



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ

Katedra teorie obvodů

Návrh a realizace zařízení pro měření tremoru

Design and Realization of a Device for Tremor Analysis

Diplomová práce

Autor práce: Bc. Iva Hanousková

Vedoucí práce: Ing. Jan Havlík, Ph.D.

květen 2017

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Student: Bc. Iva Hanousková
Studijní program: Biomedicínské inženýrství a informatika
Obor: Biomedicínské inženýrství
Název tématu: Návrh a realizace zařízení pro měření tremoru

Pokyny pro vypracování:

1. Seznamte se s problematikou klasifikace třesu (tremoru), postupy vyšetření tremoru a možnostmi objektivního stanovení míry třesu.
2. Navrhněte zařízení umožňující záznam tremoru při definovaných cvičebních úkonech, které umožní uložení krátkodobých záznamů a jejich následné offline zpracování.
3. Realizujte navržené zařízení a připravte nutný minimální firmware umožňující provedení měření.
4. Provedte vzorovou sérii měření a ověřte použitelnost zařízení v reálných podmínkách.

Seznam odborné literatury:

- [1] Marcus Koch, Jop Mostert, Dorothea Heersema, and Jacques De Keyser, "Tremor in multiple sclerosis," *Journal of Neurology*, vol. 254, no. 2, pp. 133-145, 2007.
- [2] S. H. Alusi, S. Glickman, T. Z. Aziz, and P. G. Bain, "Tremor in multiple sclerosis," *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*, vol. 66, no. 2, pp. 131-134, February 1999.
- [3] Paula Pascoal-Faria, Miguel Patrcio, Adriana Leal, Francisco Caramelo, Antnio Freire, Cristina Janurio, and Miguel Castelo-Branco, "Understanding tremor in rapid upper limb movements using 3d accelerometers data," *Neuroscience and Medicine*, vol. 5, no. 5, pp. 205-213, 2014.
- [4] Brain Barkley Graham, "Using an accelerometer sensor to measure human hand motion," Master Theses, Massachusetts Institute of Technology, May 11 2000.

Vedoucí diplomové práce: Ing. Jan Havlík, Ph.D.

Platnost zadání: do konce letního semestru 2017/2018

L.S.

prof. Ing. Pavel Sovka, CSc.
vedoucí katedry

prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
děkan

V Praze dne 19. 12. 2016

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracovala samostatně a že jsem uvedla veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze dne

.....

podpis autora práce

Poděkování

Chtěla bych poděkovat vedoucímu této práce panu Ing. Janu Havlíkovi, Ph.D., za odborné vedení a cenné rady, které mi pomohly tuto práci zkompletovat. Dále bych ráda poděkovala panu Ing. Ondřejovi Renzovi za konzultace k této práci.

Abstrakt

Tato práce se zabývá návrhem, realizací a následným ověřením zařízení, které bude sloužit k měření tremoru pacientů s roztroušenou sklerózou. Tremor je nekoordinovaný rytmický pohyb zejména paží a rukou. Abychom dokázali tento příznak, který velmi ovlivňuje život pacienta, potlačit, je nutný další výzkum tohoto příznaku. Výzkumem tremoru pacientů s roztroušenou sklerózou se zabývá projekt ve spolupráci s klinikou rehabilitačního lékařství FNKV. Právě pro tento projekt je zařízení vytvořeno.

Nejprve byl realizován hardware zařízení, který obsahuje všechny důležité komponenty. Zařízení je řízeno vývojovou deskou Arduino nano. Pro snímání třesu je použit senzor MPU6050, jeho součástí je tříosý akcelerometr a tříosý gyroskop. Senzor je umístěn na prstýnku univerzální velikosti, který bude během měření umístěn na prstu pacienta. Data ze senzoru jsou ukládána na SD kartu. Komunikace s uživatelem probíhá přes LDC display. Algoritmus zařízení je definován několika stavy. Těmito stavy jsou: „Připraveno“, „Probíhá měření“, „Konec měření“, „Chyba senzoru“, „Chyba SD karty“.

V další části byla ověřena měřicí schopnost zařízení. Zařízení bylo připevněno na kyvadla o různých délkách a byla nahrávána data. Předpokladem bylo, že výsledný signál bude popisovat tlumené harmonické kmitání. Po naměření byl tedy signál napárován na tlumené harmonické kmitání a byla vyhodnocena shoda mezi signálem a ideální křivkou tlumené sinusovky.

Pro kyvadlo délky 70,0 cm je $SSE = 0,02 \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-4}$, $R\text{-square} = 0,98$ a $RMSE = 0,001$. Pro kyvadlo délky 52,5 cm je $SSE = 0,01 \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-4}$, $R\text{-square} = 0,99$, $RMSE = 0,001$. Pro kyvadlo délky 25,5 cm je $SSE = 0,03 \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-4}$, $R\text{-square} = 0,97$ a $RMSE = 0,001$.

Bylo sestrojeno zařízení, které obsahuje všechny důležité komponenty a jeho vzorkovací frekvence je stabilní a dostatečně velká (100 Hz). Pokusná měření ukazují, že zařízení měří dostatečně přesně a je vhodné pro praktické použití.

Klíčová slova

Roztroušená skleróza, tremor, Arduino, gyroskop, akcelerometr

Abstract

This thesis deals with design, realisation and evaluation of device which will be used to measure tremor in patients with multiple sclerosis. Tremor is uncoordinated rhythmical movement especially of hands and arms. To suppress this symptom, which really influences the patient's life, further research is needed. A project in cooperation with Clinic of rehabilitation medicine of FNKV deals with research of tremor in patients. The device was developed to support that project.

Firstly the hardware containing all necessary components was implemented. The device is controlled by development platform Arduino nano. To capture the tremor a MPU6050 sensor is used. The sensor consists of 3-axis accelerometer and 3-axis gyroscope. During measurement the sensor is placed on a ring of universal size which is worn on a finger of a patient. The data captured by the sensor are saved to a SD memory card. The device communicates with the user via LCD display. The algorithm of device is defined by several states. These states are: "Ready", "Measuring", "Measurement finished", "Sensor error" and "SD card error".

In the following part the measuring properties of the device was evaluated. The device was placed on several pendulums of different lengths and data were recorded. It was supposed that measured signal will match to damped harmonic oscillations. The recorded signal was fitted to damped oscillator curve and the match between signal and ideal curve of damped sinus was evaluated.

For pendulum of length 70 cm these parameters were computed: $SSE = 0,02 \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-4}$, $R\text{-Square} = 0,98$ and $RMSE = 0,001$; for pendulum of length 52,5 cm $SSE = 0,01 \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-4}$, $R\text{-square} = 0,99$, $RMSE = 0,001$; for pendulum of length 25,5 cm $SSE = 0,03 \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-4}$, $R\text{-square} = 0,97$ a $RMSE = 0,001$.

The final device has all necessary components and its sample frequency is stable and high enough (100 Hz). Testing measurements showed that the device measures accurately and is suitable for practical use.

Keywords

Multiple sclerosis, tremor, Arduino, gyroscope, accelerometer

Obsah práce

1	Úvod.....	7
2	Teoretická část	9
2.1	Roztroušená skleróza a tremor v souvislosti s roztroušenou sklerózou.....	9
2.2	Komponenty zařízení	10
2.2.1	Arduino nano	10
2.2.2	LCD display	12
2.2.3	MPU6050.....	15
2.2.4	Princip MEMS gyroskopů	16
2.2.5	Princip MEMS akcelerometru	18
2.2.6	Sd slot, sd karta.....	19
2.3	Prostředí pro vytváření software - Atmel studio.....	19
3	Praktická část	20
3.1	Hardware	20
3.2	Software	24
3.2.1	Popis algoritmu	24
3.2.2	Popis použitých knihoven.....	25
4	Testování zařízení	27
4.1	Vzorkovací frekvence	27
4.2	Naměřená data.....	27
4.2.1	SSE.....	28
4.2.2	R-square	28
4.2.3	RMSE.....	29
5	Výsledky	30

5.1	Zařízení	30
5.2	Vzorkovací frekvence	31
5.3	Naměřené hodnoty	32
6	Diskuze	36
7	Závěr	38
8	Zdroje.....	39
9	Příloha A	43
10	Příloha B	44
11	Příloha C	45
12	Příloha D.....	46

1 Úvod

Roztroušená skleróza je neurologické onemocnění, které doprovází mnoho příznaků. Mezi tyto příznaky patří také poruchy koordinace pohybu. Většina lidí, kteří trpí roztroušenou sklerózou, trpí problémy koordinací pohybu. Mezi tyto poruchy patří třes neboli tremor. Tremor je nekoordinovaný rytmický pohyb, který nejčastěji postihuje paže a ruce a je způsobený poškozením mozečku. [1]

Tremor jako i ostatní „viditelné“ příznaky roztroušené sklerózy, může být pro pacienta velmi frustrující a může mít dopad na jeho sebevědomí a kvalitu života [1, 2]. Účinky léčby tremoru způsobeného roztroušenou sklerózou jsou v dnešní době omezené a u většiny lidí mají malý účinek, nebo je trvání účinku krátké. Je jasné, že třes pacientů s roztroušenou sklerózou bude vyžadovat další výzkum. [2]

Ve spolupráci s rehabilitačním ústavem FNKV, vznikl projekt, který se zabývá právě problematikou tremoru pacientů s roztroušenou sklerózou. Úkolem této práce je pro tento projekt navrhnout, realizovat a otestovat zařízení, které by umožnilo měření tremoru a ukládání dat pro další zpracování.

U pacientů s roztroušenou sklerózou je tremor hodnocen různými testy. Nejběžnější je test „prst na nos“. Ten se provádí tak, že ruce pacienta jsou předpažené s mírně ohnutými lokty a pohybuje svým prstem mezi svýmnosem a prstem vyšetřujícího. Třes se zhoršuje, když se prst pacienta blíží k cíli. Klidový třes, který by byl přítomen, když paže volně leží na podložce, není pro roztroušenou sklerózu typický a odpovídá Parkinsonově chorobě. V praxi je třes subjektivně hodnocen vyšetřujícím. Míra třesu je vyhodnocena na stupnici 0 – 10, kdy 0 znamená žádný třes a 10 maximální třes. [3]

Existuje několik studií, které se zabývaly měřením třesu tak, aby definovaly jeho vlastnosti jako frekvence, amplituda atp. V pracích [4, 5] bylo použito zařízení měřící tremor, které při měření bylo nasazeno na zápěstí pacienta, a senzor byl umístěn na prst. Senzor obsahuje akcelerometr a gyroskop a slouží k hodnocení třesu u pacientů s Parkinsonovou chorobou.

Pro měření tremoru některé studie jako [6, 7, 8] využívají videozáznam, kdy počítačovou analýzou obrazového záznamu zjišťují parametry tremoru.

Ve studii [9] bylo pro záznam tremoru použito dokonce čtyř gyroskopů umístěných na paži. První na místě třetí metakarpální kosti, druhý na okraji předloktí, třetí pod výběžkem loketní kosti a poslední přes výběžek loketní kosti.

V této práci bude realizováno zařízení, které bude mít senzor obsahující akcelerometr a gyroskop. Tento senzor bude připevněn na prstenu univerzální velikosti, aby šel použit pro různé pacienty a mohl být umístěn na jejich prstu. Samotné zařízení bude umístěno na opasku pacienta, aby se eliminovalo ovlivnění tremoru zatížením pacientovy paže zařízením. Od senzoru k zařízení povede tenký, poddajný kabel, aby byly co nejvíce potlačeny otřesy vedoucí od kabelu na senzor. Data budou nahrávána na SD kartu k pozdějšímu zpracování. Komunikace s obsluhou bude probíhat přes LD display a zařízení bude ovládáno pomocí tlačítek. Napájení bude probíhat ze dvou tužkových baterií.

Cíle této diplomové práce jsou následující:

- Navrhnout zařízení vhodné pro měření třesu pacientů s roztroušenou sklerózou
- Realizovat hardware i software tohoto zařízení
- Otestovat správnost naměřených dat tímto zařízením

Zařízení musí obsahovat všechny komponenty důležité pro měření třesu, ukládání dat a ovládání zařízení. Aby se naměřená data dala dále zpracovávat, musí mít dostatečně velkou a stabilní vzorkovací frekvenci.

2 Teoretická část

Tato část práce se zabývá teoretickým základem problematiky roztroušené sklerózy a tremoru, jednotlivých komponentů, které budou v zařízení použity a prostředí, ve kterém bude vyvíjen software zařízení.

2.1 Roztroušená skleróza a tremor v souvislosti s roztroušenou sklerózou

Roztroušená skleróza je onemocnění postihující centrální nervový systém. Příčiny jejího vzniku nejsou známy a není známý ani způsob, jak tuto nemoc vyléčit. Zánětlivé děje, které probíhají zejména v prvních letech nemoci, jsou v pozdějších fázích vystřídány ději neurodegenerativními. Jedinou možnou léčebnou strategií je v dnešní době včasné zahájení protizánětlivé léčby. Zánětlivá ložiska dají průchod dalším zánětlivým buňkám, dochází k destrukci myelinu i samotných nervových vláken a dokonce i ke zničení nervových buněk. Poškození nervových vláken v centrální nervové soustavě jsou trvalá, vytváří se jizva a při určité míře poškození dochází k trvalé invaliditě. [10]

Jedním z nejčastějších počátečních příznaků je zánět očního nervu, které mu se říká optická neuritida, projevuje se zamlženým viděním, bolestí při pohybu oka, výpadky zorného pole nebo poruchou barevného vidění. Dále jsou to poruchy citlivosti jako hypostezie (porucha citlivosti kůže) nebo naopak hyperstezie (zvýšená citlivost kůže) či parestezie (pocit brnění, píchání, svědění či pálení kůže). Centrální poruchy hybnosti – paréza, poruchy okulomotoriky a sfinkterové obtíže. Pacienti s roztroušenou sklerózou mohou také trpět kognitivní poruchou, depresí či patologickou únavou. V této práci se zaměřujeme na vestibulocerebelární poruchy - poruchy koordiance pohybu, kam patří také tremor. [10]

Tremor je nekoordinovaný rytmický pohyb. Tremor pacientů s roztroušenou sklerózou má frekvenci 2 – 10 Hz a zapříčiňuje ho poškození mozečku, stejně jako i ostatní vestibulocerebelární poruchy. Rozlišujeme dva hlavní typy tremoru. Posturální třes a intenční třes. Posturální třes je třes, který je přítomen v klidu ve statické poloze. Intenční třes je takový, který je přítomen během pohybu.

Jak už bylo zmíněno v úvodu této práce, během vyšetření třesu pacientů s roztroušenou sklerózou se vyšetřuje zejména třes během pohybu, který je pro roztroušenou sklerózu typickým. [11]

2.2 Komponenty zařízení

2.2.1 Arduino nano

Arduino je populární platforma pro vývoj různých projektů. Je snadno programovatelné a umožňuje použití v nejrůznějších oblastech přes programování jednoduchých her až po řízení inteligentních domácností. Pro jeho snadné programování a cenovou dostupnost byla pro tento projekt zvolena platforma Arduino. Byl použit model Arduino nano s procesorem ATmega328P.



Obrázek 1: Arduino nano. Převzato z [12]

Arduino nano je jako i ostatní Arduina open-source hardware. Je napájen pomocí připojení USB-mini, který slouží i jako komunikace s počítačem. Obsahuje 14 digitálních pinů, které mohou být použity jako vstup (input) nebo výstup (output), každý z těchto pinů obsahuje pull-up rezistory 20 – 50 kOhms. Některé z nich mají navíc speciální funkce:

- Sériové piny 0 (RX) a 1 (TX), které slouží pro příjem (RX) a přenášení dat (Tx). Tyto terminály jsou propojeny s příslušnými piny FTDI USB-serial čipu.
- Externí interrupt piny 2 a 3.
- PWM piny 3, 5, 6, 9, 10 a 11, které poskytují 8-bitový výstup.
- SPI 10(SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK)
- LED pin 13 [12]

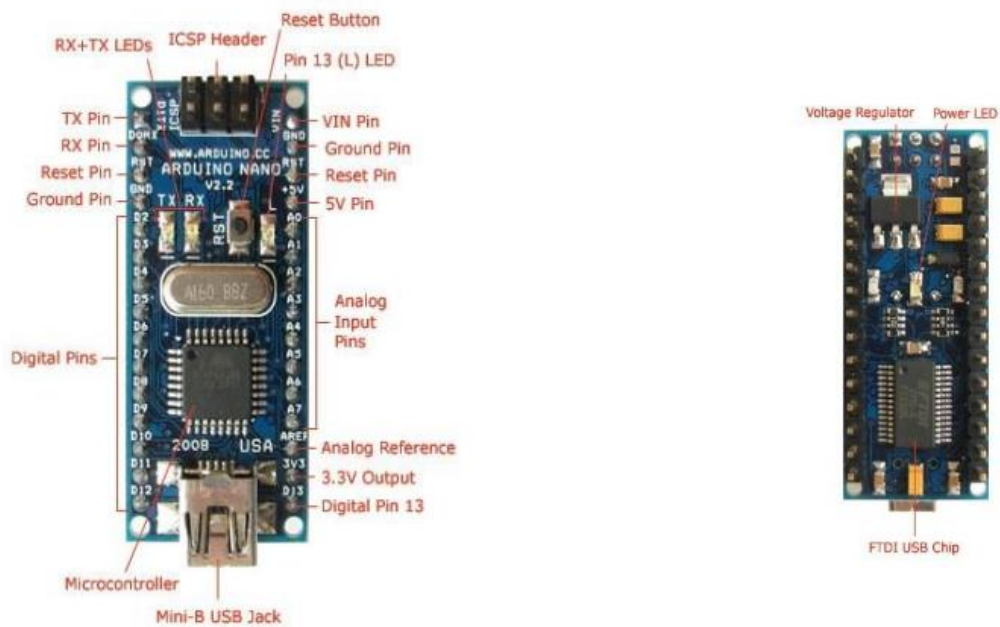
Dále má Arduino nano 8 analogových vstupů, každý z nich poskytuje rozlišení 10 bitů. Analogové piny 6 a 7 nelze použít jako digitální piny. Podobně jako u digitálních pinů mají některé analogové speciální funkce:

- I2C: 4 (SDA) a 5 (SCL). Komunikace je zprostředkována pomocí knihovny Wire, kterou se budeme zabývat později. [12]

Deska Arduino obsahuje další kolíky:

- AREF - referenční napětí pro analogové vstupy
- RESET - který slouží k resetování mikročipu. [12]

Arduino nano má tedy 30 pinů, jejichž funkce jsou shrnuty v tabulce č. 1 a umístění pinů na obrázku č. 2. Schéma zapojení Arduino nano můžeme najít v příloze A.



Obrázek 2. Arduino nano, umístění pinů. Převzato z [12]

Tabulka 1: Popis pinů desky Arduino nano. [13]

Číslo pinu	Název	Typ	Popis
1-2, 5-16	D0-D13	I/O	Digitální vstup/výstup port 0 to 13
3, 28	RESET	Input	Reset
4, 29	GND	PWR	Zem
17	3V3	Output	+3.3 V výstup (z FTDI)
18	AREF	Input	ADC reference
19-26	A7-A0	Input	Analogové vstupní kanály 0 to 7
27	+5 V	Output/ Input	+5 V výstup
30	VIN	PWR	Napájecí napětí

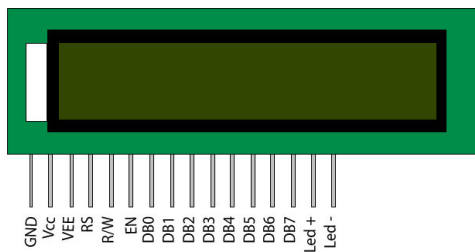
2.2.2 LCD display

LCD display 16x2 je běžně používaný display v různých zařízeních, obrázek č. 3. Toto zařízení je ekonomické a velmi snadno programovatelné. Může zobrazovat 32 znaků ve dvou řádcích. Každý znak je zobrazen v matici pixelů 5x7. LCD má dva registry „Command“ a „Data“. Registrem „Command“ jsou předávány displayi příkazy jako inicializace, mazání obrazovky, nastavení kurzoru atp. registrem „Data“ jsou dodávána data, která mají být zobrazena na display. [14]

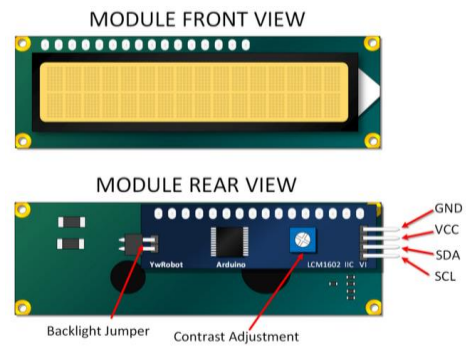


Obrázek 3: LCD display. Převzato z [15]

LCD obsahuje 16 pinů, jejichž funkce jsou popsány v tabulce č. 2 a jejich umístění je znázorněno na obrázku č. 4. Pro tuto práci byl použit LCD display s přidaným zařízením YwRobot Arduino LCM1602 IIC V1 (obrázek č. 5), které umožňuje komunikaci a napájení pouze přes 4 piny – napájení, zem, SDA a SCL. Pro komunikaci s Arduinem používá rozhraní I2C – bus.



Obrázek 4: LCD display - umístění pinů. Převzato z [14]



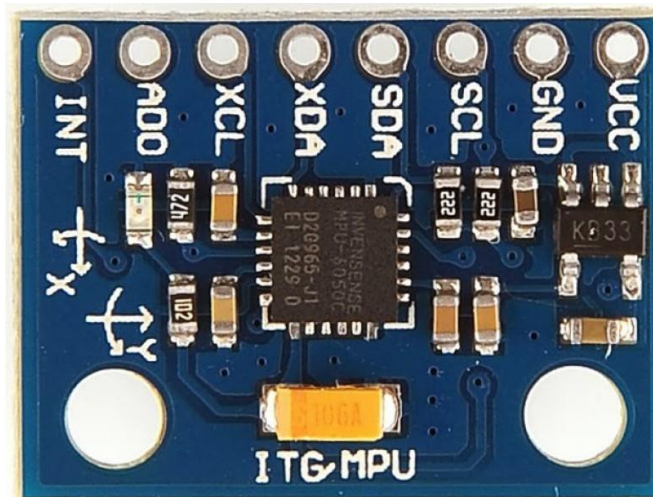
Obrázek 5: LCD display s přidaným zařízením YwRobot Arduino LCM1602 IIC V1. Převzato z [16]

Tabulka 2: LCD display, popis pinů [17]

Číslo pinu	Symbol	Úroveň	Popis
1	VSS	0V	Zem
2	VDD	+5,0 V	Napájení pro logickou činnost.
3	V0	--	Nastavení napájecího napětí pro řízení LCD displeje.
4	RS	H/L	Signál pro výběr registru 1: Datový registr pro čtení a zápis 0: Instrukční registr pro zápis, Počítač značek zaneprázdněných adres.
5	R/W	H/L	R/W = "H": Čtecí mód. R/W = "L": Psací mód.
6	E	H/L	Signál umožňující zápis nebo čtení dat
7	DB0	H/L	8bit obousměrná datová sběrnice
8	DB1	H/L	
9	DB2	H/L	
10	DB3	H/L	
11	DB4	H/L	
12	DB5	H/L	
13	DB6	H/L	
14	DB7	H/L	
15	LED+	+5,0 V	Napájení pro podsvícení
16	LED-	0 V	Zem podsvícení

2.2.3 MPU6050

Podstatnou částí zařízení je senzor MPU6050 (obrázek č. 6). Tento senzor obsahuje MEMS akcelerometr a MEMS gyroskop na jednom čipu. Je velmi přesný, obsahuje 16bitový převodník z analogového signálu do digitálního pro každý kanál. Díky tomu mohou být zaznamenávány hodnoty ze všech kanálů X, Y a Z najednou. Pro komunikaci s Arduinem využívá I2C – bus. [18]



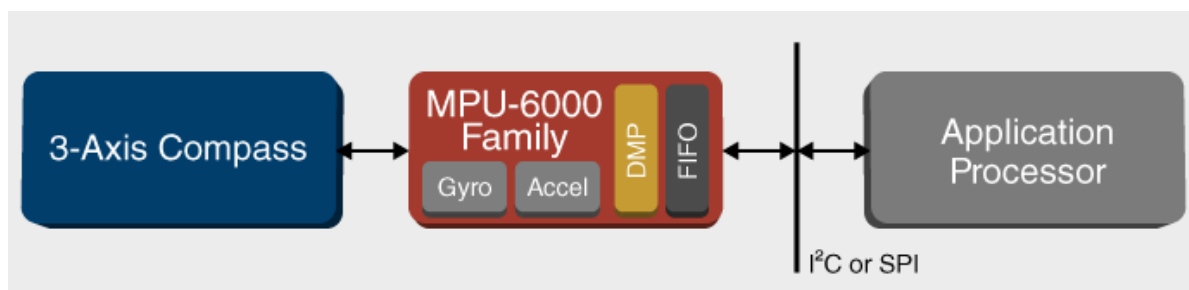
Obrázek 6: MPU6050. Převzato z [19]

Vlastnosti gyroskopu senzoru MPU6050 [20]

- Digitální výstup v ose X, Y a Z s programovatelnou škálou ± 250 , ± 500 , ± 1000 , ± 2000 °/s.
- Podpora externího synchronizačního signálu (pinu FSYNC) – synchronizace s obrázkou, videem a GPS.
- Integrovaný 16bitový převodník umožňuje současné vzorkování ve všech osách.
- Minimální potřeba uživatelské kalibrace, vysoká teplotní stabilita.
- Potlačení šumu při nízkých frekvencích.
- Digitálně programovatelná dolní propust.
- Proud, na kterém gyroskop pracuje je 3.6 mA.
- Proud v režimu standby je 5 μ A.
- Kalibrováno při výrobě.
- Uživatelský self-test.

Vlastnosti akcelerometru senzoru MPU6050[20]

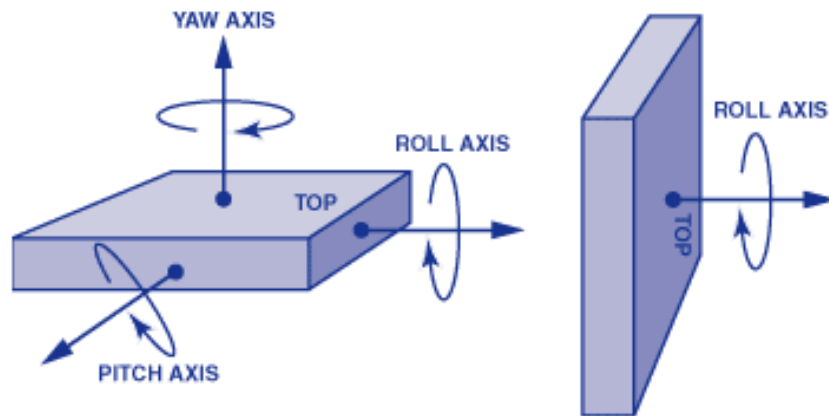
- Digitální výstup v ose X, Y a Z s programovatelnou škálou ± 2 g, ± 4 g, ± 8 g, ± 16 g.
- Integrovaný 16bitový převodník umožňuje současné vzorkování ve všech osách.
- Normální pracovní proud akcelerometru je 500 μ A.
- V režimu nízké spotřeby je proud: 10 μ A při 1,25 Hz, 20 μ A při 5 Hz, 60 μ A při 20 Hz, 110 μ A při 40 Hz.
- Detekce orientace a signalizace
- Detekce dotyku.
- Programovatelné interrupty.
- High-G interrupty.
- Uživatelský self-test.



Obrázek 7: Blokový diagram MPU60X0. Převzato z [20]

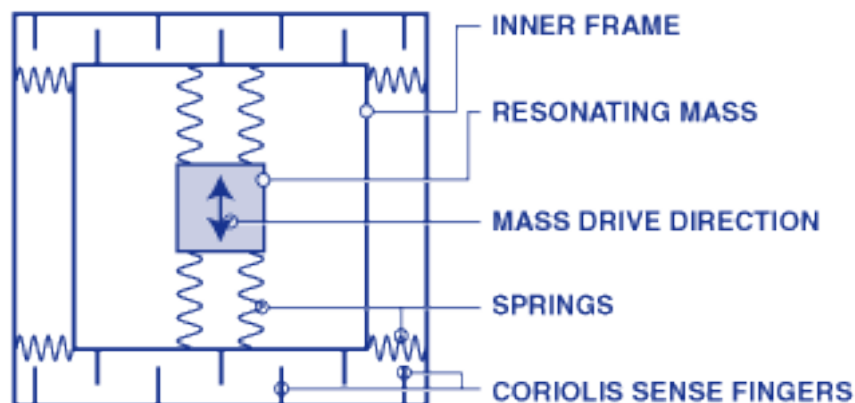
2.2.4 Princip MEMS gyroskopů

MEMS gyroskopy jsou určeny k měření úhlové rychlosti, jak už napovídají jednotky [$^{\circ}/s$]. Úhlovou rychlost měříme vždy vzhledem k jedné ze tří os X, Y nebo Z. MEMS gyroskopy pracují na principu Coriolisovy síly. [21]

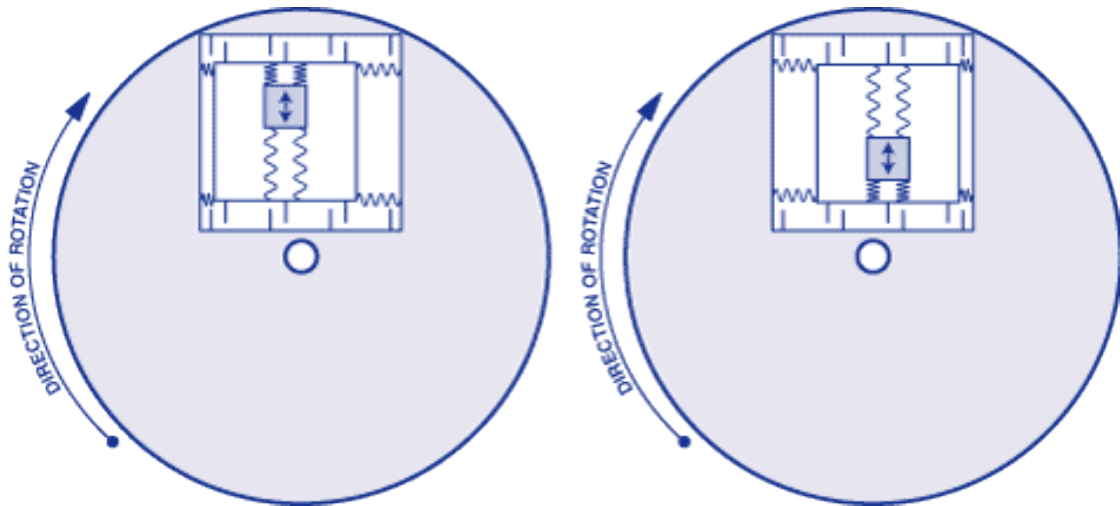


Obrázek 8: Měření úhlové rychlosti vždy vzhledem k jedné ze tří os. Převzato z [21]

MEMS (micro electrical mechanic system) je integrovaný systém obsahující mechanické i elektronické součástky. Mechanická struktura o určité hmotnosti, uchycená v rámu pružinami, se periodicky pohybuje (rezonuje). Pokud se senzor pohybuje, působí na mechanickou strukturu Coriolisova síla. Mechanická struktura i rám obsahují rovnoběžné plochy, které tvoří miniaturní kondenzátory. Působením Coriolisovy síly se mechanická struktura vychýlí, čímž se změní vzdálenost plošek a tím i kapacita zmíněných kondenzátorů. Úhlová rychlost se vyhodnocuje měřením kapacity. Zjednodušenou strukturu MEMS gyroskopů můžeme vidět na obrázku č. 9 a 10. [21]



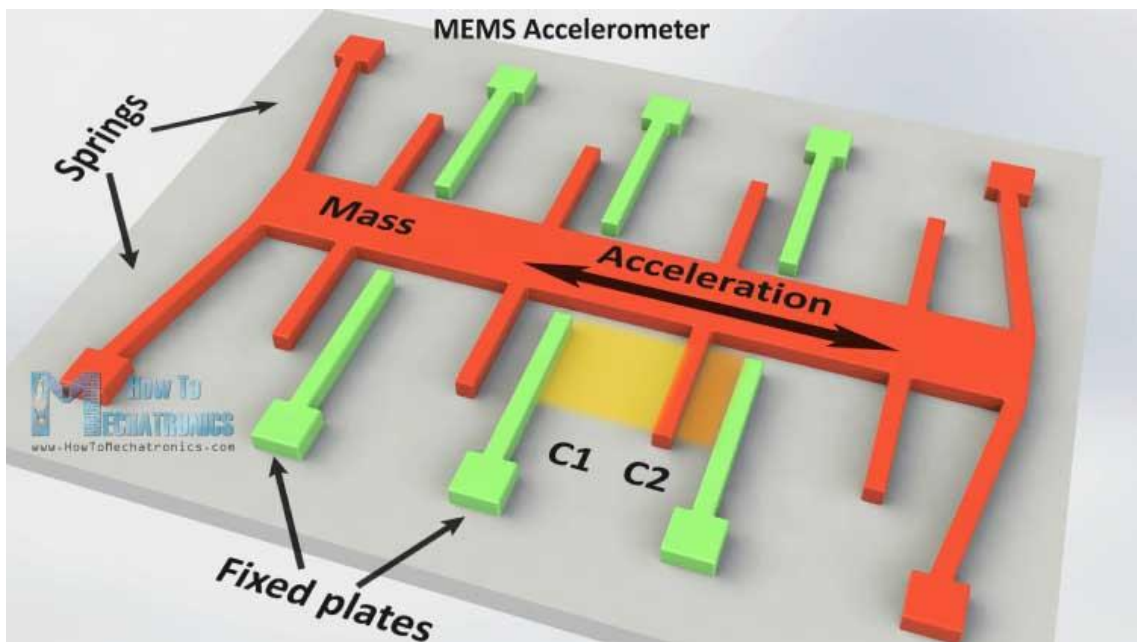
Obrázek 9: Zjednodušená struktura MEMS gyroskopu. Převzato z [21]



Obrázek 10: Zjednodušená struktura MEMS gyroskopu. Převzato z [21]

2.2.5 Princip MEMS akcelerometru

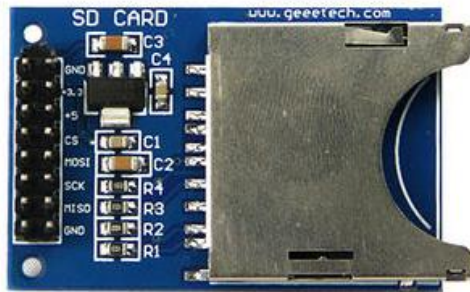
Princip MEMS akcelerometru je podobný jako MEMS gyroskopu. Mechanická struktura v akcelerometru se na rozdíl od gyroskopu periodicky nepohybuje. Pokud dojde k pohybu senzoru, mechanická struktura v akcelerometru se vychýlí a podobně jako u gyroskopu dojde ke změně kapacity. Princip je naznačen v obrázku č. 11. [21], [22]



Obrázek 11: Princip MEMS akcelerometru. Převzato z [22]

2.2.6 Sd slot, sd karta

Použití SD slotu respektive SD karty k uložení dat je velmi jednoduché a efektivní řešení. K Arduino se připojuje pomocí 6 pinů, jak můžeme vidět na obrázku č. 13. Komunikace probíhá přes sběrnici SPI. SD slot můžeme vidět na obrázku č. 12.



Obrázek 12:SD slot. Převzato z [23] Obrázek 13: SD slot – piny. Převzato z [23]

2.3 Prostředí pro vytváření software - Atmel studio

Pro psaní softwaru tohoto zařízení jsme využili prostředí Atmel Studio 7.0, kde obsahuje řadu užitečných nástrojů pro pohodlnou profesionální práci.

Atmel studio 7.0 je integrovaná vývojová platforma pro vývoj a debugging aplikací pro mikrokontrolery řady Atmel.

3 Praktická část

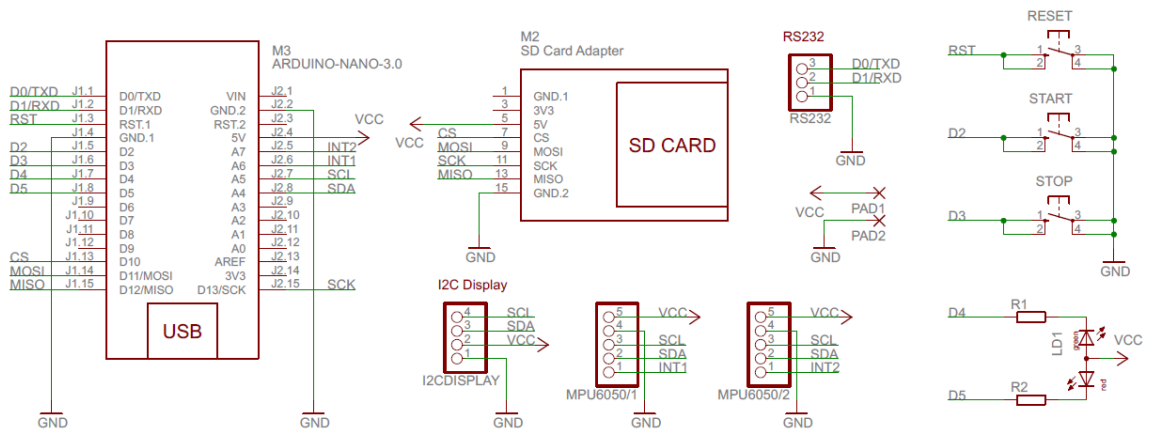
V praktické části byl nejprve udělán návrh hardware s využitím nepájivého pole. V tomto zapojení bylo ověřeno, zda všechny komponenty fungují a komunikují. Byla ověřena komunikace s LCD displayem tak, že byl na display poslán text a po nějaké době byl smazán. Dále byla ověřena funkčnost SD slotu. Na SD kartu byl vytvořen soubor, poté byl otevřen a vepsán do něj testovací text a poté byl soubor uzavřen. Tlačítka byla ověřena pomocí LED diody, kdy se dioda zhasínala a rozsvěcela, pokud bylo tlačítko stisknuto. Senzor byl ověřen tak, že byly vypisovány naměřené hodnoty do konzole.

Poté bylo vyzkoušeno, že jednotlivé komponenty zařízení komunikují mezi sebou. Byl tedy vyzkoušen algoritmus, kdy se po stisknutí tlačítka, založil soubor na SD kartu a na LCD display se objevil nápis „soubor zalozen“. Následně byl do tohoto algoritmu bylo přidáno ověření senzoru tak, aby se do vzniklého souboru data ze senzoru zapsaly. Nakonec byla k tomuto základnímu algoritmu přidána i dioda, která se rozsvěcela, pokud se odečítala data ze senzoru a zhasla, pokud se neodečítala. Na základně tohoto návrhu hardware byla vytvořena deska plošných spojů a byla osazena součástkami. Nakonec byl doladěn software a bylo provedeno základní ověření funkčnosti pomocí kyvadel o různých délkách.

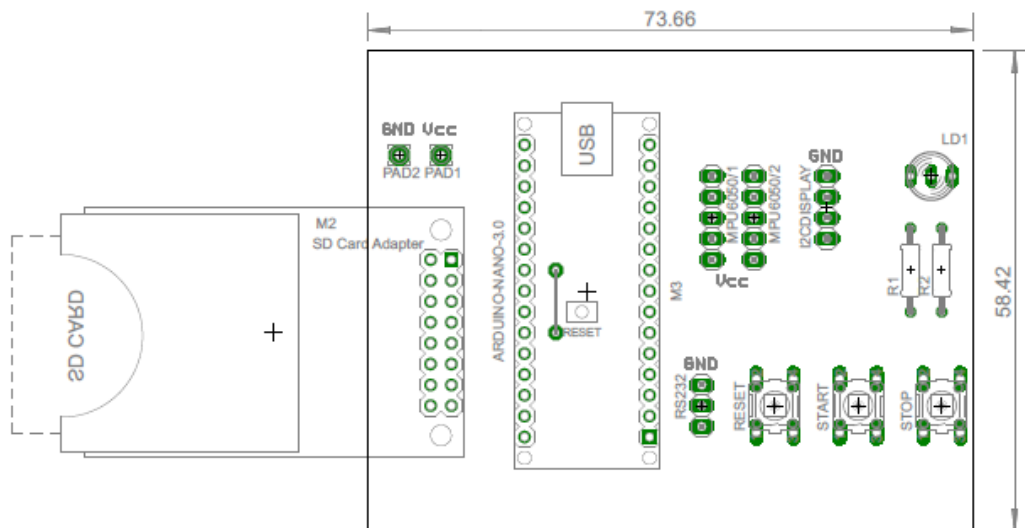
3.1 Hardware

Pro návrh hardware bylo použito nepájivé pole. Zařízení obsahuje tyto komponenty: Senzor MPU6050, LCD display, 3 tlačítka, LED diodu, SD modul a měnič pro napájení z tužkových baterií.

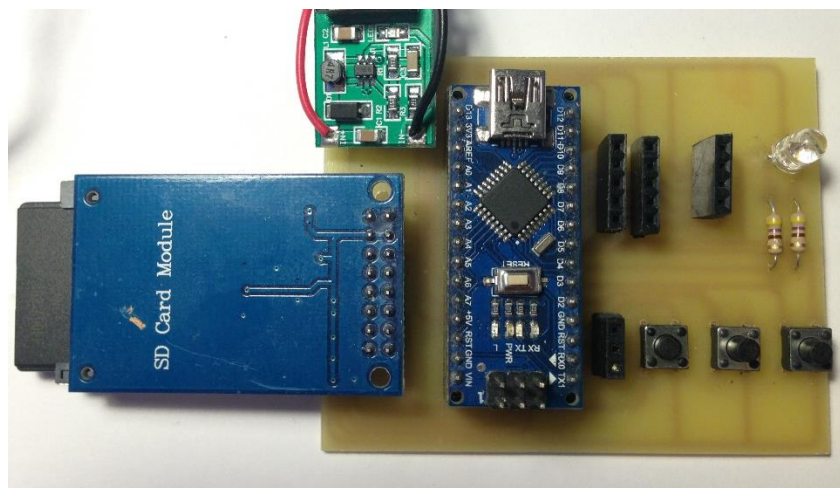
Zařízení je ovládáno jedním tlačítkem, které při prvním stisknutí spustí měření a při opětovném stisknutí se měření zastaví. Celý popis procesu algoritmu lze nalézt v kapitole Software – popis algoritmu. Dále je zde tlačítko reset pro návrat do výchozího nastavení. Návrh můžeme vidět na obrázku č. 14. Poté byla vytvořena deska plošných spojů. Návrh osazení desky můžeme vidět na obrázku 15 a v příloze B, C a D. Osazenou desku můžeme vidět na obrázku 16 a 17.



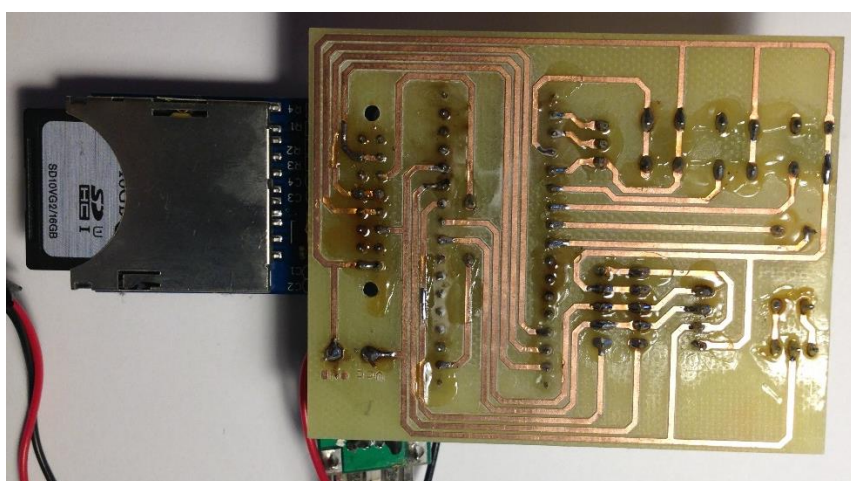
Obrázek 14: Návrh hardware zařízení



Obrázek 15: Návrh osazení desky plošných spojů.

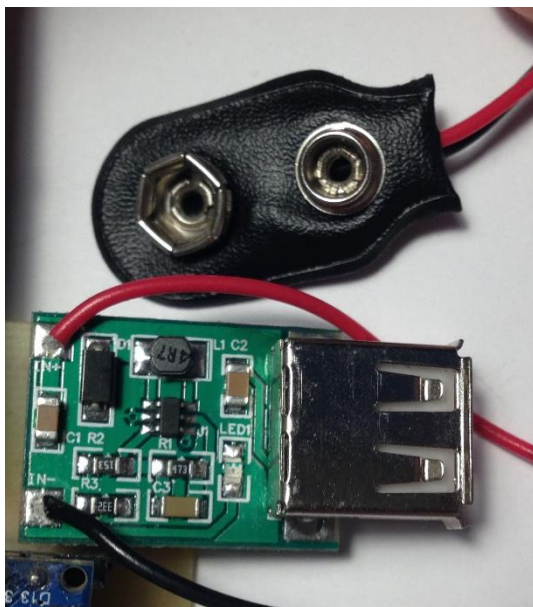


Obrázek 16: Osazená deska plošných spojů.



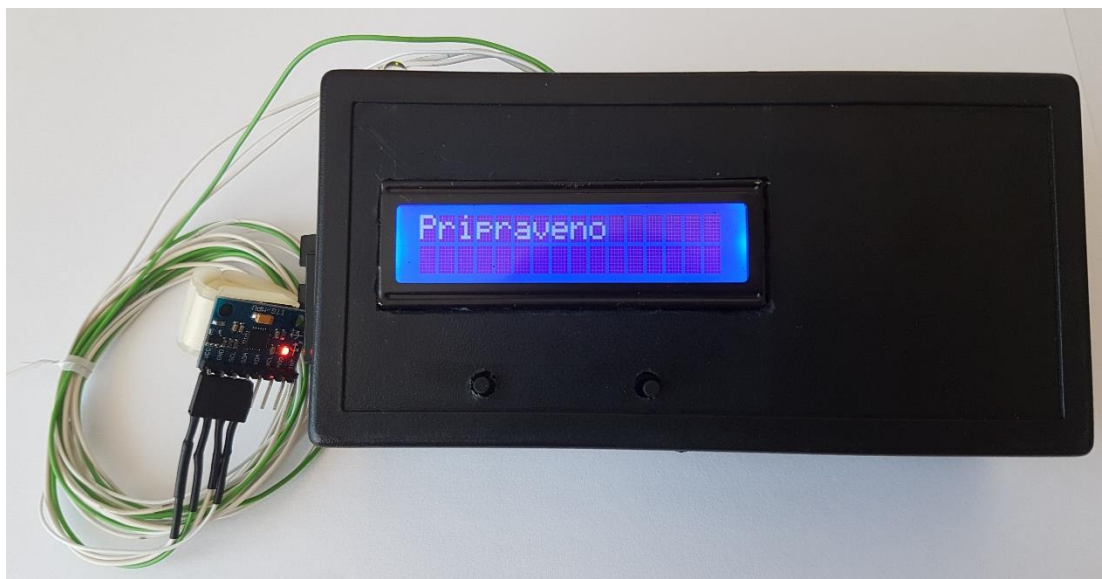
Obrázek 17: Osazená deska plošných spojů.

Deska plošných spojů byla osazena a oživena. Zařízení je napájeno 5 V. Je možné ho napájet pomocí dvou tužkových baterií nebo přes USB konektor umístěný přímo na Arduino nano. Pro možnost napájení tužkovými bateriemi byl na zařízení připojen měnič na 5 V.



Obrázek 18: Měnič pro napájení tužkovými bateriemi.

Celé realizované zařízení můžeme vidět na obrázcích 19 a 20. Na obrázku č. 20 můžeme také vidět vygenerovaný název souboru.



Obrázek 19: Realizované zařízení ve stavu „Pripraveno“.



Obrázek 20: Realizované zařízení ve stavu „Probiha mereni“.

3.2 Software

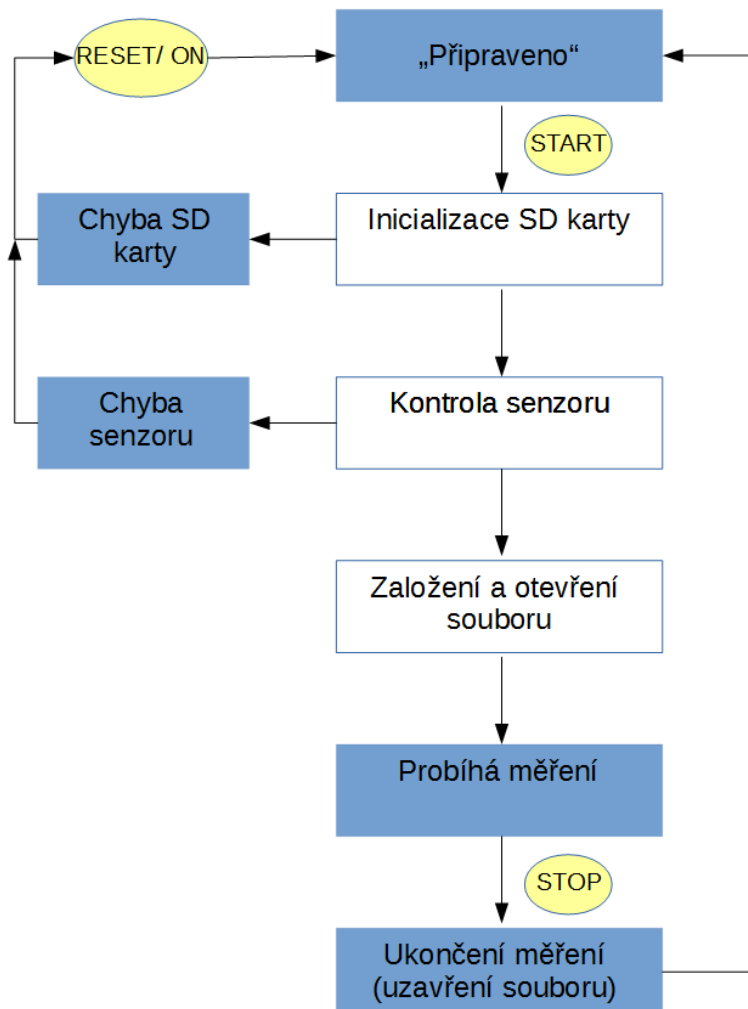
Po doladění hardware a oživení desky plošných spojů byl dokončen i software. Pro vývoj software bylo použito prostředí Atmel Studio 7.0.

3.2.1 Popis algoritmu

Zařízení je řízeno pomocí stavů – z jednoho stavu zařízení přechází do stavu jiného. Při připojení zařízení k napájení přejde algoritmus do stavu 3, ve kterém se na display zobrazí název „Pripraveno“ a zařízení čeká na stisknutí tlačítka. Pokud dojde ke stisknutí tlačítka, spadne algoritmus do stavu 0. Ve kterém se vytvoří soubor na SD kartu, zkontroluje se připojení senzoru, na display se zobrazí text „Probiha mereni“, „navez souboru“ a pomocí přerušení se s frekvencí 100 Hz odečítají data ze senzoru. Po opětovném stisknutí tlačítka dojde k zastavení přerušení pro odečítání dat, uzavření souboru, na displayi se zobrazí text „Ukonceni mereni“, v tomto stavu setrvá zařízení 2000 ms a poté opět přejde do stavu 3.

Zařízení má také ošetřené chybové stavy. Pokud uživatel zapomene vložit do SD modulu kartu, nemůže dojít k inicializaci karty a algoritmus spadne do stavu 2. V tomto případě se na displayi zobrazí text „Chyba inicializace SD karty“.

Další chybou, která může nastat, je absence senzoru. To se projeví tak, že se do souboru zapisují samé 0. V takovém případě spadne algoritmus do stavu 4. Ve stavu 4 zastaví přerušení (interrupt), uzavře soubor a na displayi se zobrazí text „Chyba senzoru“. Schéma algoritmu můžeme vidět na obrázku č. 19.



Obrázek 21: Schéma algoritmu.

Dále bylo nutné ošetřit zákmity tlačítka. Frekvence čtení stavu tlačítek je vysoká a díky mechanickému uspořádání tlačítka se může stát, že jeden stisk je čten jako více stisků. Protože je zařízení ovládáno jedním tlačítkem, nezpůsobí toto opětovné stisknutí chybu, ale pouze se předčasně ukončí měření. Abychom těmto stavům předcházely, je stav tlačítka čten pouze každých 10 ms.

3.2.2 Popis použitých knihoven

Při vytváření software bylo nutné použití některých knihoven. Těmito knihovnamy jsou:

- Wire [24]
- I2Cdev [25]
- LiquidCrystal [26]

- MPU6050 [27]
- SD [28]
- SPI [29]
- TimerOne [30]

Kromě knihoven z vnějších zdrojů byly vytvořeny dvě knihovny. Tyto knihovny byly vytvořeny jen pro použití v tomto konkrétním projektu z důvodu zpřehlednění kódu. Těmito knihovnami jsou:

- `Create_file`
- `Data_recording`

Knihovna `Wire` umožňuje komunikaci se zařízeními I2C. V tomto projektu bylo pracováno s několika takovými zařízeními, proto byla využita také knihovna `I2Cdev`. Knihovna `LiquidCrystal` slouží ke komunikaci s LCD display. MPU6050 slouží nejen k čtení dat ze senzoru, ale také může být využita při kalibraci senzoru. Knihovna `SD` slouží k práci s SD kartou a SD modulem. Knihovna `TimerOne` byla použita kvůli přerušení, který ovládá čas čtení vzorků ze senzoru a zajišťuje tak přesnou vzorkovací frekvenci.

Zavoláním knihovny `create_file` se na SD kartě založí nový soubor s názvem ve tvaru `rec_XXX.txt`, kde `XXX` značí nejnižší trojmístné číslo, které se na SD kartě ještě nenachází. Dále tato knihovna založený soubor otevře a připraví ho tak pro psaní dat.

Knihovna `Data_recording` odečte data ze senzoru a poté je uloží do otevřeného souboru.

4 Testování zařízení

U realizovaného zařízení byla nejprve testována stabilita vzorkovací frekvence a poté správnost naměřených dat pomocí kyvadla.

4.1 Vzorkovací frekvence

Aby se data dala dále zpracovávat a vyvozovat z nich závěry, bylo nutné zajistit dostatečně stabilní vzorkovací frekvenci. Pokud vzorkovací frekvence nebyla nijak řízena, byla vzorkovací frekvence přibližně 185 Hz. Rozdíly mezi vzorky byly různě velké (v řádu milisekund). To bylo změřeno tak, že bylo vypisováno do konzole, kromě dat ze senzoru, také čas, ve kterém byl vzorek odečten v mikrosekundách a poté byl porovnán rozdíl časů jednotlivých prvků. Bylo tedy nutné zajistit lepší stabilitu.

Stabilita vzorkovací frekvence byla zajištěna přerušením. V rámci tohoto přerušení není přímo odečtení dat ze senzoru a zapsání na paměťovou kartu SD, ale pouze pokyn („flag“) k této akci. Knihovna I2C, která zajišťuje komunikaci ze senzorem i s LCD, také obsahuje řadu přerušení (s vyšší prioritou) a proto nelze použít další přerušení přímo na odečtení dat ze senzoru.

Nejprve byla ověřena funkčnost tohoto přerušení podobně jako v prvním případě – byly vypisovány vzorky do konzole s časem odběru v mikrosekundách.

Poté byla ověřena stabilita při běžném provozu zařízení. To znamená, že bylo provedeno měření, kdy byly vzorky i s jejich časem odběru zapisovány do souboru na SD kartu.

4.2 Naměřená data

Před tím, než bylo zařízení testováno, muselo být nejprve kalibrováno. Kalibrace probíhá pomocí knihovny MPU6050. Zařízení je nejprve uvedeno do vodorovné polohy (to bylo ověřeno vodováhou) a poté byl spuštěn algoritmus pro změření individuálního offsetu zařízení. Protože se tento offset v čase nemění, mohl být zapsán do kódu. Zařízení bylo testováno na kyvadle o různé délce. Bylo předpokládáno, že v hlavní ose kyvu bude průběh opisovat tlumenou sinusovku. Na grafech 6 až 9 můžeme vidět průběhy v porovnání s předpokládaných výsledkem.

Z naměřených dat byla vybrána data odpovídající hlavní ose kyvu a v programu Matlab byla za pomoci integrovaného analyzátoru „curve fit tool“ propojena naměřená data a ideální tlumená sinusovka daná rovnicí (1)

$$eq = a \cdot e^{-b \cdot x} \cdot (\sin(c \cdot x + \varphi) + \cos(c \cdot x + \varphi)). \quad (1)$$

Tento analyzátor také vyhodnotí, jak si jsou křivky podobné a to několika parametry „goodness of fit“. Těmito parametry jsou SSE, R-square, a RMSE.

4.2.1 SSE

SSE (sum of square error) - součet čtverců odchylek mezi získaným a ideálním signálem. Tato hodnota by měla být v ideálním případě nulová. Výpočet SSE ukazuje vztah (2).[31]

$$SSE = \sum_{i=1}^n w_i (y_i - \hat{y}_i)^2. \quad (2)$$

4.2.2 R-square

Tento parametr říká, jak úspěšně pasují předpokládaná data na naměřená data. Udává korelace mezi předpokládanými a naměřenými daty. Parametr R-square je také nazývá vícenásobná lineární regrese. R – square je definováno jako poměr součtu čtverců regrese (SSR) a absolutní součet čtverců (SST). Vztahy pro výpočet R-square jsou popsány rovnicemi (3), (4) a (5). [31]

$$SSR = \sum_{i=1}^n w_i (y_i - \bar{y}_i)^2. \quad (3)$$

$$SST = SSR + SSE. \quad (4)$$

$$R - square = \frac{SSR}{SST}. \quad (5)$$

R-square nabývá hodnot 0 až 1. Hodnoty blíže 1 ukazují, že velký podíl rozptylu odpovídá modelu. Například R-square 0,8234 říká, že předpokládané hodnoty vysvětluje 82,34 % celkové odchylky dat od průměrů. [31]

4.2.3 RMSE

Root mean square error – střední kvadratická chyba. Je to odhad standardní odchylky náhodného prvku v datech a je definován vztahem (6). [31]

$$RMSE = \sqrt{MSE}. \quad (6)$$

MSE je průměrná chyba čtverců určená vztahem (7), tedy

$$MSE = \frac{SSE}{v}, \quad (7)$$

kde v je počet dat.

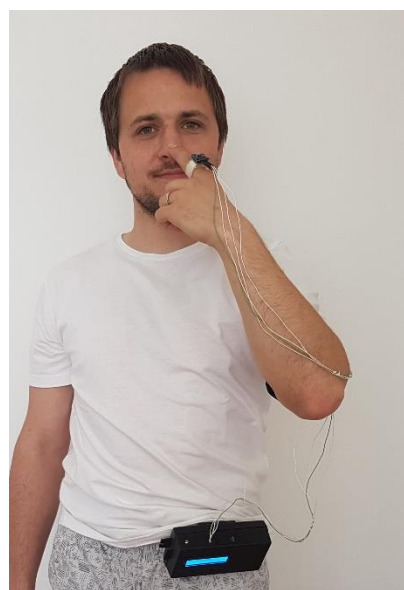
5 Výsledky

5.1 Zařízení

Hotové zařízení můžeme vidět na obrázcích 22 a 23, kde je na dobrovolníkovi proveden test tremoru „prst na nos“.



Obrázek 22: Zařízení nasazené na dobrovolníka



Obrázek 23: Zařízení při provádění testu „prst na nos“

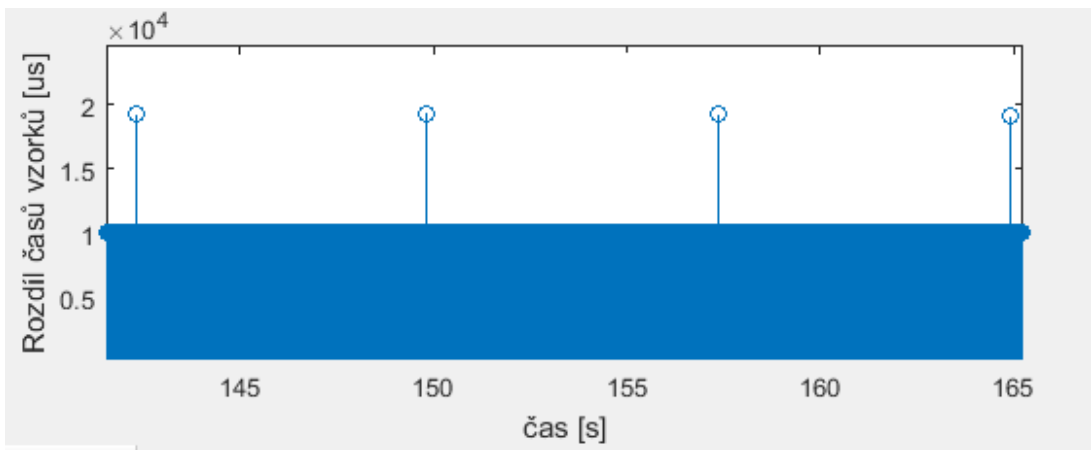
5.2 Vzorkovací frekvence

Stabilita vzorkovací frekvence je zajišťována pomocí přerušení. Toto přerušení je nastaveno tak, aby zajišťovalo vzorkovací frekvenci 100 Hz. Ověření funkčnosti tohoto přerušení bylo nejprve ověřeno tak, že byly vypisovány vzorky do konzole s časem odběru v mikrosekundách. Při tomto měření se objevovala chyba pouze v jednotkách mikrosekund.

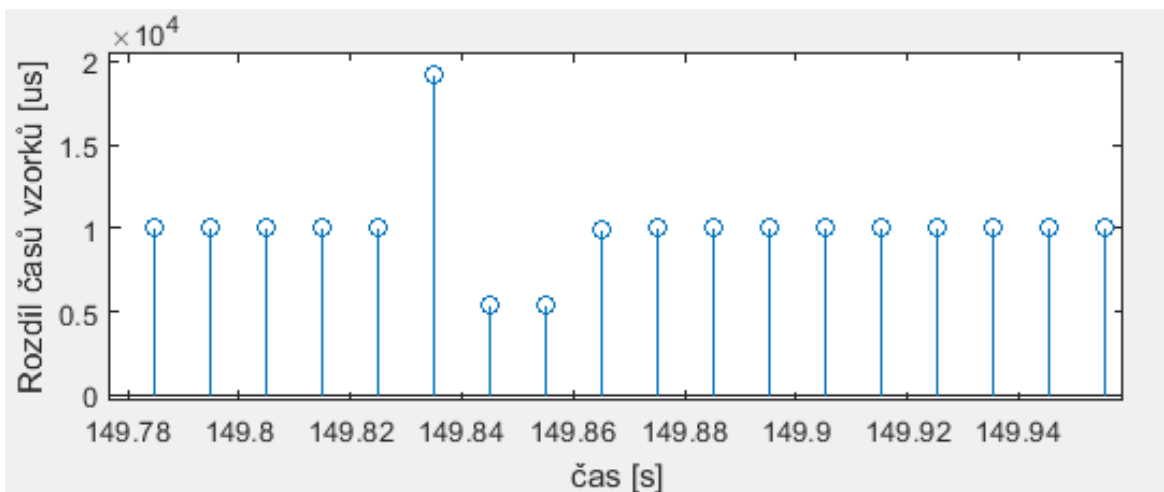
Dále byla ověřena stabilita při běžném provozu zařízení. To znamená, že bylo provedeno měření, kdy byly vzorky i s jejich časem odběru zapisovány do souboru na SD kartu. Na grafu č. 1. můžeme vidět závislost rozdílů časů vzorků a času měření. Na tomto grafu je vidět, že se objevuje periodická chyba každých cca 8 sekund, kdy rozdíl mezi vzorky vzroste skoro na dvojnásobek. Na grafu č. 2 vidíme, že dva vzorky, následující za touto chybou, přicházejí rychleji. Při nastavené vzorkovací frekvenci 100 Hz je perioda signálu,

$$T = \frac{1}{f} = \frac{1}{100} = 0,01 \text{ s} = 10\,000 \mu\text{s}. \quad (8)$$

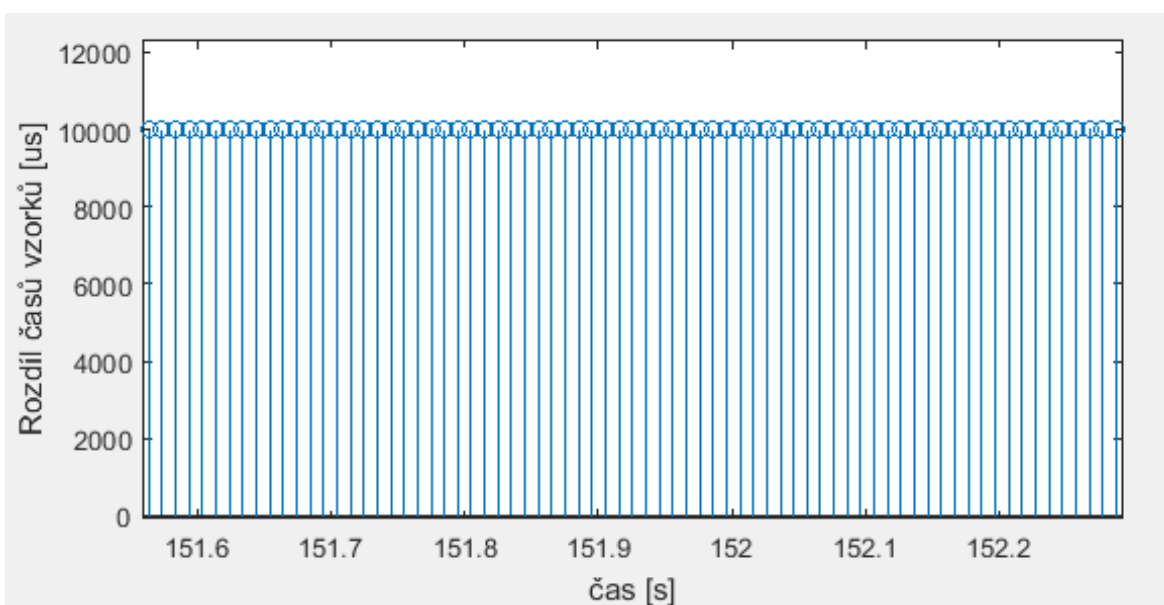
Na grafu č. 3 vidíme detail časů vzorků mezi těmito chybami, kde rozdíly časů vzorků odpovídají vypočtené periodě 10 000 μs .



Graf 1: Závislost rozdílů časů vzorků a času, periodická chyba.



Graf 2: Závislost rozdílů časů vzorků a času, zkrácení doby dvou vzorků po periodické chybě.



Graf 3: Závislost rozdílů časů vzorků a času, vzorkovací frekvence mezi periodickými chybami

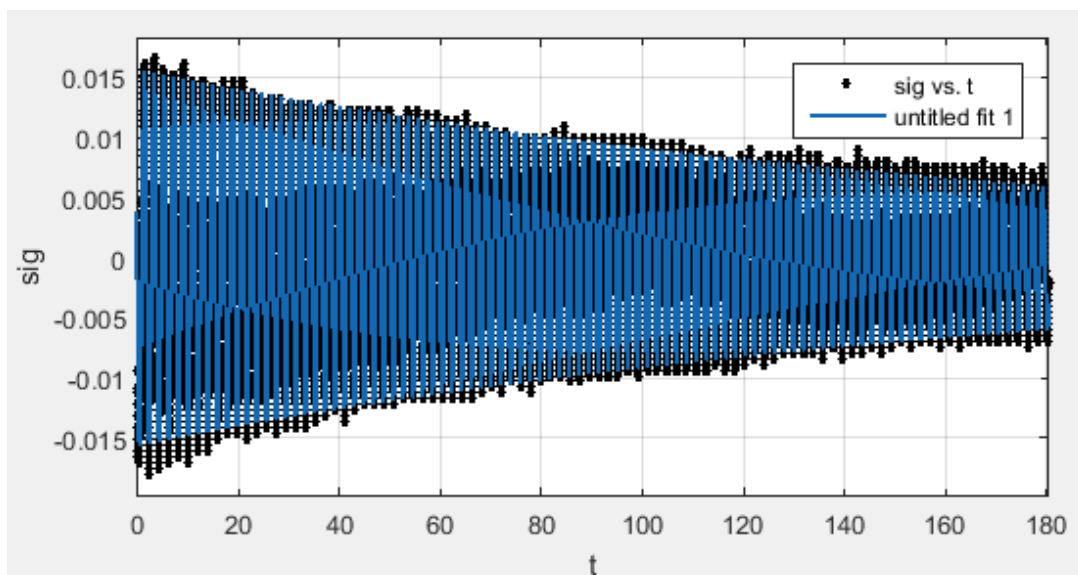
5.3 Naměřené hodnoty

Výsledky testovacího měření, kdy bylo zařízení připevněno na kyvadlo různé délky, můžeme vidět v tabulce č. 3, 4 a 5. Na grafech 4, 6 a 8 vidíme, že průběh naměřeného i ideálního signálů bylo harmonické tlumené kmitání. Na grafech 5, 7 a 9 je možné vidět

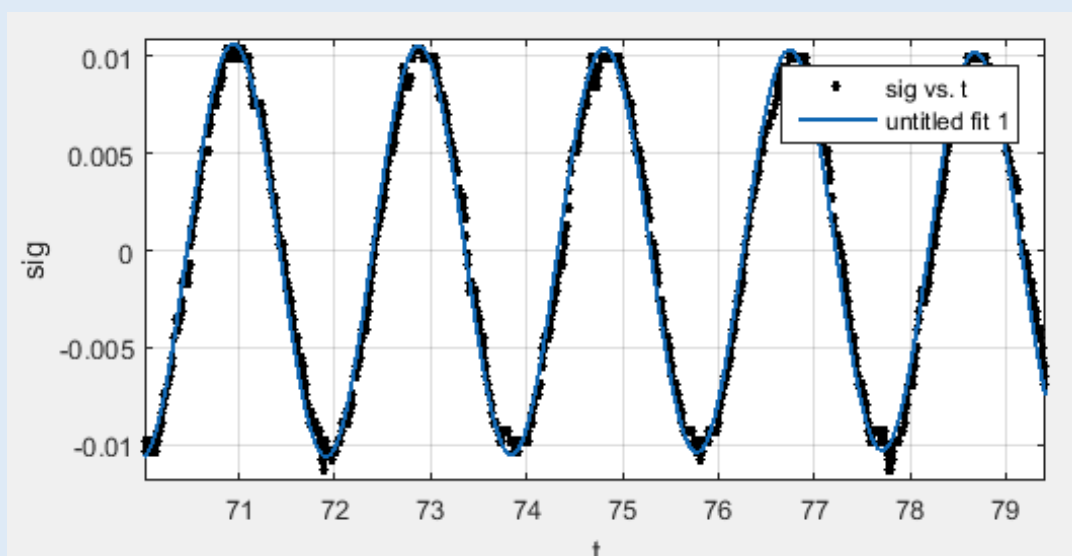
detail průběhu kmitání, kde černé body představují naměřený signál, a modrá křivka znázorňuje ideální průběh tlumeného harmonického kmitání.

Tabulka 3: Výsledky ověření zařízení – délka kyvadla 70 cm

SSE [$\text{m}^2 \cdot \text{s}^{-4}$]	R-square	RMSE
0,02	0,98	0,001



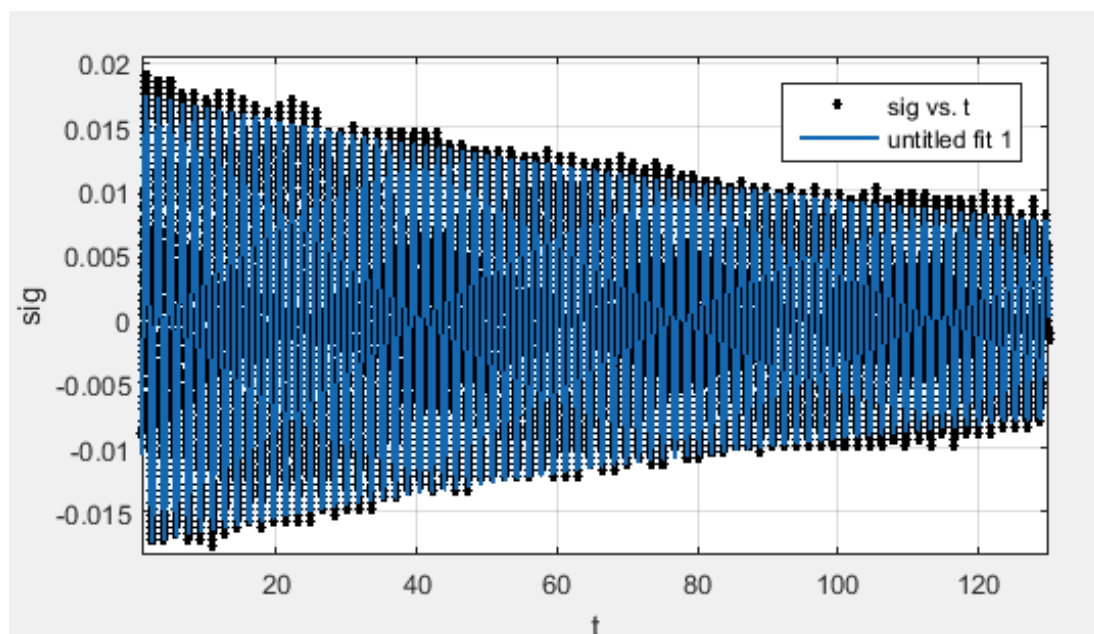
Graf 4: Měření na kyvadle 70 cm



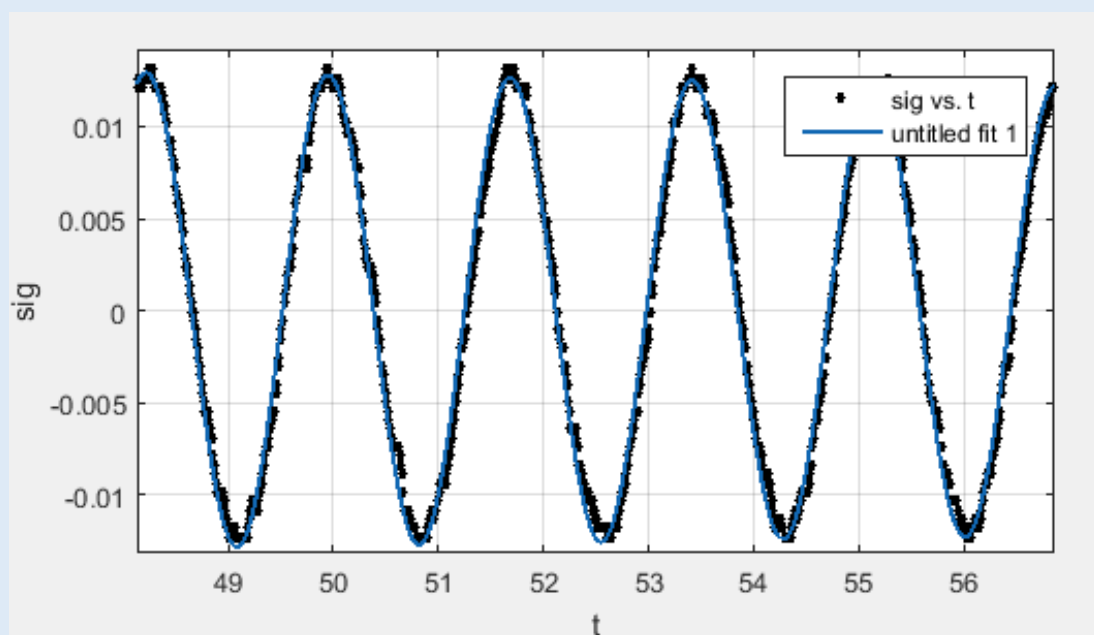
Graf 5: Měření na kyvadle, 70 cm – detail.

Tabulka 4: Výsledky ověření zařízení – délka kyvadla 52,5 cm

SSE [$\text{m}^2 \cdot \text{s}^{-4}$]	R-square	RMSE
0,01	0,99	0,001



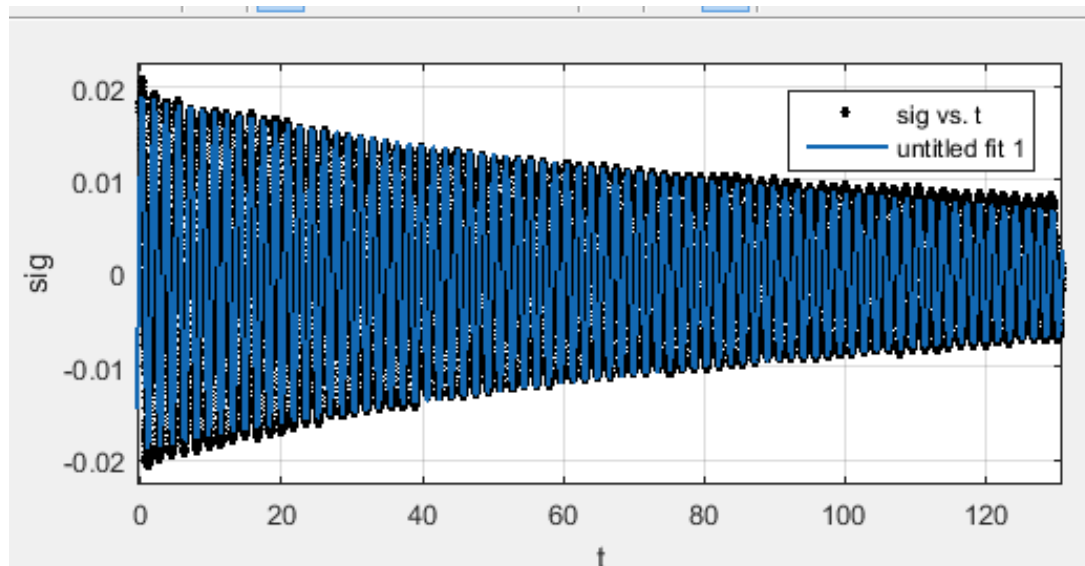
Graf 6: Měření na kyvadle 52,5 cm.



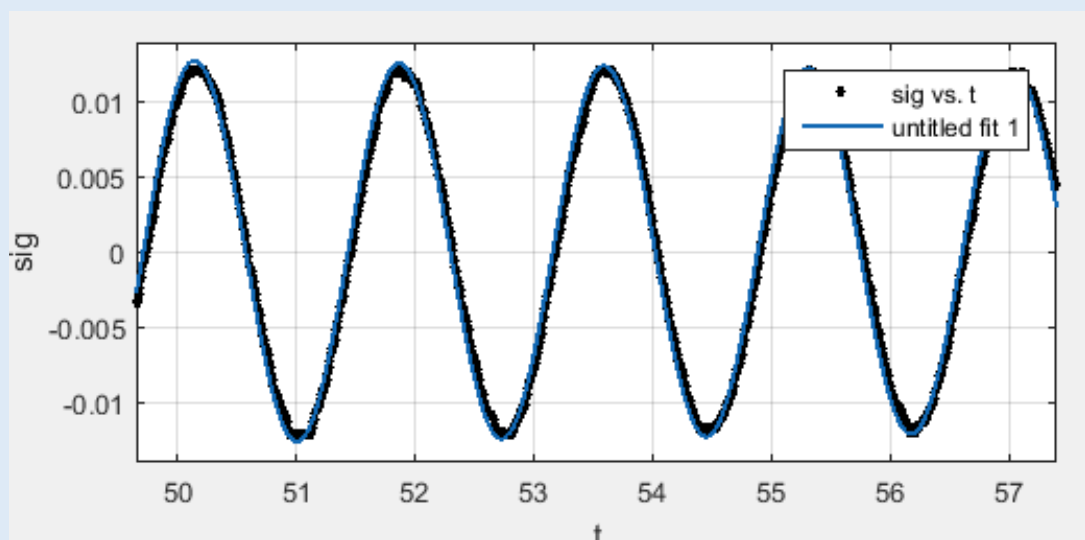
Graf 7: Měření na kyvadle 52,5 cm – detail.

Tabulka 5: Výsledky ověření zařízení – délka kyvadla 25,5 cm

SSE [$\text{m}^2 \cdot \text{s}^{-4}$]	R-square	RMSE
0,03	0,97	0,001



Graf 8: Měření na kyvadle 25,5 cm



Graf 9: Měření na kyvadle 25,5 cm detail.

6 Diskuze

Tato práce se zabývala návrhem a realizací zařízení na měření tremoru pacientů. Cílem práce bylo: navrhnout zařízení vhodné pro měření třesu pacientů s roztroušenou sklerózou, realizovat hardware i software tohoto zařízení a otestovat správnost naměřených dat tímto zařízením.

Realizované zařízení obsahuje všechny důležité komponenty k měření a ukládání dat tremoru pacientů. Obsahuje komponenty ke komunikaci s uživatelem a umožňuje snadné ovládání. Zařízení je umístěno na opasku pacienta a tak svojí vahou neovlivňuje tremor pacienta. Senzor je umístěn na prstenu univerzální velikosti a lze tedy použít pro širokou škálu pacientů.

Software je řešen pomocí stavů a má ošetřeny základní chyby, které mohou nastat. Tyto chyby jsou absence SD karty a odpojení senzoru. Tlačítko reset v chybových stavech vrátí zařízení do základního stavu.

Vzorkovací frekvence je dána přerušením. Z výsledků ověřování stability vzorkovací frekvence je patrné, že při měření se opakuje přibližně každých 8 sekund periodická chyba. Při této chybě se odečtení vzorku zpozdí skoro o dvojnásobek doby. Tato chyba může být způsobena tím, že platforma Arduino využívá řadu jiných přerušení, které mají vyšší prioritu před přerušením, které řídí vzorkovací frekvenci.

Pokud by byla požadována naprostá stabilita bez těchto chyb, lze to řešit například tak, že nebude využita platforma Arduino a bude programován přímo procesor. Nebo bude nahrazeno Arduino profesionálním zařízením PLC. Tato řešení by způsobila mnohem větší časovou a finanční náročnost a pro účely projektu by to nemělo podstatný přínos.

Zařízení bylo testováno na kyvadlech o různých délkách. Bylo předpokládáno, že v hlavní ose kyvu bude naměřený signál opisovat tlumené harmonické kmitání. V programu Matlab, v integrované aplikaci „curve fit tool“ byl naměřený signál napasován na ideální tlumené harmonické kmitání a bylo zjištěno, jak jsou tyto křivky shodné dle parametru SSE, R-square a RMSE.

U kyvadla délky 70 cm byla $SSE = 0,02 \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-4}$, $R\text{-square} = 0,98$ a $RMSE = 0,001$. U kyvadla délky 52,5 cm byla $SSE = 0,01 \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-4}$, $R\text{-square} = 0,99$ a $RMSE = 0,001$. U

kyvadla délky 25 cm byla $SSE = 0,03 \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-4}$, $R\text{-square} = 0,97$ a $RMSE = 0,001$. Vzhledem k tomu, že v ideálním případě je $SSE = 0$, $R\text{-square} = 1$ a $RMSE = 0$, jsou tyto výsledky velmi dobré a naměřený signál odpovídá předpokládanému výsledku.

7 Závěr

Tato práce měla za cíl realizovat zařízení, vhodné pro měření tremoru pacientů s roztroušenou sklerózou. Zařízení obsahuje všechny důležité komponenty pro snímání a ukládání dat a pro ovládání zařízení. Zařízení má stabilní vzorkovací frekvenci 100 Hz. Porovnáním naměřených hodnot na kyvadlech s ideálním průběhem bylo vyhodnoceno, že zařízení měří dostatečně přesně a je vhodné pro praktické použití.

8 Zdroje

- [1] KOCH, Marcus, MD PhD, Universitair Medisch Centrum Groningen, Groningen, the Netherlands. MS in focus: tremor an ataxia in MS. Issue 13, 2009. ISSN 1478467X. Dostupné z: <https://www.msif.org/wp-content/uploads/2014/09/MS-in-focus-13-Tremor-and-ataxia-English.pdf>
- [2] KOCH, Marcus, Jop MOSTERT, Dorothea HEERSEMA a Jacques KEYSER. Tremor in multiple sclerosis. *Journal of Neurology* [online]. 2007, **254**(2), 133-145 [cit. 2017-05-03]. DOI: 10.1007/s00415-006-0296-7. ISSN 0340-5354. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00415-006-0296-7>
- [3] ALUSI, Sundus, The Walton Centre for Neurology and Neurosurgery, Liverpool, UK. MS in focus: tremor an ataxia in MS. Issue 13, 2009. ISSN 1478467X. Dostupné z: <https://www.msif.org/wp-content/uploads/2014/09/MS-in-focus-13-Tremor-and-ataxia-English.pdf>
- [4] GIUFFRIDA, Joseph P., David E. RILEY, Brian N. MADDUX a Dustin A. HELDMAN. Clinically deployable Kinesia™ technology for automated tremor assessment. *Movement Disorders* [online]. 2009, **24**(5), 723-730 [cit. 2017-05-03]. DOI: 10.1002/mds.22445. ISSN 08853185. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/mds.22445>
- [5] MOSTILE, Giovanni, Joseph P. GIUFFRIDA, Octavian R. ADAM, Anthony DAVIDSON a Joseph JANKOVIC. Correlation between Kinesia system assessments and clinical tremor scores in patients with essential tremor. *Movement Disorders* [online]. 2010, **25**(12), 1938-1943 [cit. 2017-05-03]. DOI: 10.1002/mds.23201. ISSN 08853185. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/mds.23201>
- [6] UHRÍKOVÁ, Zdenka, Evžen RŮŽIČKA, Václav HLAVÁČ a Chris D. NUGENT. TremAn: A tool for measuring tremor frequency from video sequences. *Movement Disorders* [online]. 2010, **25**(4), 504-506 [cit. 2017-05-03]. DOI: 10.1002/mds.22904. ISSN 08853185. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/mds.22904>
- [7] ŚWIDER, Małgorzata. The application of video image processing to quantitative analysis of extremity tremor in humans. *Journal of Neuroscience Methods* [online]. 1998,

84(1-2), 167-172 [cit. 2017-05-03]. DOI: 10.1016/S0165-0270(98)00111-3. ISSN 01650270. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0165027098001113>

[8] UHRIKOVA, Z., O. SPRDLIK, V. HLAVAC a E. RUZICKA. Action tremor analysis from ordinary video sequence. In: *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. IEEE, 2009, s. 6123-6126 [cit. 2017-05-03]. DOI: 10.1109/IEMBS.2009.5334710. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5334710/>

[9] DE LIMA, Eduardo Rocon, Adriano O. ANDRADE, José Luis PONS, Peter KYBERD a Slawomir J. NASUTO. Empirical mode decomposition: a novel technique for the study of tremor time series. *Medical and Biological Engineering and Computing* [online]. 2006, 44(7), 569-582 [cit. 2017-05-03]. DOI: 10.1007/s11517-006-0065-x. ISSN 0140-0118. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s11517-006-0065-x>

[10] HAVRDOVÁ, Eva. Roztroušená skleróza. *Cesk Slov Neurol N.* 2008, (71/104(2): 121-132), 11. Dostupné z: http://www.csnn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/roztrousena-skleroza-37798?message=add&id_topic=37798&confirm_rules=1

[11] HAVLÍK, Jan, T. Szentpétery, M. Němečková, D. Vávrová, K. Řasová, J. Zeman, P. Sovka. DESIGN AND REALIZATION OF MEASURING DEVICE FOR TREMOR EVALUATION. 978-1-4673-8457-5/15/\$31.00, 2015 IEEE.

[12] Arduino nano. [online] cit. 5. 5. 2017.

Dostupné z: <https://www.gme.cz/data/attachments/dsh.772-238.1.pdf>

[13] Arduino nano. [online] cit. 5. 5. 2017.

Dostupné z: <https://www.Arduino.cc/en/uploads/Main/ArduinoNanoManual23.pdf>

[14] LCD [online]. 2012 [cit. 2016-12-31].

Dostupné z: <http://www.engineersgarage.com/electronic-components/16x2-lcd-module-datasheet>

[15] Hallo World. [online] cit. 5. 5. 2017.

Dostupné z: <https://www.Arduino.cc/en/Tutorial>HelloWorld>

[16] *YWRobot LCM1602 IIC V1 LCD Arduino Tutorial* [online]. 2016 [cit. 2016-12-31]. Dostupné z: <http://henrysbench.capnfatz.com/henrys-bench/Arduino-displays/ywrobot-lcm1602-iic-v1-lcd-Arduino-tutorial/>

[17]LCD. [online] cit. 5. 5. 2017.

Dostupné z: <https://www.engineersgarage.com/electronic-components/16x2-lcd-module-datasheet>

[18] *MPU-6050 Accelerometer + Gyro* [online]. 2016 [cit. 2016-12-31]. Dostupné z: <http://playground.Arduino.cc/Main/MPU-6050>

[19] MPU 6050. [online] cit. 5. 5. 2017.

Dostupné z:http://www.hwpro.cz/oc/index.php?route=product/product&product_id=338

[20] *MPU - 6000/MPU - 6050 Product Specification: Document Number: PS - MPU - 6000A - 00 Revision: 3.3 Release Date: 5/16/2012*. InvenSense Inc. 1197 Borregas Ave , Sunnyvale, CA 94089 U.S.A. Tel: +1 (408) 9 88 - 7339 Fax: +1 (408) 988 - 8104 Website: www.invensense.com. Dostupné z: <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/517744/ETC1/MPU-6050.html>

[21] Integrované MEMS GYROSKOPY. *Automatizace.hw.cz* [online]. Antonín Vojáček, 11. Říjen 2009 [cit. 2017-05-05]. Dostupné z: <http://automatizace.hw.cz/integrované-mems-gyroskopy>

[22] MEMS Accelerometer Gyroscope Magnetometer & Arduino. *How to Mechatronics* [online]. Dejan Nedelkovski, November 19, 2015 [cit. 2017-05-05]. Dostupné z: <http://howtomechatronics.com/how-it-works/electrical-engineering/mems-accelerometer-gyroscope-magnetometer-Arduino/>

[23] *Arduino SD card Module* [online]. 2014 [cit. 2016-12-31].

Dostupné z: http://www.geeetech.com/wiki/index.php/Arduino_SD_card_Module

[24] Wire. *GitHub* [online]. [cit. 2017-05-05].

Dostupné z: <https://github.com/esp8266/Arduino/tree/master/libraries/Wire>

[25] I2C device library collection for AVR/Arduino or other C++-based MCUs. *GitHub* [online]. [cit. 2017-05-05]. Dostupné z: <https://github.com/jrowberg/i2cdevlib>

[26] Arduino's LiquidCrystal Library with SPI. *GitHub* [online]. [cit. 2017-05-05]. Dostupné z: <http://playground.Arduino.cc/Main/LiquidCrystal>

[27] MPU6050. *GitHub* [online]. [cit. 2017-05-05].

Dostupné z: <https://github.com/jrowberg/i2cdevlib/tree/master/Arduino/MPU6050>

[28] SD. *GitHub* [online]. [cit. 2017-05-05]. Dostupné z: <https://github.com/adafruit/SD>

[29] SPI. *GitHub* [online]. [cit. 2017-05-05].

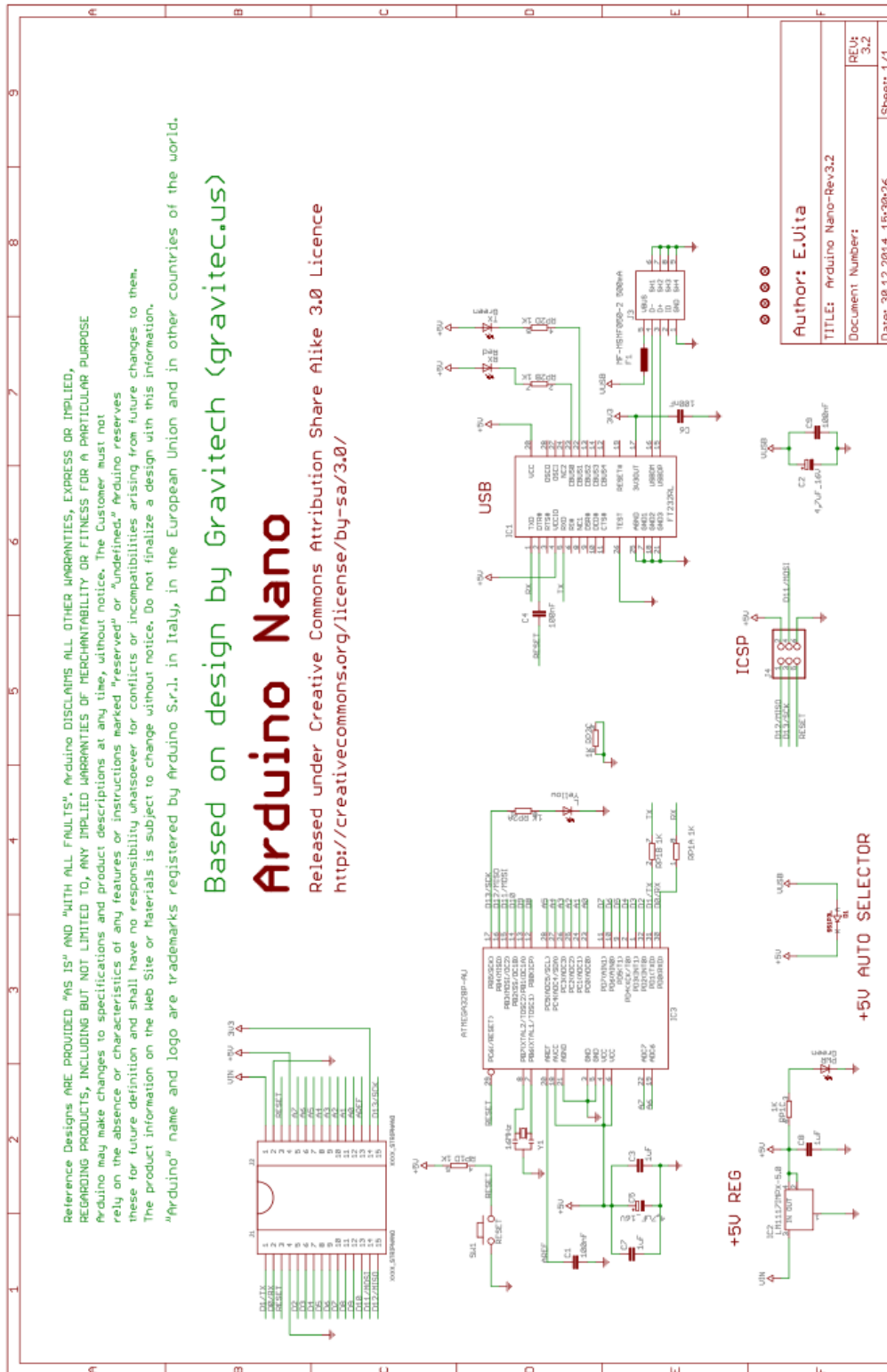
Dostupné z: <https://github.com/PaulStoffregen/SPI>

[30] TimerOne. *GitHub* [online]. [cit. 2017-05-05].

Dostupné z: <https://github.com/PaulStoffregen/TimerOne>

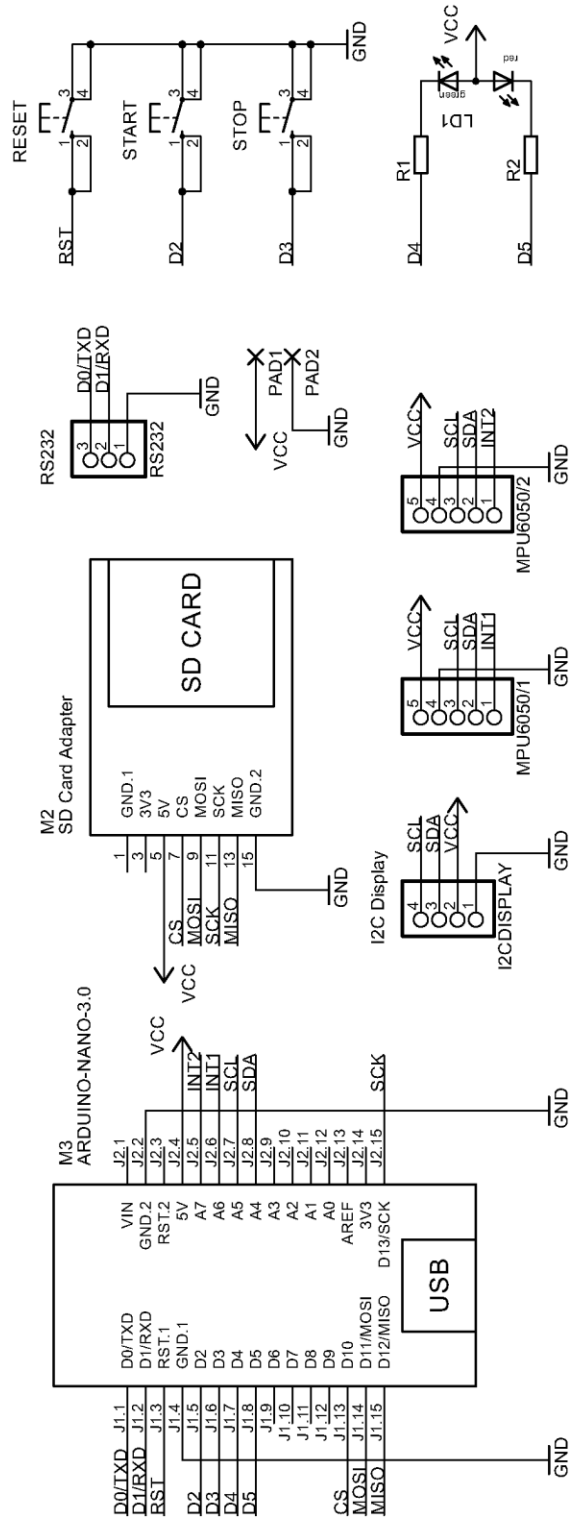
[31] Evaluating Goodness of Fit. *MathWorks* [online]. [cit. 2017-05-05]. Dostupné z: https://www.mathworks.com/help/curvefit/evaluating-goodness-of-fit.html#bq_5kwr-3

9 Příloha A



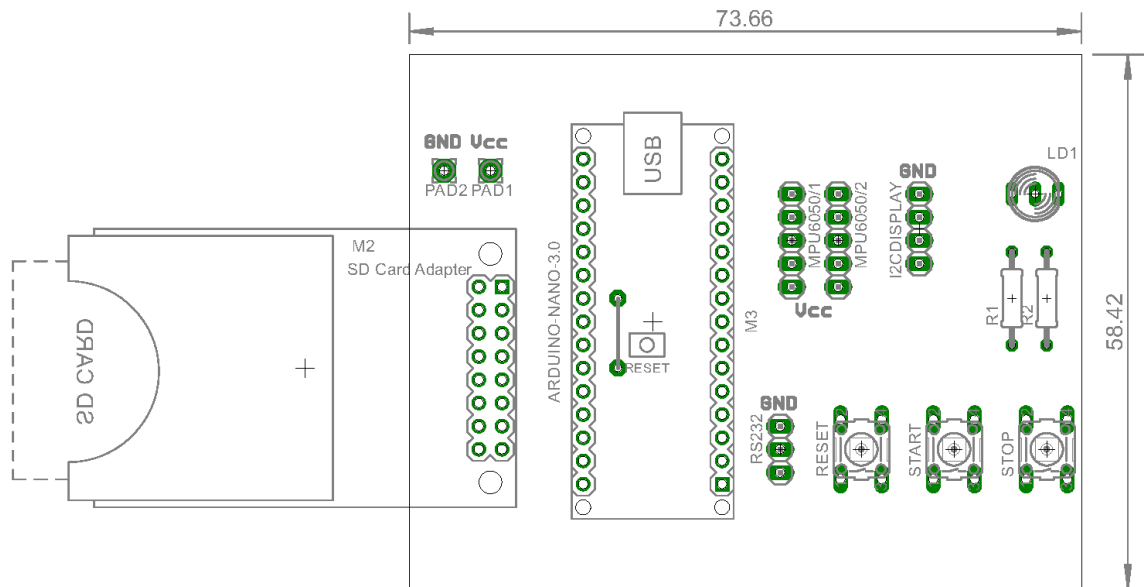
Obrázek 24: Schéma zapojení Arduino nano.

10 Příloha B



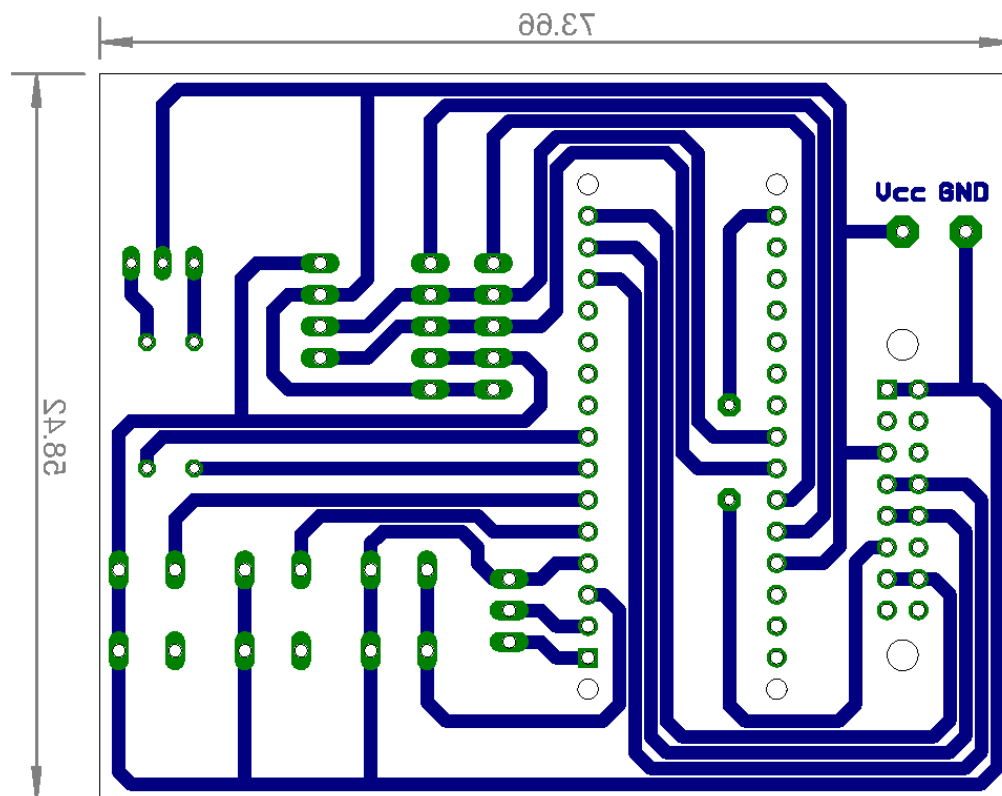
Obrázek 25: Návrh hardware zařízení.

11 Příloha C



Obrázek 26: Návrh osazení desky plošných spojů.

12 Příloha D



Obrázek 27: Návrh desky plošných spojů