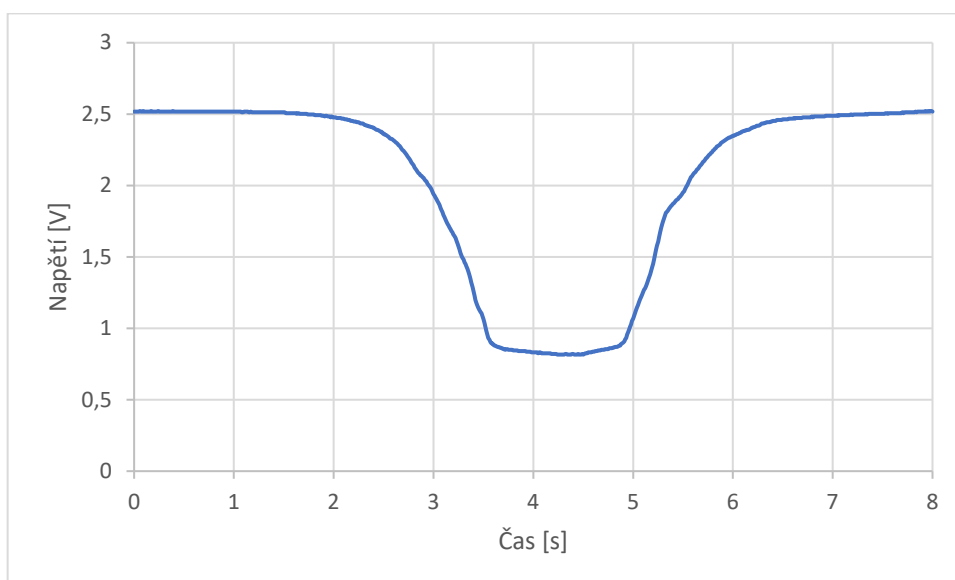
Po přiblížení jižního pólu neodymového magnetu začalo napětí postupně růst až k hodnotě $U_{max} = 4,233 \text{ V}$. Severní pól zapříčinil postupný pokles napětí k hodnotě $U_{min} = 0,816 \text{ V}$.

Bod č. 3: Pohyb magnetu před lineárním senzorem

Pro stejné zapojení jako v předchozím bodě byl proveden záznam výstupního napětí pro předozadní a postranní pohyb magnetu před senzorem.



Obr. 1 Postranní pohyb magnetu před lineárním senzorem



Obr. 2 Předozadní pohyb magnetu před senzorem

Při postranním pohybu severního pólu magnetu před senzorem došlo k poklesu napětí, které dosáhlo minima ve chvíli, kdy se magnet nacházel přímo před senzorem a magnetické pole působilo kolmo na senzor (Obr. 90). Při předozadním pohybu napětí postupně pokleslo až na minimum (přibližně 0,8 V). Při oddalování magnetu od senzoru napětí opět narostlo na hodnotu 2,5 V (Obr. 91).

Bod č. 4: Měření výstupního napětí senzorů s digitálním výstupem

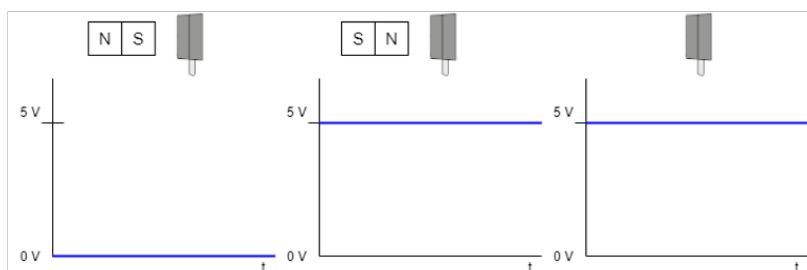
Všechny tři senzory byly postupně zapojovány podle schématu s rezistorem 10 kΩ. Na výstupu byly naměřeny pouze dvě hodnoty napětí – 5 V (napájecí napětí) a 0 V.

Na výstupu unipolárního senzoru SS443A bylo bez působení magnetického pole napětí 5 V. Senzor přepnul na hodnotu 0 V pouze při působení jižního pólu magnetu. Na severní pól magnetu senzor nereaguje.

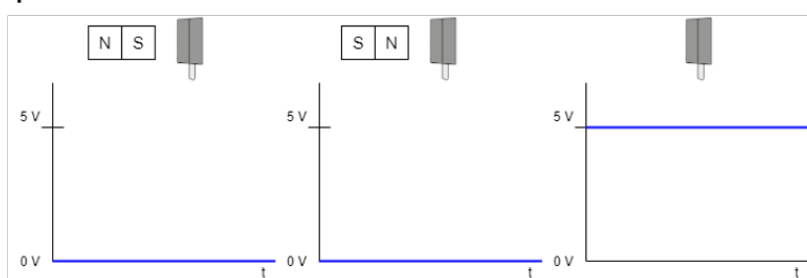
U omnipolárního senzoru DRV5033AJQLPG došlo k přepnutí na 0 V při působení severního i jižního pólu magnetu.

Latching senzor SS46S přepnul na 5 V po přiložení severního pólu magnetu. Tato hodnota na výstupu zůstala, i když magnetické pole přestalo na senzor působit. K přepnutí na 0 V došlo až po přiložení opačného pólu.

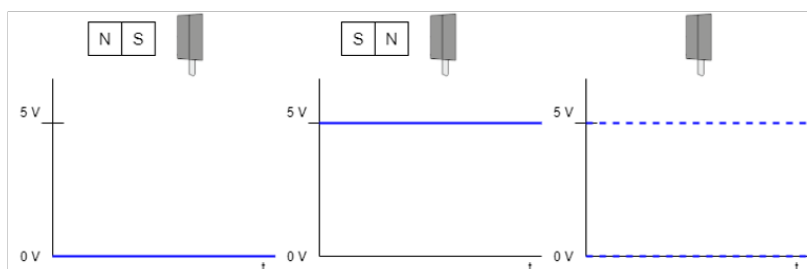
Unipolární



Omnipolární



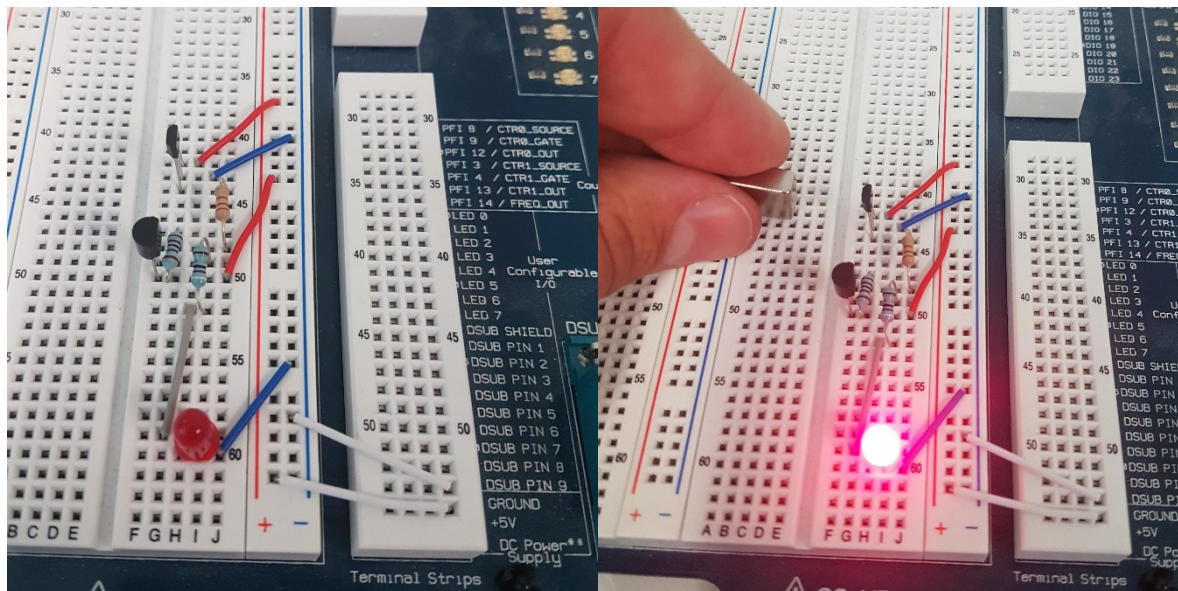
Západka



Obr. 3 Grafické znázornění rozdílů mezi digitálními senzory

Bod č. 5: Využití senzoru jako spínače

Na nepájivém poli byl zapojen obvod, ve kterém Hallův senzor a magnet fungují jako bezkontaktní spínač pro ovládání svícení LED. Když je na výstupu senzoru napětí 0 V, začne protékat proud mezi emitorem a bází a také proud mezi emitorem a kolektorem, který zapříčiní rozsvícení LED.

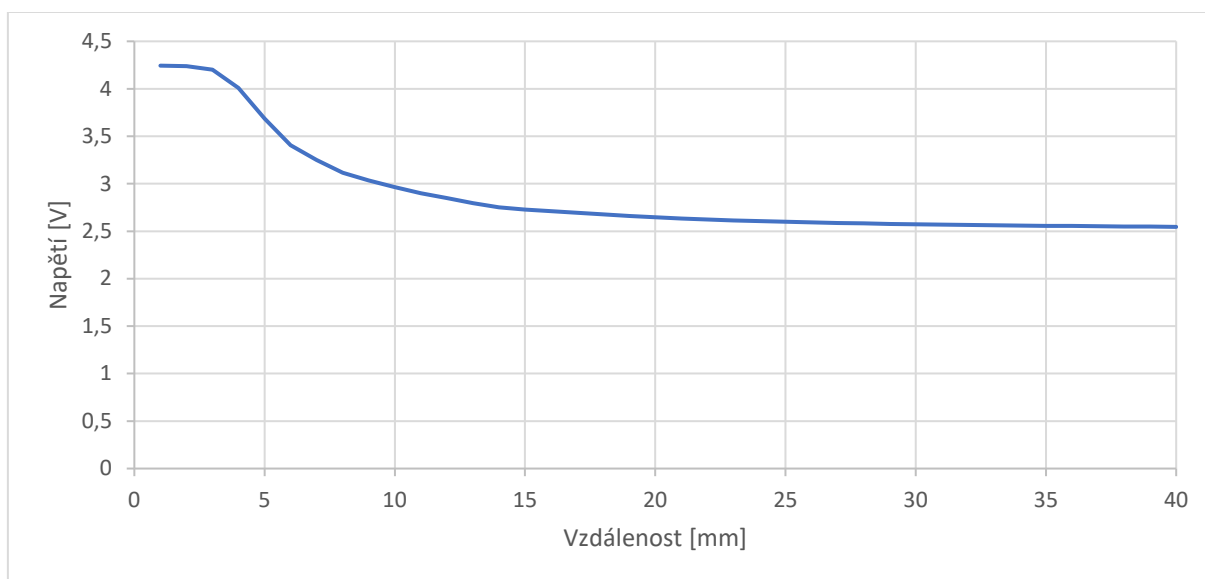


Obr. 4 Zapojení pro ovládání svícení LED

Při zapojení s omnipolárním senzorem se dioda rozsvítla při přiložení magnetu k senzoru. S latching senzorem bylo možné pomocí jednoho pólu magnetu diodu rozsvítit a druhým pólem diodu zhasnout.

Bod č. 6: Měření vzdálenosti

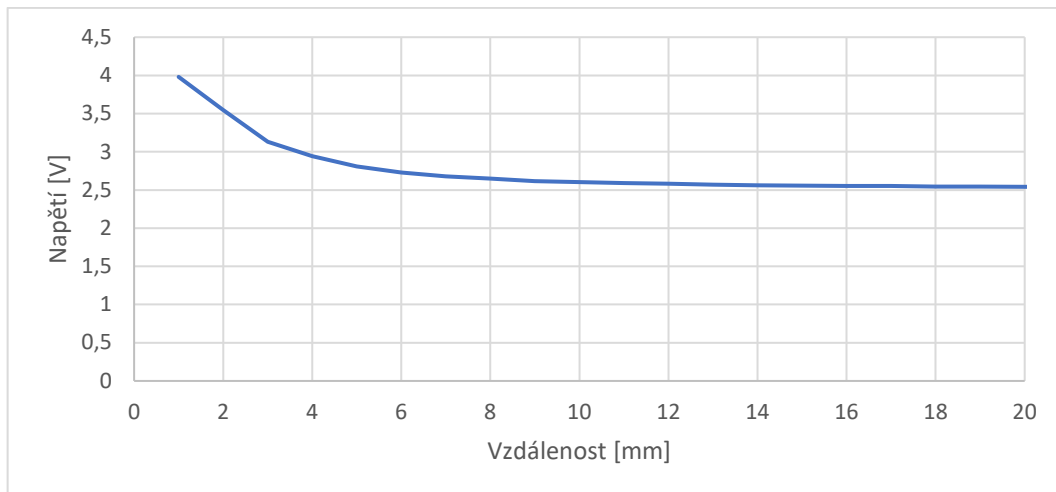
Měření vzdálenosti v úloze 2 bylo provedeno se silným neodymovým a slabším feritovým magnetem. Při prvním měření s neodymovým magnetem byla nastavena počáteční vzdálenost 1 mm od senzoru a krok 1 mm.



Obr. 5 Měření vzdálenosti s neodymovým magnetem (počáteční vzdálenost 1 mm, krok 1 mm)

Z grafu měření je patrné, že v blízkosti senzoru dochází k saturaci v hodnotě přibližně 4,2 V. Bylo měřeno do vzdálenosti 45 mm od senzoru, kde se hodnota napětí na výstupu senzoru blížila k 2,5 V.

Při měření s feritovým magnetem, jehož magnetické pole je slabší, došlo k rychlejšímu poklesu napětí. Měření bylo provedeno do vzdálenosti 20 mm, kdy už se napětí blížilo hodnotě 2,5 V.



Obr. 6 Měření vzdálenosti s feritovým magnetem (počáteční vzdálenost 1 mm, krok 1 mm)

Ze všech grafů vyplývá, že při oddalování magnetu od senzoru dochází k nelineárnímu poklesu měřeného napětí, a tedy i magnetické indukce.

Bod č. 7: Měření otáček

Při otáčení hřídele s připevněnými magnety před unipolárním senzorem vzniká na výstupu senzoru obdélníkový signál, jehož frekvence je měřena a přepočítána na otáčky za minutu.

Tab. 6 Otáčky za minutu motoru s převodovkou 1:48

Motor: převodovka 1:48	
Napětí na motoru [V]	Otáčky za minutu
6	255
5,5	240
5	210
4,5	195
4	165
3,5	150
3	120

Tab. 7 Otáčky za minutu motoru s převodovkou 1:120

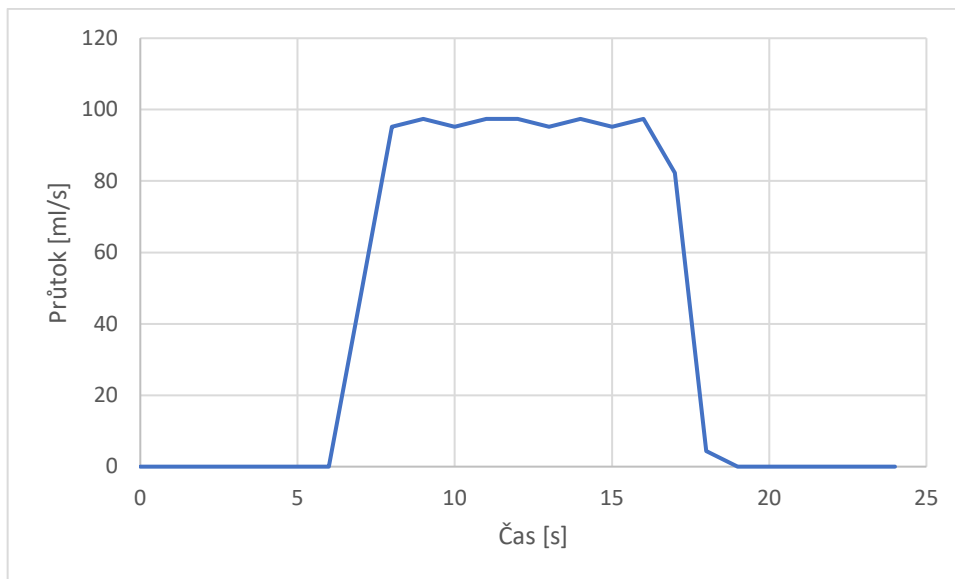
Motor: převodovka 1:120	
Napětí na motoru [V]	Otáčky za minutu
6	195
5,5	180
5	165
4,5	150
4	135
3,5	105
3	90

Bod č. 8: Měření průtoku

Pomocí průtokoměru byl měřen průtok vody o objemu 1000 ml. Měření bylo několikrát opakováno, aby byl zvolen vhodný kalibrační faktor a naměřený celkový objem co nejvíce odpovídal skutečnému objemu.

Skutečný objem vody: 1000 ml			
Pořadí měření	Kalibrační faktor	Počet sestupných hran	Měřený objem [ml]
1.	7,4	483	1087,84
2.	7,5	463	1028,89
3.	7,6	465	1019,74
4.	7,7	461	997,835
5.	7,7	466	1008,66
6.	7,7	463	1002,16

Nejpřesnějších hodnot naměřeného objemu bylo dosaženo s **kalibračním faktorem 7,7**. Naměřená hodnota objemu se od skutečné lišila o 2,16 ml.



Obr. 7 Graf průtoku v čase, 6. měření (kalibrační faktor - 7,7)

Nevyšší průtok, kterého bylo při měření dosaženo je 97,4 ml/s.

Závěr

V této laboratorní úloze byly představeny různé typy Hallových senzorů a jejich využití.

V první úloze bylo provedeno měření výstupního napětí lineárního, unipolárního omlipolárního a latching senzoru. Jejich chování bylo popsáno v protokolu. V zapojení s LED bylo představeno praktické využití senzoru jako bezkontaktního spínače.

V druhé úloze bylo měřeno výstupní napětí v závislosti na vzdálenosti magnetu od senzoru. Při oddalování jižního pólu magnetu dochází k nelineárnímu poklesu napětí. K rychlejšímu poklesu došlo při měření s feritovým magnetem, jehož magnetické pole slabší než magnetické pole neodymového magnetu.

Při měření otáček a průtoku ve třetí úloze je měřena frekvence obdélníkového signálu, ze které jsou následně vypočítány hledané parametry. Otáčky byly měřeny na dvou motorech pro napětí v rozsahu 3 až 6 V. Otáčky za minutu pro odpovídající napětí jsou vypsány v Tab. 21 a Tab. 22.

Průtok byl měřen pro 1000 ml vody. Vhodný kalibrační faktor pro měření byl 7,7. Naměřený objem se lišil od skutečného objemu o 2,16 ml.

Kontrolní otázky

1. Proč na výstupu lineárního senzoru s napájecím napětím 5 V DC nezískáme napětí na celé škále 0 až 5 V?

Hallovo napětí je velmi malé, řádově μV . Z toho důvodu lineární senzor obsahuje operační zesilovač, který napětí zesiluje. Saturační napětí na výstupu OZ bývá nižší než napájecí napětí. V našem případě bylo na výstupu senzoru měřeno napětí od $U_{min} = 0,816\text{ V}$ do $U_{max} = 4,233\text{ V}$.

2. K čemu lze využít senzor s lineárním výstupem?

Hallův senzor s lineárním výstupem lze využít pro měření magnetických polí a velkých proudů. Dále například pro měření polohy nebo vzdálenosti.

3. Čím se liší senzory unipolární, omnipolární a latching, se kterými se pracuje v bodě č. 4?

Unipolární senzor je takový, který reaguje pouze na jeden pól magnetu. **Omnipolární senzor** reaguje na severní i jižní pól magnetu. U senzoru, který pracuje v „latch“ režimu dojde ke změně stavu při působení jednoho pólu magnetu. Tento stav na výstupu zůstává i když magnetické pole nepůsobí. Přepnutí do původního stavu je dosaženo působením magnetického pole opačné polarity.

4. Napište vztah pro výpočet otáček za minutu z frekvence měřeného obdélníkového signálu a počtu magnetů na hřídeli motoru.

$$RPM = 60 \frac{f}{N} [\text{ot}/\text{min}]$$

kde RPM jsou otáčky za minutu, f je měřená frekvence a N je počet magnetů na hřídeli motoru.

5. Jaký z využívaných senzor lze také využít v bodě č. 7 a proč?

Kromě unipolárního senzoru lze využít také senzor **omnipolární**, který reaguje na oba póly magnetu. Výstupní signál by byl stejný.

6. Na jakém principu funguje průtokoměr YF-S201 využitý v bodě č. 8?

Na lopatky průtokoměru je připevněn magnet, který při otáčení lopatek působí na Hallův senzor. Výstupním signálem jsou obdélníkové pulzy, jejichž frekvenci je možné přepočítat na průtok.

7 Vzorový protokol – Měření výkonu peristaltického čerpadla

7.1 Úloha č. 1. - Objemová metoda:

Tabulka 9. - Tabulka pro hodnoty objemové metody.

Duty cycle	Čas [s]	n [ot/min]	Q_v [m ³ / min]	Q [kg /min]	Q_b [ml/min]
0,71	253	54	$237,154 \cdot 10^{-6}$	$236,443 \cdot 10^{-3}$	237,154
0,76	191	72	$314,136 \cdot 10^{-6}$	$313,194 \cdot 10^{-3}$	314,136
0,81	122	113	$491,803 \cdot 10^{-6}$	$490,328 \cdot 10^{-3}$	491,803
0,86	96	142	$625 \cdot 10^{-6}$	$623,125 \cdot 10^{-3}$	625
0,91	77	176	$779,221 \cdot 10^{-6}$	$776,883 \cdot 10^{-3}$	779,221

Vypočet objemového průtoku pro hodnotu $t=253$ s, podle objemové metody:

$$Q_v = \frac{V}{t} = \frac{0,001}{253} \cdot 60 = 237,154 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3 \cdot \text{min}^{-1}$$

Vypočet hmotnostního průtoku pro hodnotu $t=253$ s, podle objemové metody:

$$Q_m = \frac{V}{t} \cdot \rho = \frac{0,001}{253} \cdot 997 \cdot 60 = 236,443 \cdot 10^{-3} \text{ kg} \cdot \text{min}^{-1}$$

7.2 Úloha č. 1. - Hmotnostní metoda:

Tabulka 10. - Tabulka pro hodnoty hmotnostní metody.

Duty cycle	Čas [s]	n [ot/min]	Q [kg /min]	Q_b [ml/min]
0,71	253	54	$236,443 \cdot 10^{-3}$	236,443
0,76	191	72	$313,194 \cdot 10^{-3}$	313,194
0,81	122	113	$490,328 \cdot 10^{-3}$	490,328
0,86	96	142	$623,125 \cdot 10^{-3}$	623,125
0,91	77	176	$776,883 \cdot 10^{-3}$	776,883

Vypočet hmotnostního průtoku pro hodnotu $t=253$ s, podle hmotnostní metody:

$$Q_m = \frac{m}{t} = \frac{0,997}{253} \cdot 60 = 236,443 \cdot 10^{-3} \text{ kg} \cdot \text{min}^{-1}$$

7.3 Úloha č. 1. - Rychlostní metoda:

Tabulka 11. - Tabulka pro hodnoty rychlostní metody.

Duty cycle	Čas [s]	n [ot/min]	Q_v [m ³ / min]	Q [kg /min]	Q_b [ml/min]
0,71	253	54	$240,13 \cdot 10^{-6}$	$239,409 \cdot 10^{-3}$	240,13
0,76	191	72	$320,173 \cdot 10^{-6}$	$319,213 \cdot 10^{-3}$	320,173
0,81	122	113	$502,494 \cdot 10^{-6}$	$500,986 \cdot 10^{-3}$	502,494
0,86	96	142	$631,453 \cdot 10^{-6}$	$629,558 \cdot 10^{-3}$	631,453
0,91	77	176	$780,645 \cdot 10^{-6}$	$780,297 \cdot 10^{-3}$	780,645

Výpočet rychlosti otáčení čerpadla pro hodnotu $n=54 \text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$:

$$v = \frac{\pi \cdot d \cdot n}{60} = \frac{\pi \cdot 44 \cdot 54}{60} = 124,407 \cdot 10^{-3} \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$$

Výpočet plochy průřezu hadičky:

$$S = \pi \cdot \frac{d^2}{4} = \pi \cdot \frac{(6,4 \cdot 10^{-3})^2}{4} = 3,21699 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2$$

Vypočet objemového průtoku, podle rychlostní metody:

$$Q_v = \bar{v} \cdot S = 124,407 \cdot 10^{-3} \cdot 3,21699 \cdot 10^{-5} \cdot 60 = 240,13 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3 \cdot \text{min}^{-1}$$

Vypočet hmotnostního průtoku, podle rychlostní metody:

$$Q_m = \bar{v} \cdot S \cdot \rho = 124,407 \cdot 10^{-3} \cdot 3,21699 \cdot 10^{-5} \cdot 997 \cdot 60 = 239,409 \cdot 10^{-3} \text{ kg} \cdot \text{min}^{-1}$$

Vztah pro výpočet výkonu peristaltického čerpadla:

Tabulka 12. - Tabulka pro hodnoty ze vztahu pro výpočet výkonu peristaltického čerpadla.

Duty cycle	Čas [s]	n [ot/min]	Q_b [ml/min]
0,71	253	54	240,130
0,76	191	72	320,173
0,81	122	113	502,494
0,86	96	142	631,453
0,91	77	176	782,645

Výpočet plochy průřezu hadičky:

$$S = \pi \cdot \frac{d^2}{4} = \pi \cdot \frac{6,4^2}{4} = 32,1699 \text{ mm}^2$$

Výpočet objemu čerpacího segmentu:

$$V_0 = D \cdot \pi \cdot S = 44 \cdot \pi \cdot 32,1699 = 4446,849 \text{ mm}^3 = 4,447 \text{ ml}$$

Výpočet průtoku, podle vztahu pro výkon peristaltického čerpadla:

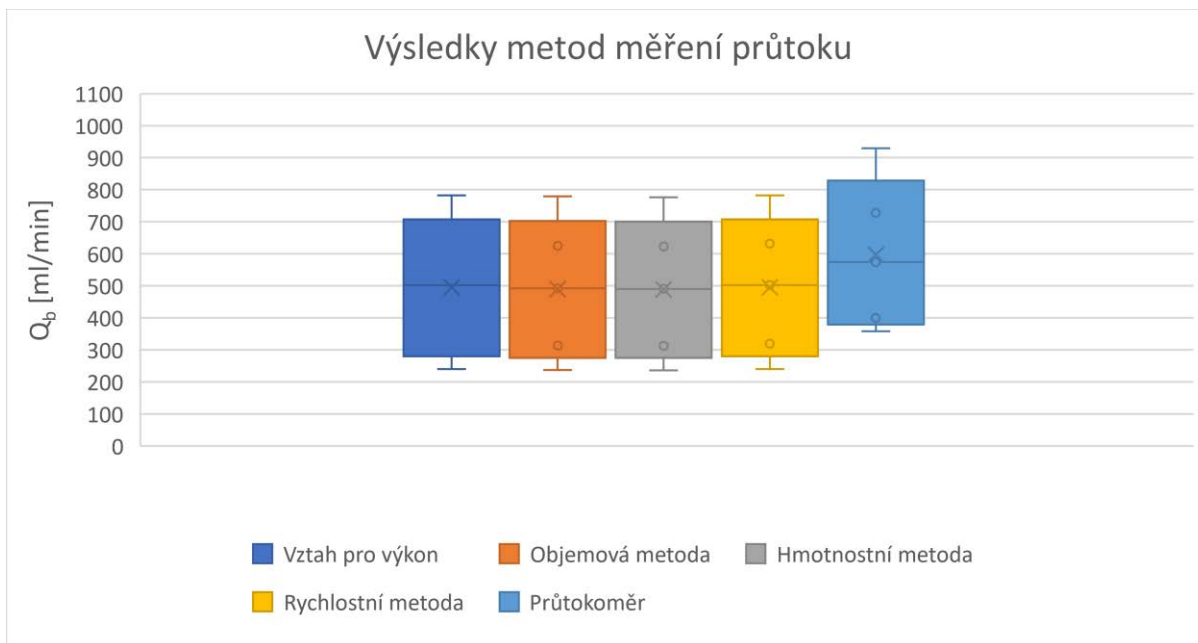
$$Q_b = V_0 \cdot n = 4,447 \cdot 54 = 240,130 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$$

7.4 Úloha č. 2. Průtok naměřený průtokoměrem:

Tabulka 13. - Tabulka pro hodnoty z průtoku.

Duty cycle	Čas [s]	n [ot/min]	Q_v [ml/min]
0,71	253	54	358
0,76	191	72	400
0,81	122	113	574
0,86	96	142	728
0,91	77	176	929

7.5 Úloha č.3 proveďte analýzu naměřených dat.



Obrázek 26. - Krabicový graf naměřených hodnot průtoku.

Tabulka 14. - Objem čerpacího segmentu z naměřených hodnot.

Metoda	1	2	3	4	5
Objemová metoda	4,392	4,363	4,352	4,401	4,427
Hmotnostní metoda	4,379	4,35	4,339	4,388	4,414
Průtokoměr	6,63	5,556	5,079	5,127	5,278

Výpočet objemu čerpacího segmentu z naměřených dat:

$$Q_b = V_0 \cdot n$$

$$V_0 = \frac{Q_b}{n} = \frac{237,154}{54} = 4,392 \text{ ml}$$

Výpočet absolutní chyby měření:

$$\Delta = |x - x_0| = |4,447 - 4,392| = 0,055$$

Průměrná chyba:

Tabulka 15. - Tabulka průměrných chyb pro zvolené metody.

Metoda	Průměrná absolutní chyba
Objemová metoda	0,06
Hmotnostní metoda	0,073
Průtokoměr	1,087

7.6 Kontrolní otázky

1. Které technické parametry ovlivňují výkon peristaltického čerpadla, kromě výkonu motoru?
Velikost hadičky, především vnitřní průřez, velikost komory čerpadla (velikost průměru středové osy čerpacího segmentu) a velikost okluzního přitlaku.
2. Jaký jev může nastat, když okluzní přitlak čerpadla je příliš malý?
Může dojít k zpětnému proudění přečerpávané látky.
3. Do jaké skupiny senzorů dle metod, se řadí použitý průtokoměr a jakým principem senzor měří?
Podle rychlostní metody. Použitý senzor měří pomocí turbíny, která nám udává velikost průtoku svým otáčením.
4. Která z použitých metod se jeví jako nejpřesnější a proč?
Vztah pro výpočet výkonu peristaltického čerpadla a rychlostní metoda. Vycházejí z definovaných parametrů čerpadla. Jediným problémem může být přesnost naměřených otáček.

8 Vzorový protokol – Měření Ph

8.1 Cíl úlohy

19. Prostřednictvím této laboratorní úlohy se naučíte:

- základní principy stanovení hodnoty pH roztoků
- měřit pH s pomocí různých typů senzorů

8.2 Zadání

20. Proveďte kalibraci pH metru.

21. Realizujte zapojení ISFET k systému Palmsens.

22. Naměřte kalibrační křivku ISFET.

23. Proveďte měření pH dostupných roztoků s pomocí testovacích proužků, pH metru i ISFET.

24. Porovnejte naměřené hodnoty.

8.3 Použité vybavení

- pH metr WTW3310 se skleněnou pH elektrodou
- ISFET pH senzor
- Kalibrační pufry s pH 4, 7 a 10
- Testovací roztoky (Coca Cola, mléko)
- Proužky na orientační měření pH
- Potenciostat PalmSens 4
- Počítač s programem PSTrace
- Filtrační papíry
- Destilovaná voda

8.4 Výsledky

8.4.1 Kalibrace pH metru

Tab. 8: Kalibrace pH metru

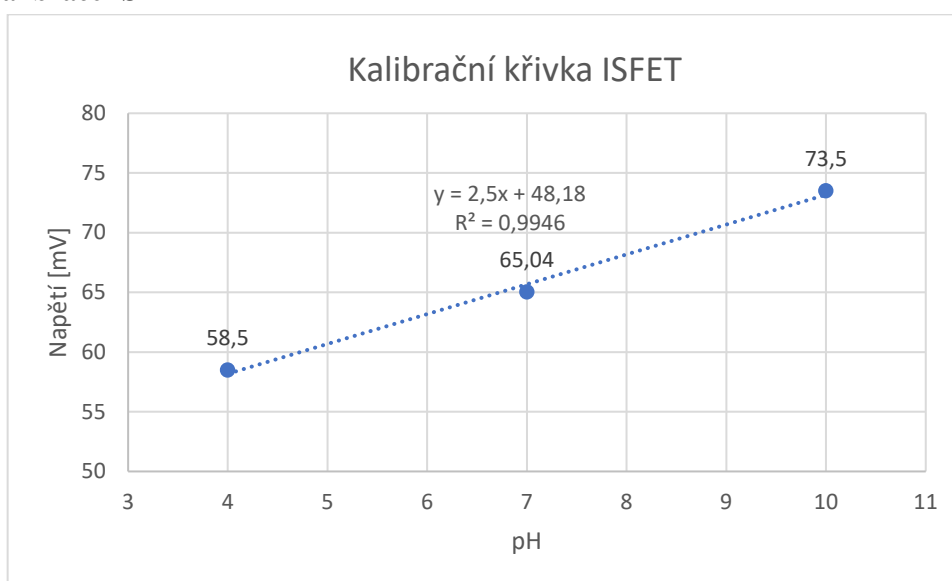
pH pufru	Hodnota napětí [mV]
4	168,1
7	-5,0
10	-172,6
Slope: - 57 mV/pH	

8.4.2 Realizace zapojení ISFET



Obrázek 27: Fotografie zapojení ISFET k PalmSens 4

8.4.3 Kalibrace ISFET



Obrázek 28: Graf závislosti napětí na pH s uvedenou rovnicí přímky

8.4.4 Měření pH

Tab. 9: Kalibrace pH metru

Testovací roztok	pH odhadnuto z testovacího papírku	pH měřeno pH metrem	pH ISFET
Mléko	6	6,48	6,19
Coca Cola	3	2,65	2,82

- Fotografie testovacích proužků – Coca Cola barva do červena, mléko oranžová
- Graf křivky ustálení ISFET v pufru pH 10 – hodnota klesá a po několika sekundách se ustálí kolem 70 mV

Tab. 10: Doba ustálení pH v testovacím pufru

Použitý přístroj	Doba ustálení [s]
pH metr WTW3310	12
ISFET	4,2

8.4.5 Analýza výsledků

Tab. 11: Chyby měření jednotlivých metod pro testovaný roztok

Metoda	Hodnota pH	Absolutní chyba	Relativní chyba [%]
pH metr – reference	6,48	-	-
ISFET	6,19	0,29	4,47
Testovací proužek	6	0,48	7,41

8.5 Kontrolní otázky

- Popište rozdíl mezi tranzistorem MOSFET a ISFET.
 - ISFET je speciálním typem tranzistoru MOSFET. Kovové hradlo gate je zde nahrazeno iontově selektivní membránou, roztokem a referenční elektrodou. Narozdíl od MOSFET, kde je vodivost kanálu mezi drain a source ovládána napětím na hradle gate je u ISFET tato vodivost závislá na pH roztoku.
- Z jakého materiálu jsou v dnešní době vyráběny skleněné pH elektrody?
 - V dnešní době jsou tyto elektrody vyráběny z oxidu křemičitého SiO₂.
- V jakém rozmezí pH je udržována lidská krev a jaké mechanismy její pH v těle regulují?
 - Acidobazická rovnováha krve je udržována v rozmezí 7,35 až 7,45. Regulace probíhá pomocí pufrů. Dále lze pH regulovat dýcháním a dlouhodoběji změnami metabolických procesů v ledvinách a játrech.
- Co je to pufr?
 - Hlavní význam pufrů spočívá v možnosti přesného nastavení pH, v udržování daného pH a ve schopnosti tlumit výkyvy pH způsobené omezeným přidavkem kyseliny či zásady. Pufry neboli tlumivé roztoky, jsou nejčastěji dvojsložkové systémy obsahující roztoky slabých kyselin a jejich solí nebo slabých zásad a jejich solí. Účinný pufr musí obě složky obsahovat v řádově si odpovídajících koncentracích.

9 Vzorový protokol – Kapacitní snímání změny průměru cévy

9.1 Cíl úlohy

Cílem úlohy je měření nepatrné změny průměru uzavřené cévy při zvýšení hydrostatického tlaku kapaliny.

Co se v této laboratorní úloze naučíte?

1. Dozvíte se základní princip snímání kapacity
2. Zjistíte změnu elektrické permitivity
3. Dozvíte se, jak lze využít semicylindrické elektrody a vypočítat jejich kapacitu
4. Pokusíte se simulovat tvar pulzní vlny pomocí stlačování stříkačky a změnou tlaku

9.2 Zadání

1. Vypočtete hodnotu kapacity v případě volného položení senzoru (vzduch)
2. Experimentálně ověřte kapacitu volného položení senzoru
3. Experimentálně změřte kapacitu a vypočtete relativní permitivitu po vložení umělé cévy
4. Zaznamenejte Vámi generovanou pulsní křivku a určete hodnotu pulsu.

9.3 Předpokládané znalosti

[IMR06]

Pletysmografie [PEN04]

Katalogový list k AD7147

9.4 Použité vybavení

1. přípravek se senzory pro kapacitní snímání
2. uzavřený cévní segment naplněný kapalinou
3. USB kabel pro přenos měřených dat do PC
4. PC se sériovým terminálem (Putty, Arduino IDE)

9.5 Teoretický rozbor

Elektrická kapacita je schopnost ukládat elektrický náboj, každá látka má svou schopnost uchovávat určité množství elektrického náboje při jednotkovém elektrickém potenciálu.

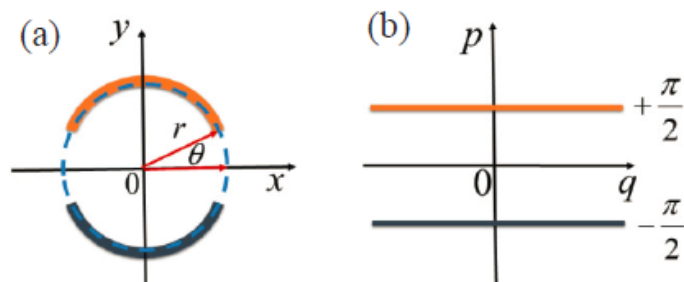
Kondenzátor je zařízení, které je schopno pojmout určité množství náboje při napětí mezi deskami rovné 1V.

Základní vztah pro kapacitu dvou paralelně uspořádaných desek je popsán níže:

$$C = \frac{S}{l} \varepsilon_0 \varepsilon_r \quad (1)$$

Kde C je kapacita, S je plocha desky kondenzátoru, l je vzdálenost těchto desek, ε_0 je permitivita vakua ($\varepsilon_0 = 8,854\,187\,8128 \times 10^{-12} \text{ F} \cdot \text{m}^{-1}$) a ε_r je relativní permitivita vzduchu.

Pro měření elektrické kapacity cévního segmentu je potřeba upravit senzor do tvaru, který obepíná měřenou cévu. Toto uspořádání elektrod se nazývá semi-cylindrické (polo-válcové). Jedna polovina válce tvoří aktivní elektrodu, na kterou je přiveden excitační signál, druhá polovina je využita jako referenční elektroda s připojenou zemí. Jelikož vztah pro výpočet kapacity je definován pouze pro 2 paralelní desky kondenzátoru, je třeba ho upravit pomocí funkcí komplexní proměnné a zobrazit ho ve zakřiveném prostoru (Obrázek 1).



Obrázek 29: (a) kapacitní desky v reálném prostoru, kde r je poloměr a θ úhel chybějící části senzoru do úplného kruhu a (b) kapacitní desky ve zakřiveném prostoru

Pokud jsou kapacitní desky ve zakřiveném prostoru, tak plocha kondenzátoru je definována vztahem:

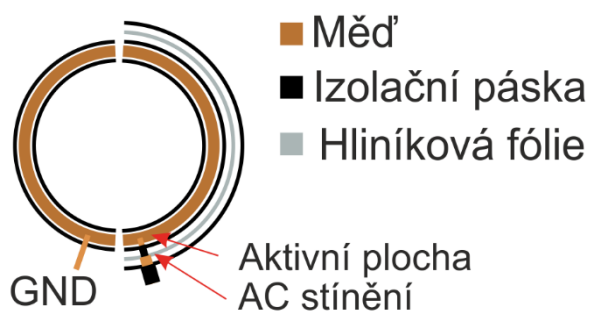
$$S = 2W \ln \left(\frac{\sin \theta}{1 - \cos \theta} \right) \quad (2)$$

Kde S je plocha kondenzátoru, W je šířka senzoru a θ je úhel korespondující s mezerou mezi dvěma elektrodami

Výsledný vztah pro výpočet kapacity semicylindrického senzoru je uveden níže.

$$C = \frac{2W \varepsilon_0 \varepsilon_r}{\pi} \ln \left(\frac{\sin \theta}{1 - \cos \theta} \right) \quad (3)$$

Rozměry kapacitní elektrody – šířka kapacitní elektrody je 20 mm, a průměr je 28 mm a θ je 2° Řez kapacitní elektrodou je zobrazen níže



Obrázek 30: Řez kapacitní snímací elektrody

Šířka kapacitní elektrody je vypočítána na základě rychlosti šíření pulzní vlny (cca 4 m/s) podělené vzorkovací frekvencí přípravku (200 vz/s)

Po připojení kapacitní elektrody k přípravku kapacitního snímání se celý přípravek připojí k PC pomocí USB kabelu.

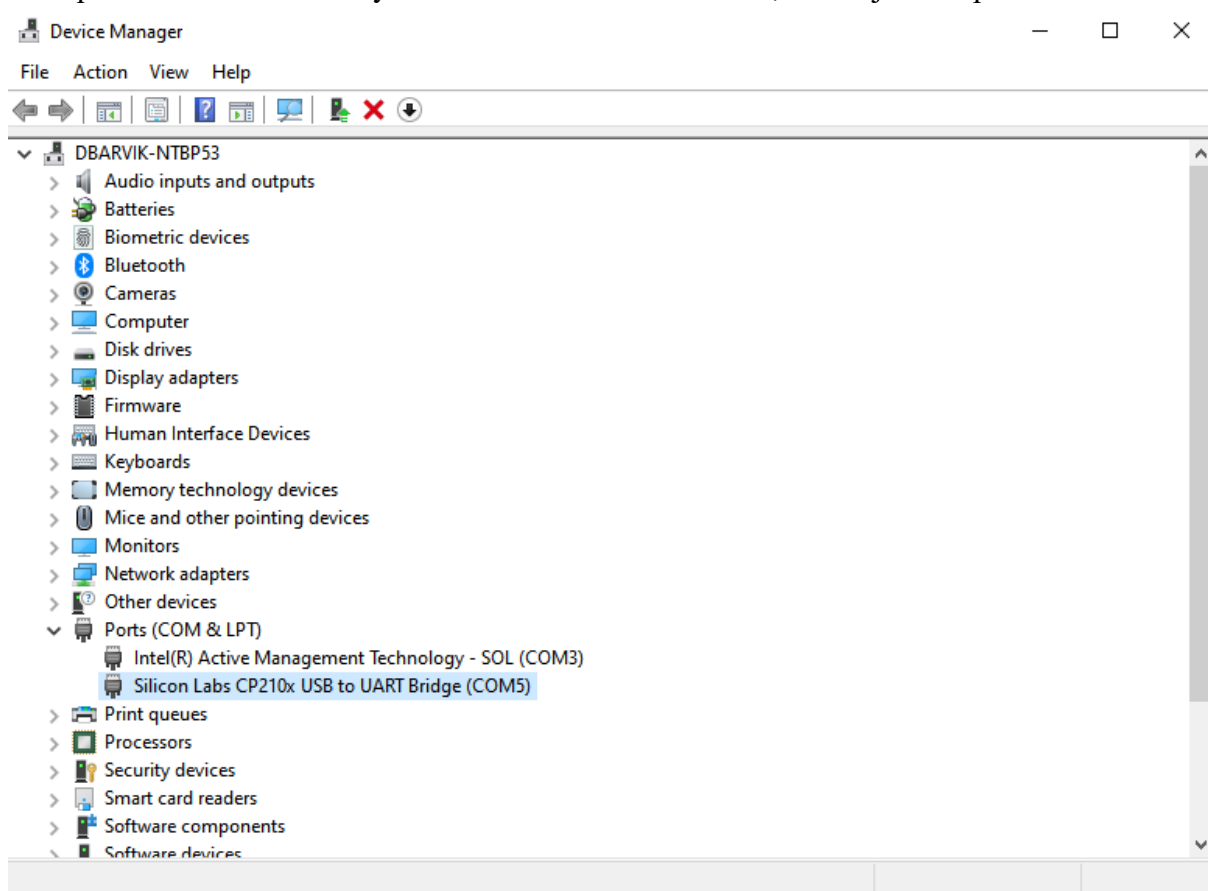
Přijátá data jsou následně přepočítána pomocí vztahu:

$$C[fF] = (C_{raw} - 32768) \cdot 0,244 + offset \quad (4)$$

Měřené hodnoty kapacity z výše uvedeného přepočtu mají jednotku femtoFarady, C_{raw} je hodnota kapacity ze sériové linky, a offset je nastaven podle měřicího přípravku ve femto Faradech, hodnota offsetu je 2400 fF.

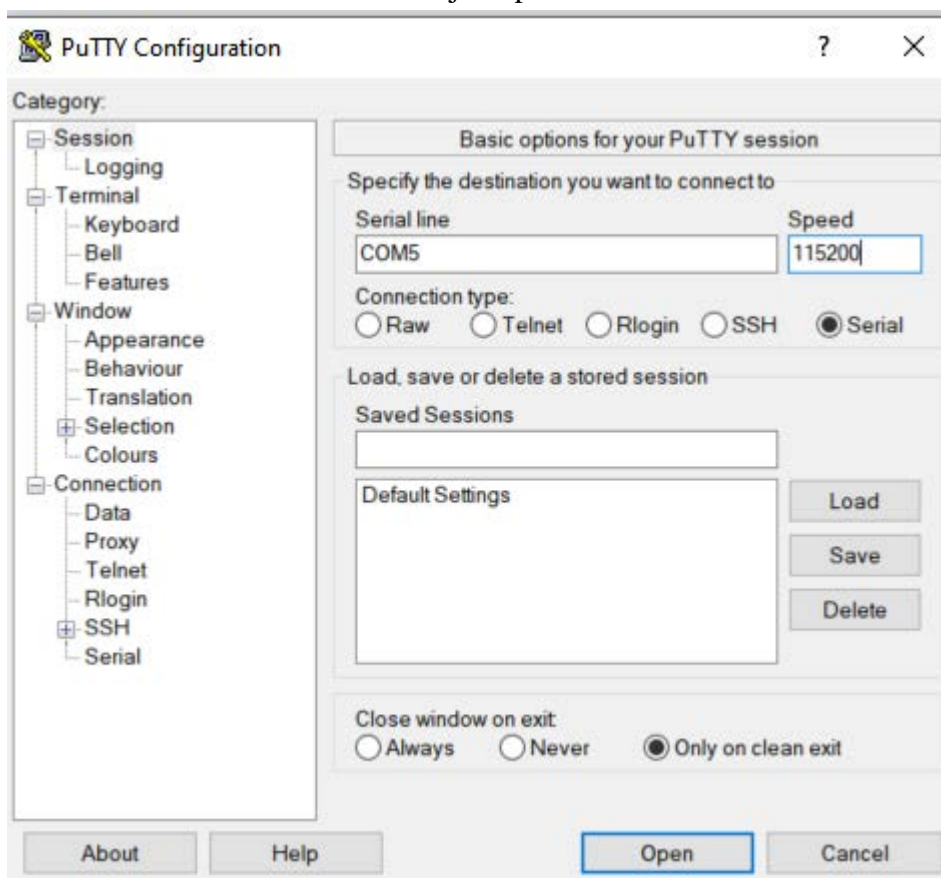
9.6 Pracovní postup

Pomocí jakéhokoliv sériového terminálu (Putty, Serial terminal prostředí Arduino IDE, atd.) se připojí k sériové COM portu. Číslo sériového portu se dozvíte v případě Windows 10 – Start → správce zařízení → Porty → v závorce uvedeno COMx, kde X je číslo portu.



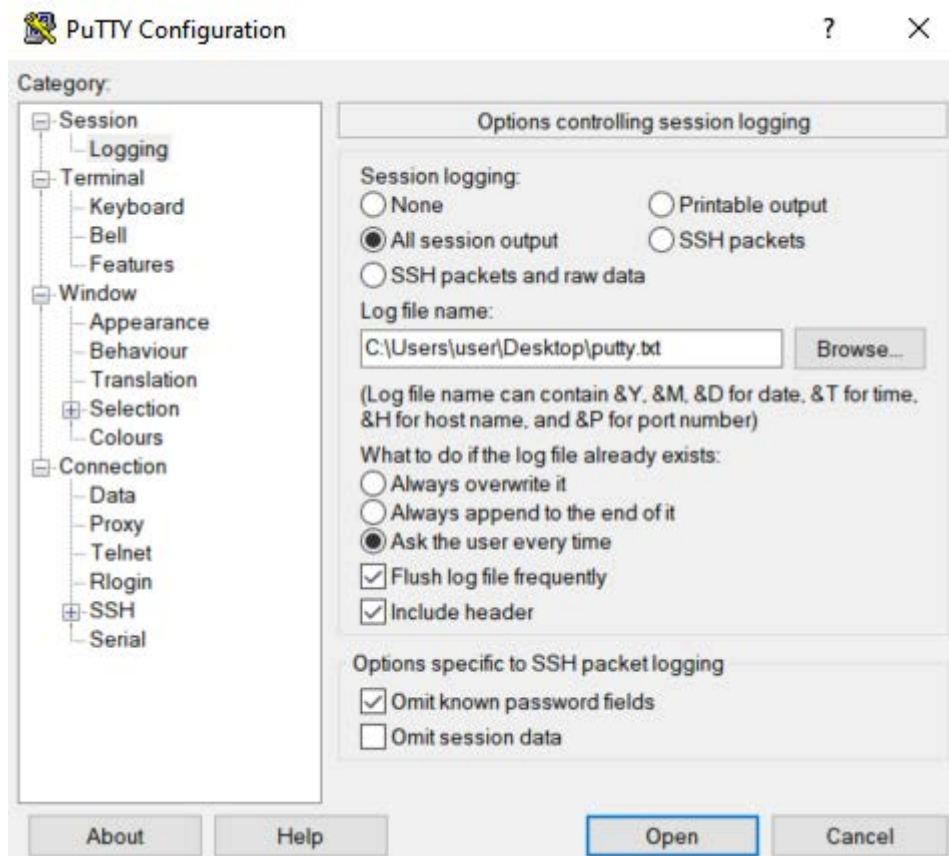
Obrázek 31: Správce zařízení - porty

Pokud je zobrazeno více zařízení, tak výběr bude Silicon Labs CP210x USB to UART Bridge. Číslo každého COM portu je na různých zařízeních jiné, v případě výše uvedeného screenshotu je to port COM5.



Obrázek 32: Putty – nastavení komunikace

Po stažení a nainstalování Putty (<https://www.putty.org/>), se zvolí možnost Serial, v políčku Serial line se zvolí Vámi nalezené číslo portu (v ukázkovém případě COM5), Speed (rychlost komunikace) je nastavena na 115200 baudů. Před otevřením je třeba ještě nastavit ukládání dat v levé části okna v Session → Logging



Obrázek 33: Putty – nastavení ukládání měřených hodnot

Zaškrtně se All session output, a následně se zvolí cesta uložení souboru podle vašich preferencí pomocí tlačítka Browse...

Po otevření sériové linky kliknutím na tlačítko Open se přijímají surová data a zároveň se ukládají do vámi zvoleného souboru. V případě, že měření budete provádět více, je třeba výstupní soubory přejmenovat, aby nedošlo k jejich přepsání.

1) Postup k bodu č. 1.: Vypočtete hodnotu kapacity v případě volného položení senzoru (vzduch)

Na základě rozměrů senzoru uvedených v teoretickém rozboru vypočtete hodnotu kapacity s využitím uvedených vztahů pro měření kapacity senzoru, kde dielektrikum tvoří vzduch při volném položení senzoru na desce pracovního stolu.

2) Postup k bodu č. 2.: Experimentálně ověřte kapacitu volného položení senzoru

Připojený senzor k testovacímu zařízení volně položte na desku stolu, připojte zařízení pomocí USB kabelu k PC, podle výše uvedeného postupu otevřete sériovou linku a získejte alespoň minutový záznam kapacitního senzoru. K senzoru se nepřibližujte žádnou částí lidského těla během měření, jinak dojde k výrazné změně měřené kapacity. Po minutovém záznamu můžete zavřít sériový terminál, a zkontrolovat uložená data. Následně podle vztahů z teoretického rozboru přepočtete naměřené hodnoty na hodnotu kapacity při volném položení senzoru na stole.

3) Postup k bodu č. 3.: Experimentálně změřte kapacitu a vypočtete relativní permitivitu po vložení umělé cévy

Postup je obdobný jako v bodě 1.6.2, ale kapacitní senzor nebude ležet volně na stole, ale do senzoru se vloží segment umělé cévy naplněný vodou tak, aby vyznačený bod na segmentu cévy byl uvnitř kapacitního senzoru. Naměřte alespoň minutový záznam hodnot, ze kterých pak přepočtete kapacitu senzoru a posléze vypočtete relativní permitivitu, která je daná vloženým dielektrikem.

4) Postup k bodu č. 4.: Zaznamenejte Vámi generovanou pulsní křivku a určete hodnotu pulsu

V tomto bodě započnete ukládání dat z měření a pomocí stlačování stříkačky na cévním segmentu vytvářejte „pulzní křivku“, kterou posléze vykreslíte a vložíte do protokolu. Tímto měřením si ověříte funkci kapacitního senzoru pro měření pulzní křivky vlivem nepatrné změny průměru cévy.

9.7 Výsledky

Příklad výpočtu kapacity volně položeného senzoru (vzduch):

$$W = 20 \text{ mm} = 0,02 \text{ m}$$

$$\varepsilon_0 = 8,854 \ 187 \ 8128 \times 10^{-12}$$

$$\varepsilon_r = 1$$

$$\theta = 2^\circ$$

$$C = \frac{2W\varepsilon_0\varepsilon_r}{\pi} \ln\left(\frac{\sin\theta}{1-\cos\theta}\right) = \frac{2 \times 0,02 \times 8,854 \ 187 \ 8128 \times 10^{-12} \times 1}{\pi} \times \ln\left(\frac{\sin 2^\circ}{1-\cos 2^\circ}\right)$$

$$= 4,564 \times 10^{-13} \text{ F} = 456,4 \text{ fF}$$

Příklad výpočtu kapacity volně položeného senzoru (voda):

$$C_{raw} = 27820$$

$$offset = 2400 \text{ fF}$$

$$C[\text{fF}] = (C_{raw} - 32768) \cdot 0,244 + offset = (27820 - 32768) \times 0,244 + 2400$$

$$= 1192,688 \text{ fF}$$

$$C = \frac{2W\varepsilon_0\varepsilon_r}{\pi} \ln\left(\frac{\sin\theta}{1-\cos\theta}\right)$$

$$\varepsilon_r = \frac{C \times \pi}{2 \times W \times \varepsilon_0 \times \ln\left(\frac{\sin 2^\circ}{1-\cos 2^\circ}\right)} = \frac{1192,688 \times 10^{-15} \times \pi}{2 \times 0,02 \times 8,8541878128 \times 10^{-12} \times \ln\left(\frac{\sin 2^\circ}{1-\cos 2^\circ}\right)}$$

$$= 2,61$$

Příklad výpočtu kapacity vloženého cévního segmentu:

$$C_{raw} = 28825$$

$$offset = 2400 \text{ fF}$$

$$C[\text{fF}] = (C_{raw} - 32768) \cdot 0,244 + offset = (28825 - 32768) \times 0,244 + 2400$$

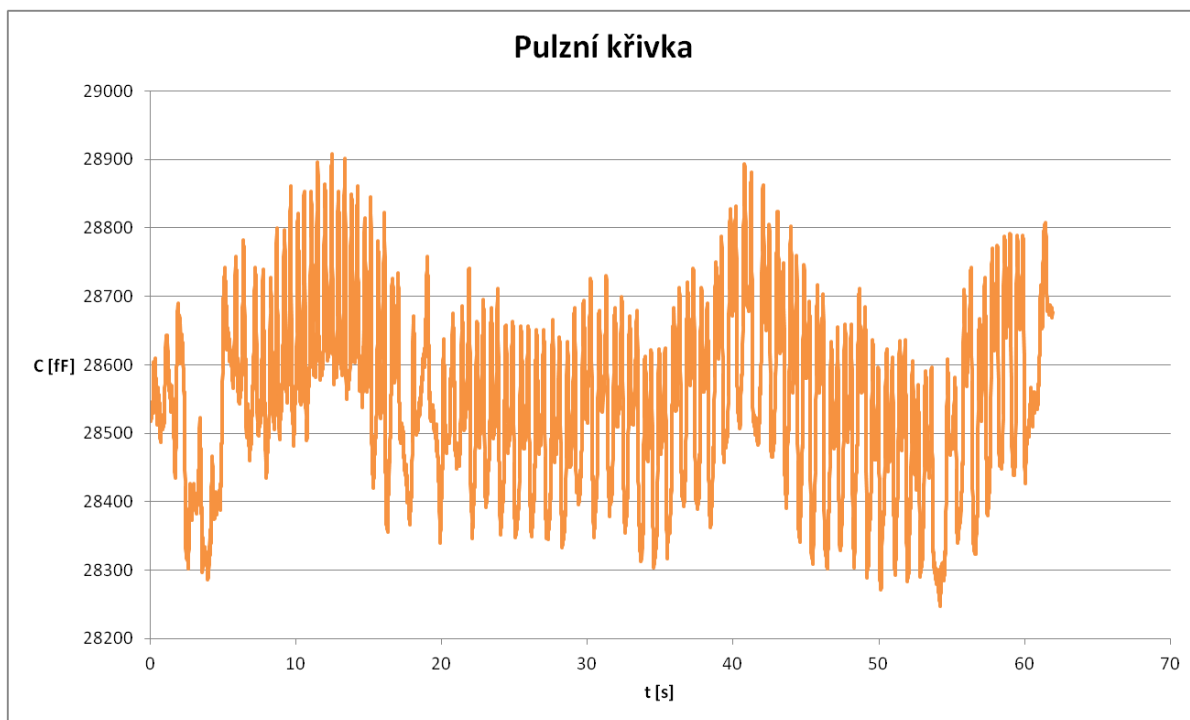
$$= 1437,908 \text{ fF}$$

$$C = \frac{2W\varepsilon_0\varepsilon_r}{\pi} \ln\left(\frac{\sin\theta}{1-\cos\theta}\right)$$

$$\varepsilon_r = \frac{C \times \pi}{2 \times W \times \varepsilon_0 \times \ln\left(\frac{\sin 2^\circ}{1-\cos 2^\circ}\right)} = \frac{1437,908 \times 10^{-15} \times \pi}{2 \times 0,02 \times 8,8541878128 \times 10^{-12} \times \ln\left(\frac{\sin 2^\circ}{1-\cos 2^\circ}\right)}$$

$$= 3,15$$

Vykreslení průběhu simulované pulzní vlny:



Obrázek 34 - Pulzní křivka.

9.8 Kontrolní otázky

1. Jaká je relativní permitivita vzduchu a vody?
Relativní permitivita ϵ_r vzduchu je 1,0054 a relativní permitivita ϵ_r vody je 80.
2. Proč vypočtená relativní permitivita cévního segmentu nikdy nepřesáhne hodnotu 80?
Protože jsme použili vodu jako dielektrikum a voda má relativní permitivitu 80.
3. Může dojít změnou vzorkovací frekvence k nepřesnosti měření? Proč?
Ano, změníme-li vzorkovací frekvenci, změní se šířka kapacitní elektrody.
4. Může přítomnost lidského těla v blízkosti kapacitního senzoru ovlivnit měření?
Ano, neboť buňky v lidském těle mají určitý elektrický boj, který může ovlivnit měření.

9.9 Závěr

V laboratorním měření jsme pracovali se senzorem pro kapacitní snímání změny průměru cévy. Nejprve jsme vypočítali kapacitu volně položeného senzoru, kde dielektrikum tvořil vzduch. Hodnota kapacity byla 456,4 fF. Poté jsme provedli celkem tři měření. Ověřili jsme kapacitu volně položeného senzoru, kde dielektrikum tvořila voda. Hodnota kapacity byla 1192,688 fF. Dále jsme určili hodnotu kapacity, do něhož jsme vložili umělou cévu. Hodnota kapacity byla 1437,908 fF. Při třetím měření jsme pomocí stlačování stříkačky na cévním segmentu vykreslili pulzní křivku.

