

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2017

Radek Dokoupil

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského
inženýrství

Měření pohybů posilovacího nářadí
Fitness Tools Movement Measurement

2017

Radek Dokoupil

Zadání bakalářské práce

Student: **Radek Dokoupil**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Měření pohybů posilovacího náradí**
Fitness Tools Movement Measurement
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou inerciálních senzorů a standardu Bluetooth.
2. Návrh a realizace zařízení pro měření pohybů posilovacího náradí s využitím inerciálních senzorů a přenosem měřených dat pomocí bezdrátové komunikace na standardu Bluetooth.
3. Návrh a realizace software v osobním počítači pro zobrazení měřených dat a jejich interpretaci.
4. Aplikace vytvořeného měřicího systému na posilovací náradí a provedení testovacích měření.
5. Zhodnocení dosažených výsledků závěrečné práce.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] YANG, Guang-Zhong. (ed.) *Body Sensor Network*. London (UK): Springer-Verlag, 2006. 493 s. ISBN 978-1-84628-272-0.
[2] ČERNÝ, Martin a Marek PENHAKER. *Biotelemetrie*. 1.vyd. Ostrava: VŠB – TU Ostrava, 2007. ISBN 978-80-248-1605-0.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **doc. Ing. Martin Černý, Ph.D.**

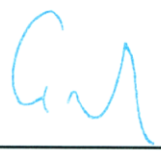
Datum zadání: 01.09.2016

Datum odevzdání: 28.04.2017



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry





prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

Dne: 26.4.2017

Podpis: Radek Dobouval

Poděkování

Tímto bych chtěl poděkovat vedoucímu bakalářské práce, panu doc. Ing. Martinovi Černému, Ph.D. za cenné připomínky a rady. Stejně tak děkuji panu Ing. Janu Foltynovi za poskytnutí praktických rad a informací týkajících se návrhu plošných spojů a práce s inerciálními senzory. V neposlední řadě také děkuji rodině za obrovskou podporu v průběhu celého studia.

Abstrakt

Cílem této bakalářské práce je navrhnout zařízení schopné efektivně měřit pohyby posilovacího náradí. Význam monitorování pohybů posilovacího náradí jak z hlediska diagnostiky, tak z hlediska rehabilitace je podložen řadou studií, které jsou v této práci zmíněné.

Návrh řešení je ovlivněn požadavky na co nejmenší rozměry zařízení, bezdrátový způsob komunikace a vlastní napájecí zdroj zařízení. K samotnému měření je využit obvod firmy Inven Sense, MPU9250. MPU9250 umožňuje sledování pohybů díky vnitřní MEMS struktuře, jejíž obsahem je síť akcelerometrů, gyroskopů a magnetometrů. Komunikace mezi vytvořeným zařízením a osobním počítačem využívá modulu Bluegiga BLE113 založeném na standardu Bluetooth Low Energy. Pro zpracování, vykreslení a uložení dat osobním počítačem byl vytvořen program psaný jazykem c#.

Výsledky

Dle stanovených kritérií bylo vytvořeno funkční zařízení pro měření pohybů posilovacího náradí. Pro zpracování a vykreslení měřených dat slouží vytvořená počítačová aplikace. Funkčnost zařízení byla ověřena testovacím měřením.

Klíčová slova

Inerciální senzory, posilovací náradí, Bluetooth Low Energy, BLE113, MPU9250

Abstract

The aim of this work is to design device for effective measurement of fitness tools movement. We can use the fitness tools measurement for diagnostics or rehabilitation. Contribution of this monitoring is described in a number of studies. The suggestion of solution is affected by small size of device, wireless communication method and by power supply. For measurement was used circuit MPU9250 manufactured by Iven Sense company. MPU9250 provides measurement of movement by build in MEMS accelerometers, gyroscopes and magnetometers. Communication between designed device and computer uses Bluetooth low energy standard. For Bluetooth low energy communication was used BLE113. Computer program for processing, rendering and saving was designed by c # language.

Results

According to the task was designed device for effective measurement of fitness tools movement. For processing and rendering was designed computer applications. Functionality has been tested.

Key words

Inertial sensors, fitness tools, Bluetooth Low Energy, BLE113, MPU9250

Obsah

Seznam použitých symbolů a zkratk	7
Seznam ilustrací a seznam tabulek	8
1. Úvod	9
2. Měření pohybů posilovacího nářadí	10
2.1. Možnosti měření pohybu	11
3. Inerciální senzory	13
3.1. Akcelerometr	14
3.2. Gyroskopy	16
4. Standard Bluetooth	17
3.1. Bluetooth Low Energy (BLE)	18
5. Návrh řešení	19
5.1. MPU9250	20
5.2. BLE113	22
5.3. Další obvodové prvky	23
5.4. Návrh elektrického obvodu	24
5.5. Návrh DPS	26
5.6. Výběr akumulátoru	28
6. Přenos a zpracování dat	29
6.1. Komunikace mezi MPU9250 a BLE113	29
6.2. BLE přenos dat	31
7. Software	32
7.1. BLE113	32
7.2. Zpracování dat osobním počítačem	35
8. Testování	37
9. Závěr	43
Seznam literatury	45
Přílohy	48

Seznam použitých symbolů a zkratk

A/D	analogově–digitální
BLE	Bluetooth Low Energy
CCD	Charge r–coupled device
CNS	Centrální nervový systém
DPS	deska plošných spojů
EN	enable (povolení funkce)
GATT	Generic Attributes
GPS	globální polohový systém (Global Positioning System)
IMU	inertial measurement unit
I ² C	Inter–Integrated Circuit
JČ	jednoruční činky
MEMS	Micro Electro Mechanical Systems
P–MP	point to multipoint
P–P	point to point
SM	sclerosis multiplex (Roztroušená skleróza)
SPI	Serial Peripheral Interface
SCLK	serial clock
USB	Universal Serial Bus (universální sériová sběrnice)

Seznam ilustrací a seznam tabulek

Obrázek 1: Struktura piezoelektrického akcelerometru. [13]	14
Obrázek 2: Struktura senzoru bez působení zrychlení a při působení zrychlení [14]	15
Obrázek 3: Princip funkce gyroskopu. [13]	16
Obrázek 4: Topologie Bluetooth sítě.[24].....	18
Obrázek 5: Blokové schéma zařízení pro měření pohybů posilovacího nářadí	19
Obrázek 6: Blokové schéma MPU9250 [30]	21
Obrázek 7: Vztah os MPU9250 k pouzdru	22
Obrázek 8: zapojení externího MPU9250	25
Obrázek 9: Proudová zatížitelnost plošného spoje pro tloušťku měděné fólie 35 μ m [34]	26
Obrázek 10: Fotografie hlavní desky plošných spojů	28
Obrázek 11: SPI sběrnice [33]	29
Obrázek 12: vývojový diagram komunikace pomocí BLE113	34
Obrázek 13: Vývojový diagram počítačové aplikace	36
Obrázek 14: označení orientace pouzder	37
Obrázek 15: aplikace zařízení na jednoruční činky	38
Obrázek 16: správné provedení cviku	39
Obrázek 17: vykreslení dat akcelerometru MPU9250 umístěného na levé jednoruční čince	39
Obrázek 18: vykreslení dat akcelerometru MPU9250 umístěného na pravé jednoruční čince	40
Obrázek 19: porovnání průběhů os Y obou akcelerometrů	40
Obrázek 20: nesprávné provedení cviku	41
Obrázek 21: vykreslení dat akcelerometru MPU9250 umístěného na levé jednoruční čince	41
Obrázek 22: vykreslení dat akcelerometru MPU9250 umístěného na pravé jednoruční čince	42
Obrázek 23: porovnání průběhů os Y obou akcelerometrů	42
Obrázek 24: Hotový výrobek	44
Tabulka 1: Rozdělení do výkonových tříd [23,24]	17
Tabulka 2: adresový byte SPI komunikace [30]	22
Tabulka 3: datový byte SPI komunikace [30]	22
Tabulka 4: Barevné značení vodičů.	27
Tabulka 5: Mapa I/O pinů BLE113 [32]	30
Tabulka 6: Struktura dat gyroskopů	31
Tabulka 7: Struktura dat akcelerometrů	31

1. Úvod

Měření pohybů posilovacího náradí je účinnou metodou zkvalitňování diagnostiky ale také průběhu rehabilitace při zátěžovém cvičení. Neméně významné uplatnění má měření pohybů posilovacího náradí ve fitness, kdy výsledky měření pomáhají sportovcům zefektivnit jejich trénink a tím přispívají ke zlepšení silových, vytrvalostních, koordinačních či jiných schopností.

Způsobů měření pohybů tělesa je mnoho, nicméně ne všechny jsou aplikovatelné právě na zmiňované měření. Mezi kontaktní způsoby monitorování patří například metoda využívající odporových snímačů polohy či inerciálních senzorů. Bezkontaktní systémy pracují například na optických či ultrazvukových principech. Z hlediska kompatibility, pořizovacích nákladů, rozměrů či snímaných veličin je pro tuto práci výhodné využití inerciálních senzorů.

Inerciální senzory poskytují informaci o kinematických vlastnostech sledovaného objektu. Ve vnitřní struktuře inerciálního senzoru je obsažen akcelerometr, gyroskop a popřípadě další systémy.

Také možností bezdrátového přenosu dat do osobního počítače či chytrého telefonu je mnoho. Data mohou být přenesena například pomocí Wi-Fi rozhraní, nebo pomocí Bluetooth standardu.

Cílem této bakalářské práce je navrhnout zařízení schopné efektivně měřit pohyby posilovacího náradí. Existuje mnoho různých druhů posilovacího náradí, a tudíž je nutné vytvořit kompatibilní zařízení, využívající alespoň dva inerciální senzory z důvodu možnosti aplikace na jednoruční činky. Pro realizaci tohoto zařízení je v závislosti na požadavku bezdrátové komunikace s osobním počítačem a z hlediska úspory energie, vhodné využít standardu Bluetooth Low Energy. Pro efektivní práci s přijatými daty osobním počítačem je vhodné vytvořit počítačovou aplikaci. Z hlediska ověření funkčnosti zařízení i počítačové aplikace je nutné provést testovací měření.

2. Měření pohybů posilovacího nářadí

Důvodů ke snímání pohybů posilovacího nářadí je mnoho a to jak z rehabilitačního hlediska, tak z hlediska využití ve fitness.

Při rehabilitačních cvičeních zaměřených na pohybový aparát se velmi často využívá práce s vlastním tělem, a také rehabilitační pomůcky, ke kterým mimo jiné mohou patřit balanční podložky ale také i jednoruční činky či velká nakládací osa (velká činka). Velmi důležitým faktorem při rehabilitačních cvičeních je preciznost při vykonávání cviků a právě k posouzení techniky cviků je vhodné využít elektronické senzory pro snímání pohybu. Dále pak tyto senzory můžeme využít k lepší diagnostice koordinačních a pohybových schopností. Řada autorů využívá při testování těchto schopností velkou činku. Měkota [1] při testování dynamické síly a dynamické lokální vytrvalosti využívá mnoho cviků s velkou činkou, jako například: tlak nadhmatem v lehu, tlak v lehu na břicho na lavici, dřep s činkou na prsou, bicepsový zdvih ve stoji u stěny. Čelíkovský [3] a Vobr [2] ve svých pracích také uvádějí výše vyjmenované cviky, přičemž Vobr doplňuje zásobník cviků o mrtvý tah. Dále pak Vobr pro testování staticko-silových schopností využívá mimo jiné výdrž ve skrčení připažmo podhmatem s velkou činkou. [1,2,3]

Jak již bylo zmíněno výše, pro efektivní průběh rehabilitace je vhodné snímat pohyby využívaných pomůcek, ať už se jedná o činky, balanční podložky či další pomůcky. Kupříkladu u velké činky je důležité kontrolovat náklon osy. Při tlaku nadhmatem v lehu by osa v ideálním případě měla být ve všech fázích pohybu rovnoběžná se zemí, přičemž náklon oproti této poloze může signalizovat špatné provádění cviku ať už v důsledku svalové dysbalance či špatné koordinace pohybů. Další monitorovanou veličinou při provádění tohoto zmiňovaného cviku může být rychlost provedení cviku či detekce třesu osy.

Pro názornější představu o využití snímačů polohy uvádím příklady, ve kterých by se právě tyto senzory daly výhodně aplikovat.

Existuje řada studií, které zátěžové cvičení s činkami využívají při rehabilitaci sclerosis multiplex (SM, roztroušená skleróza). Sclerosis multiplex je chronické neurologické onemocnění CNS které mimo jiné způsobuje funkční poruchy mechaniky chůze, poruchy balance a svalovou slabost. Způsobu rehabilitace SM za využití činek se věnuje řada autorů jako například White [4] či DeBolt [5], kteří popisují zlepšení síly a rovnováhy, přičemž oba tyto autoři se zaměřují na posílení dolních končetin. Komplexnímu posílení celého těla se věnuje ve své práci paní Ilona Jurčicová [6], která na rehabilitaci SM nahlíží v širších spojitostech a uvádí důležitost procvičení i horní poloviny těla z důvodu podpory respiračního systému, podpory krevního oběhu rytmickou svalovou činností či z důvodu termoregulace. Před samotným začátkem rehabilitace autorka nejdříve zjišťovala maximální sílu jedinců pro jedno opakování u cviků „benchpress“ (tlaky do předpažení), „předkopávání“ (extenze kolenních kloubů) a „pulldown“ (stahování kladky). Právě při této analýze by bylo vhodné využít snímačů polohy činky z důvodu bezpečnosti při zvedání závaží, které je na hraně silových schopností pacienta a také z důvodu kontroly správné techniky cviků kdy chceme, aby pacient provedl cvik požadovanou skupinou svalů a nedopomáhal si dalšími pohyby, které by se projevíly náklonem osy. Sledování polohy činky by se také dalo využít při průběhu vlastní rehabilitace, kdy pacient zvedá opakovaně zátěž vypočítanou na základě získané hodnoty pro jedno opakování. [4,5,6]

Specifickému tématu se ve své práci „Hodnocení svalové síly po kardiovaskulární rehabilitaci u pacientů s chronickou ischemickou chorobou srdeční“ věnuje Barbora Veselá [7]. Jak autorka uvádí „Silový trénink byl po dlouhou dobu považován v této fázi rehabilitace za nevhodný z důvodu obavy provokace ischemie či arytmií. Mnohé studie však prokázaly jeho příznivý vliv na vývoj svalové síly

při dodržení bezpečných limitů zátěže.“ Podstatou tohoto rehabilitačního programu je provádění cviků s činkami, přičemž musíme dbát na správně zvolenou hodnotu zátěže a také na způsob provedení cviku kdy nesmí dojít k déletrvající izometrické zátěži. Sama autorka přiznává, že by bylo vhodné využít v průběhu celého procesu rehabilitace technické prvky pro objektivnější hodnocení. Bylo by tedy vhodné sledovat pohyb náradí (převážně velké činky) a to zejména z důvodu zamezení déletrvající izometrické zátěže. [7]

Z hlediska fitness jsou důvody pro snímání pozice činky v mnohých případech totožné s rehabilitačními aspekty. Kontrola vodorovné pozice velké činky při jejím pohybu je důležitá pro technicky správné provedení drtivé většiny cviků. V závislosti na typu tréninku požadujeme také kontrolu rychlosti provedení cviku. Pro detailnější diagnostiku vedoucí ke zlepšení silových schopností je velice důležitý průběh pohybu z hlediska zrychlení v určitých fázích pohybu.

Velmi častým zraněním při silovém trojboji je ruptura šlachy velkého prsního svalu. Pro posouzení léčby a následné rehabilitace sportovci využívají mimo jiné i cvičení s jednoručními činkami, u kterého lze snadno stanovit míru koordinace pohybů.

Další výhodou při elektronické analýze pohybu fitness náradí je vedle vysoké přesnosti naměřených dat možnost archivace.

2.1.Možnosti měření pohybu

Existuje mnoho způsobů snímání pohybu, nicméně je zbytečné zde uvádět všechny, jelikož pro praktické využití při snímání pohybu fitness náradí jsou využitelné pouze některé z nich.

Odporové snímače polohy

Odporové snímače pracují na principu změny elektrického odporu v závislosti na změně polohy monitorovaného objektu. Jedná se o pasivní snímače, jejichž výhodou je nízká cena, jednoduchá výroba i aplikace a široké využití při měření neelektrických veličin. Hlavní nevýhodou této metody určení polohy a pohybu je nutnost mechanického kontaktu snímače a sledovaného objektu. Ve zdravotnictví se při určování úhlu pokrčení v kloubu využívá tzv. elektrogoniometr s odporovým potenciometrem. [13,20]

Aplikací odporového snímače pro sledování pohybů fitness náradí by mohlo být zabudování snímače do strojů využívajících kladek, kde by se měřilo otáčení kladky, z čehož lze určit další parametry pohybu.

Optické snímače

Optické snímače jsou založeny na modifikaci světelného toku měřeným objektem. Změna světelného toku je měřena přijímačem a následně převedena na elektrický signál. Jako zdroje optického záření jsou nejčastěji využívány LED diody, laserové diody nebo IR diody. Nejčastěji využívané detektory záření jsou fotodiody, fototranzistory a CCD snímače. Optické snímače polohy je možno rozdělit na snímače vzdálenosti a snímače natočení. Velmi často využívané snímače vzdálenosti jsou triangulační snímače. Triangulační snímače k určení vzdálenosti objektu vyhodnocují místo dopadu odraženého paprsku na čočku optického detektoru. Mezi snímače natočení patří například inkrementální snímač, který využívá modifikace optického paprsku pomocí částečně průsvitného kotouče. [22]

UZV snímače

Základní princip činnosti ultrazvukových snímačů spočívá v odrazu ultrazvukových pulsů od pozorovaného objektu. Při práci s těmito snímači musíme brát v potaz minimální měřitelnou vzdálenost prostředí, ve kterém budeme měřit či velikost snímaného objektu. [21]

Inerciální senzory

Inerciální senzory poskytují informaci o kinematických vlastnostech sledovaného objektu. Tyto senzory pro svoji práci využívají vlastností akcelerometru a gyroskopu popřípadě dalších doplňujících soustav z čehož plyne, že senzor musí být fyzicky připevněn na sledovaný objekt. Podrobnější popis inerciálních senzorů je uveden v kapitole 3.

3. Inerciální senzory

Inerciální senzory (IMU) poskytují informaci o kinematických veličinách, což je poloha, rychlost či zrychlení sledovaného objektu, na němž jsou tyto senzory umístěny. Polohu sledovaného objektu jsme schopni nepřímo určit na základě znalosti výchozí polohy a hodnot získaných IMU, nicméně po celou dobu měření působí na soustavu množství faktorů (jako například chyby při AD převodu, chyby způsobené mechanickými vlastnostmi nebo také chyby vzniklé při zaokrouhlování výsledků matematických operací), které neustále narůstají a po určité době způsobí, že získané informace jsou vlivem velkých odchylek od skutečného stavu nepoužitelné. Velkou výhodou těchto senzorů je tedy nezávislost na externích navigačních systémech, nicméně pro přesné a dlouhodobé měření je výhodné těchto systémů využít. [8,9,10]

IMU využívají ke své práci akcelerometry a gyroskopy, které jsou podrobněji popsány níže. Jestliže chceme určit polohu sledovaného objektu v prostoru, musí IMU obsahovat tři dvojice akcelerometr-gyroskop, přičemž každá dvojice měří sledované parametry v jedné ose kolmé na ostatní. Dráhu a rychlost pohybu objektu nejsme schopni určit pouze z aktuálních naměřených hodnot, k jejich výpočtu musíme objekt sledovat v rozmezí určitého časového intervalu. [11]

V současné době mají IMU obrovské uplatnění při snímání pohybu napříč celou škálou oborů. Mobilní telefony využívají tyto senzory například k detekci natočení zařízení, aby mohli následně otočit text obrazovky nebo využít těchto změn k ovládání herní aplikace. Automobilové satelitní navigace také hojně využívají IMU a to například při výpadku GPS signálu (vlivem jízdy v tunelu) kdy jsou za pomoci inerciálních senzorů po určitou dobu schopny vypočítat orientační polohu automobilu. Velké uplatnění také nacházejí ve sportovní biomechanice či studiu pohybu pro rehabilitační účely kdy pomocí těchto systému měříme náklon, vibrace, rychlost a polohu v prostoru. Hojně využívání IMU umožnila mimo jiné i MEMS technologie, která razantně snižuje výrobní cenu zmiňovaných systémů, ale především umožňuje minimalizaci jejich rozměrů. MEMS technologie je popsána níže v této kapitole. [11,12]

Možnosti využití inerciálních senzorů popisuje řada autorů. Eva Doležalová [17] se ve své práci věnuje využití inerciálních senzorů ve fyzioterapii z důvodu monitoringu horních končetin u hemiparetických pacientů. Autorka uvádí výsledky měření pomocí IMU s výsledky testu funkční míry nezávislosti. Test funkční míry nezávislosti je závěrem vyhodnocen jako efektivní nástroj pro hodnocení neurorehabilitační intervence u pacientů po poškození centrální nervové soustavy. Oproti tomu celodenní sledování postižené končetiny IMU nepřineslo statisticky významné výsledky, které by mohly sloužit jako vhodný ukazatel efektu rehabilitační intervence. IMU jsou tedy zhodnoceny jako efektivní pro měření při určitých předem stanovených pohybech, ale význam celodenního monitoringu IMU autorka nenašla. [17]

MUDr. Sládková [19] provedla funkční hodnocení motoriky u pacientů s poškozením mozku před zahájením a po ukončení intenzivní rehabilitace za pomoci dat z IMU. Pohyb pacientů byl zaznamenáván pomocí bateriových zařízení ve tvaru hodinek, které byly připevněny na zápěstí a bok. Celý systém je navržený tak, aby monitoroval pohyby horních končetin pacienta. Pacienti prováděli 3x denně po dobu deseti minut soubor sestavených pohybů simulující běžné denní aktivity. Vyhodnocována byla celodenní pohybová aktivita třiceti pacientů. Výsledky této práce přímo uvádějí pozitivní vliv intenzivní rehabilitační intervence na kvalitu i kvantitu pohybového vzorce horní končetiny a nepřímo poukazují na význam využití IMU při diagnostice. [19]

Pavlna Svozílková [18] ve své práci „Využití technických prostředků pro posouzení vlivu rehabilitace na pohyb horních končetin“ uvádí, že za předpokladu splnění několika podmínek lze využít inerciální systémy pro měření aktivity paretické horní končetiny. [18]

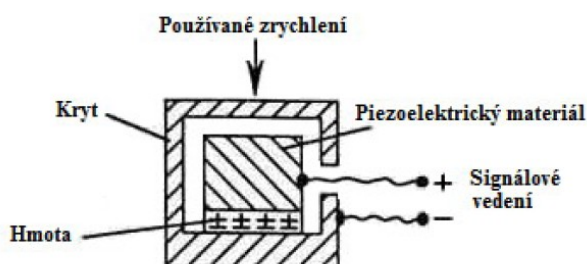
Přestože jsou závěry uvedených prací hodnotící celodenní měření pomocí IMU rozdílné, všichni autoři se shodují na využitelnosti inerciálních senzorů při vykonávání předem stanovených pohybů, což je pro tuto práci podstatné.

3.1. Akcelerometr

Primární snímanou veličinou akcelerometru je zrychlení. Akcelerometry mohou měřit zrychlení dynamické (sílu vznikající při změnách rychlosti pohybujícího se předmětu), ale i gravitační zrychlení (vznikající působením gravitačního pole země). V závislosti na počtu sledovaných os můžeme akcelerometry rozdělit na jednoosé, dvouosé a tříosé. Dle principu funkce rozeznáváme několik typů akcelerometrů: piezoelektrické akcelerometry, piezorezistivní akcelerometry, kapacitní akcelerometry a tepelné akcelerometry. [11]

Piezoelektrické akcelerometry

Základním prvkem piezoelektrického akcelerometru je piezoelektrický materiál (krystal), který vlivem mechanického namáhání generuje elektrický náboj. Vygenerovaný elektrický náboj je úměrný mechanickému namáhání krystalu. Konstrukčně je piezoelektrický materiál jednou svojí stranou přichycen na základnu (pouzdro) akcelerometru a na protilehlou stranu je přichycena seismická hmota. Jestliže je pouzdro akcelerometru pevně připevněno na sledovaný objekt, při zrychlení tohoto objektu se stejné zrychlení projeví i na aplikovaném akcelerometru. Vlivem zrychlení začne seismická hmota působit na krystal. Sílu působící na krystal můžeme určit jako součin zrychlení a hmotnost seismické hmoty, nicméně jelikož hmotnost seismické hmoty je neměnná, výstupní signál je úměrný zrychlení soustavy. Vygenerovaný elektrický náboj můžeme měřit přímo pomocí externích elektronických obvodů, nicméně v praxi se častěji využívají implementované převodníky na napěťový signál.



Obrázek 1: Struktura piezoelektrického akcelerometru. [13]

V závislosti na způsobu aplikace existuje více konstrukčních provedení, které zlepšují požadované vlastnosti akcelerometru. Ve většině případů je zlepšení těchto vlastností vykoupeno zhoršením vlastností jiných. Smykový mod je charakteristický větší odolností vůči vibracím pouzdra. Ohybový mod se využívá u velmi citlivých senzorů. Kompresní mod je nejjednodušší provedení používající se v průmyslových akcelerometrech. [11,13,14]

U piezoelektrického MEMS akcelerometru je krystal broušen a uchycen tak, aby byl vlivem tlaku, nebo tahu namáhán ve směru osy která bude použita jako měřící. MEMS technologie stejně jako běžně konstruované piezoelektrické akcelerometry využívá působení seismické hmoty o konstantní hmotnosti na krystal. Vlivem zrychlení dochází ke generování náboje na stěnách krystalu, tento signál je dále zpracováván. [10]

Piezorezistivní akcelerometry

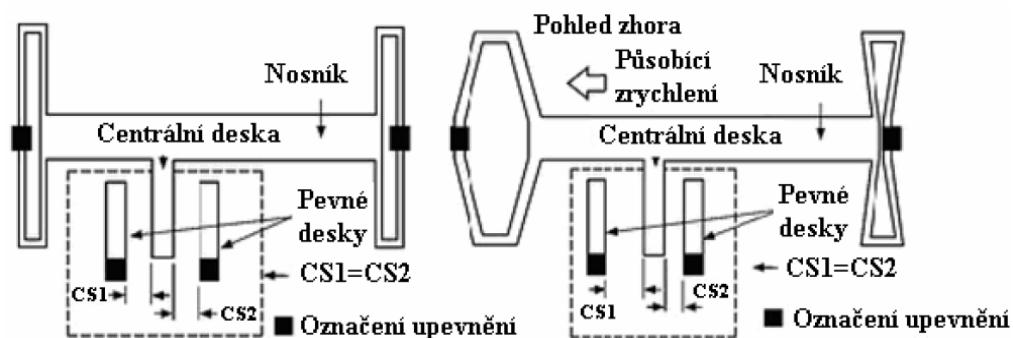
Na rozdíl od piezoelektrického akcelerometru využívá piezorezistivní akcelerometr ke zjištění síly působící na seismickou hmotu místo krystalu piezorezistivní materiál. V praxi se využívá sítě vyleptaných měřících piezorezistivních snímačů zapojených ve Wheatstonově můstku. V současnosti nejpoužívanější způsob konstrukce tohoto akcelerometru spočívá v ohybu piezorezistivního materiálu vlivem zrychlení soustavy. Vlivem deformace materiálu dochází ke změně odporu. Obrovskou výhodou oproti piezoelektrickému akcelerometru je možnost detekce změn od 0Hz, což znamená, že tyto akcelerometry jsou schopny měřit i konstantní zrychlení. [13,14]

Tepelný akcelerometr

Tepelné akcelerometry jsou založeny na přenosu a snímání teploty v plynu. Konstrukčně se jedná o topné tělísko a teplotní snímače umístěné ve vzduchové komoře. Jestliže je soustava v klidu, pomocí termistorů (které jsou ve stejné vzdálenosti od topného tělíska) zjistíme, že tělísko zahřívá své okolí rovnoměrně. Jestliže se ovšem soustava začne pohybovat, dojde vlivem setrvačnosti plynu k výkyvům teplot na termistorech. Za pomoci takto získaných hodnot jsme schopni určit směr i velikost zrychlení. [13]

MEMS akcelerometry s proměnnou kapacitou

Vlivem zrychlení působícího na akcelerometr dochází ke změně kapacity integrovaného kondenzátoru. Konstrukce akcelerometru s proměnnou kapacitou je nejrozšířenější způsob provedení akcelerometru pomocí MEMS technologie. Systém je tvořen mikromechanickou strukturou a obvody pro zpracovávání signálu ze senzoru, které jsou schopné měřit kladnou i zápornou hodnotu zrychlení. Kondenzátory se skládají ze dvou pevných desek a jedné pohyblivé desky umístěné mezi těmito pevnými deskami. Pohyblivá deska je konstrukčně upevněna na nosníku, který je uchycen k základně (pouzdru) akcelerometru pomocí křemíkových pružin. [10,14]



Obrázek 2: Struktura senzoru bez působení zrychlení (vlevo) a při působení zrychlení (vpravo). [14]

3.2. Gyroskopy

Gyroskopy jsou zařízení určené k měření úhlové rychlosti, poskytují tedy informaci o otáčivém pohybu tělesa. Dle použitého fyzikálního principu lze gyroskopy rozdělit na gyroskopy mechanické, elektrické, optické, kvantové a jaderné. [12]

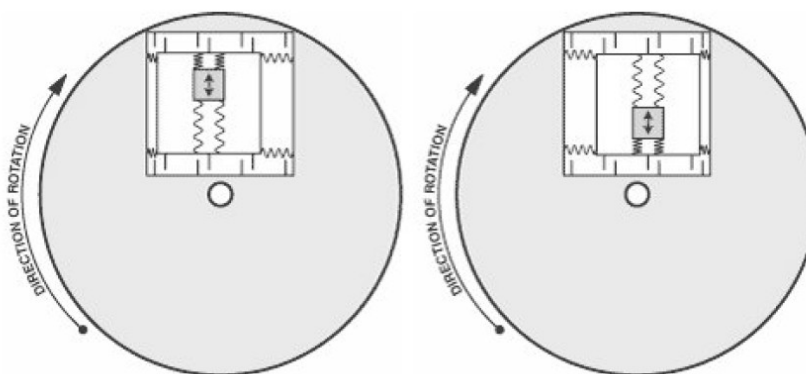
Pomocí mechanického gyroskopu lze měřit přímo úhlovou výchylku v dané ose. Úhlovou rychlost ω udáváme v stupních či radiánech za sekundu. Principem funkce je stabilizace polohy prstence rotujícího kolem své osy vlivem setrvačnosti. Jestliže na rotující prstenek nepůsobí žádné vnější síly, osa rotace udržuje stálý směr. Umístíme-li rotující hmotu (prstenek) do systému se třemi stupni volnosti a působí-li na tuto strukturu příčinné vnější síly, dojde ke změně pozice mezi obalem soustavy a rotujícím prstencem, který udržuje stálý směr rotace.

Moderní MEMS gyroskopy určují úhlovou rychlost nepřímo jako derivaci úhlové polohy v čase. K samotnému měření se využívá působení Coriolisovy síly, což umožňuje měřit hodnoty pouze pro jednu osu. Pro určení úhlové rychlosti ve směrech os X,Y,Z ve stejném časovém okamžiku musíme využít tři gyroskopy. Funkční princip spočívá ve vlastní rezonanci mechanické struktury ve směru kolmém na směr otáčení. Rezonanční struktura je pomocí pružin reprezentujících mechanické rezonance upevněna k rámu konstrukce. Vlivem rychlosti otáčení působí na soustavu Coriolisova síla, která vyvolá změnu pozice rezonanční struktury vůči rámu. Plošky obou struktur jsou navrženy jako elektrody vzduchového kondenzátoru, což znamená, že jejich vzájemným pohybem dochází ke změně kapacity, která je úměrná rychlosti otáčení. Princip funkce gyroskopu je uveden na Obrázek 3. [12,13,14,]

Coriolisovu sílu lze vyjádřit jako:

$$F_c = 2 \cdot m \cdot \vec{\omega} \times \vec{v} \quad 1.$$

kde m je hmotnost tělesa, $\vec{\omega}$ je vektor úhlové rychlosti rotace tělesa a \vec{v} je vektor rychlosti pohybu.



Obrázek 3: Princip funkce gyroskopu. [13]

4. Standard Bluetooth

Bluetooth technologie je standard umožňující bezdrátovou komunikaci elektronických zařízení jako mohou být například mobilní telefony, osobní počítače či PDA zařízení. Využití této technologie se ovšem v současnosti rozšiřuje do široké škály oborů jakožto například do automobilového průmyslu či zdravotnictví. Bluetooth technologie přináší řadu výhod spočívajících v nízké pořizovací ceně, malých rozměrech zařízení, nízkých napájecích nárocích či jednoduchém uživatelském rozhraní. Velmi přínosným faktem je, že při komunikaci pomocí Bluetooth technologie nemusí být dodržena přímá viditelnost mezi zařízeními jako například u infračerveného přenosu. Krátký dosah, který se pohybuje od 10 do 100 metrů, můžeme označit jako nevýhodu při potřebě přenosu dat na delší vzdálenost, ovšem z hlediska bezpečnosti může být kratší dosah považován za výhodu. [23,24,25]

Definováním standardů ohledně Bluetooth technologie se zabývá zvláštní zájmová skupina SIG (Bluetooth Special Interest Group), jejíž členy jsou například společnosti jako Ericsson, IBM, Microsoft, 3Com, Lucent Technologies, Motorola, Toshiba a Nokia.

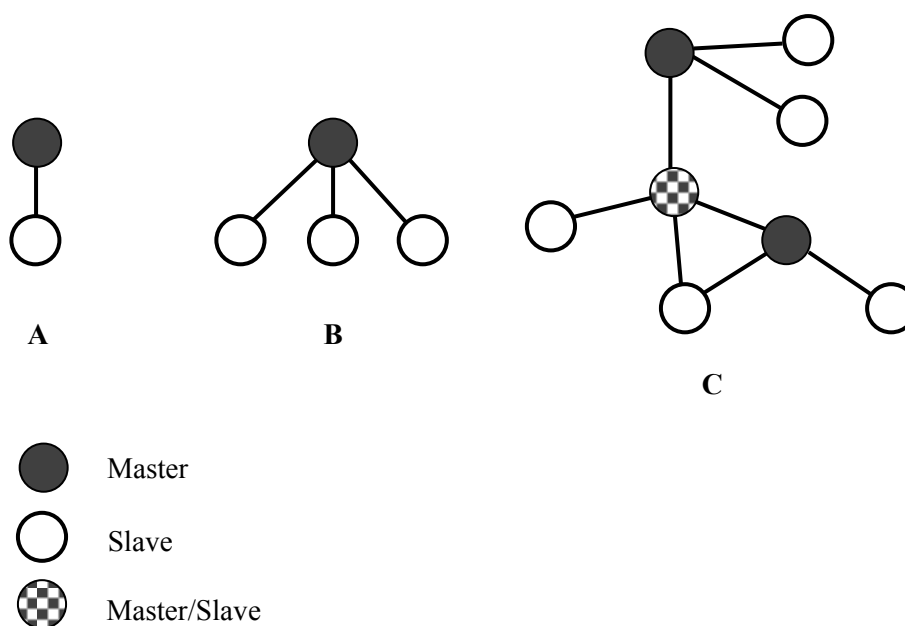
Bluetooth komunikace využívá frekvenční pásmo ISM (Industrial, Scientific, Medical) 2,4 GHz, které je určeno pro všeobecné používání v průmyslu, vědě a zdravotnictví. Toto pásmo je ve většině zemí bezlicenční, což znamená, že je volně využitelné pro kterýkoliv radiový systém splňující definovaná kritéria. Šířka pásma je ve většině zemí 2,400 – 2,4835 GHz, nicméně některé země jako například Francie mají tento rozsah pásma omezený na 2,4468 – 2,4835 GHz. Pro pásmo 2,400 – 2,4835 GHz je standardně definováno 79 frekvenčních pozic s šířkou pásma 1 MHz. Kvalita spojení je zajištěna pomocí paket přenášených na různých frekvencích, kde je navíc každý kanál rozdělen do časových bloků trvajících 625 μ s. V závislosti na výstupním výkonu dělíme Bluetooth zařízení do tří tříd viz Tabulka 1. [23,24,26,27]

Tabulka 1: Rozdělení do výkonových tříd [23,24]

Výkonová třída	Max. výstupní výkon	Min. výstupní výkon	Přibližný dosah
1	100 mW (20 dBm)	1 mW (0 dBm)	100 m
2	2,5 mW (4 dBm)	0,25 mW (-6 dBm)	10 m
3	1 mW (0 dBm)	-	10 cm

V případě, že mezi sebou komunikují pouze dvě zařízení, mluvíme o typu spojení „point to point“ (P-P). Jestliže ovšem jedno zařízení komunikuje s několika dalšími, mluvíme o typu spojení „point to multipoint“ (P-MP). Pojem piconet se označuje typ spojení dvou a více zařízení, přičemž pouze jedno zařízení může být označeno jako řídicí (master). Ostatní zařízení v síti piconet jsou podřízené (slave). Piconet síť může obsahovat až sedm podřízených jednotek. Jestliže dojde k překrytí více piconet buněk, mluvíme o takzvané scatternet síti. K překrytí buněk může dojít například použitím podřízeného zařízení (slave) jedné piconet buňky jako podřízené nebo i řídicí (master) zařízení druhé piconet buňky. Řídicí zařízení jedné buňky může být také podřízeným zařízením buňky druhé. Tímto druhem spojení můžeme realizovat zvětšení rozsahu sítě. [23,24]

Pro zabezpečení Bluetooth komunikace se používá řada systémů. Pro zabezpečení na úrovni spojové vrstvy se využívá jedinečnosti veřejné adresy každého uživatele, dvou tajných klíčů a náhodně generovaného čísla. Nežádoucím úniku dat se zamezí pomocí autorizace neboli spárování zařízení pomocí zadaného hesla na obou stranách komunikace. Jako další ze zabezpečovacích prvků sítě lze také považovat výše zmiňovaný dosah signálu. [23,24]



Obrázek 4: Topologie Bluetooth sítě: A- piconet (point to point), B- piconet (point to multipoint), C- scatternet (více master jednotek). [24]

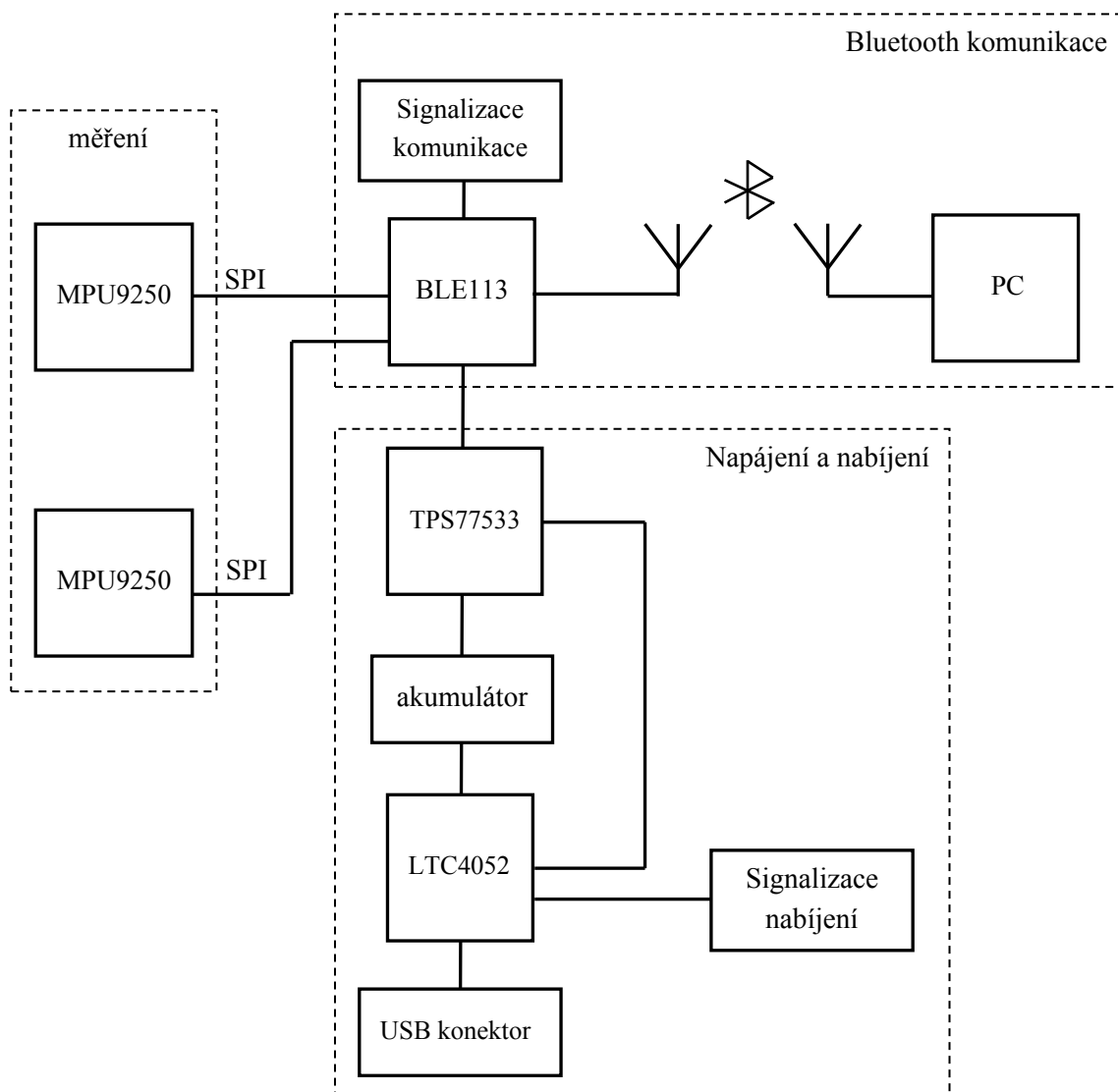
3.1. Bluetooth Low Energy (BLE)

Standard Bluetooth 4.0 nazývaný Bluetooth Low Energy (BLE) je uzpůsoben k co největší úspoře energie. Požadavky na co nejnižší spotřebu energie jsou v současnosti kladeny zejména z důvodu aplikace v chytrých telefonech, hodinkách, či náramcích. Úspora energie spočívá v maximálním zkrácení pracovních procesů při komunikaci. Požadujeme tedy, aby zařízení co nejrychleji přešlo z úsporného do aktivního režimu, dále rychle navázalo spojení a uskutečnilo příjem či odesílání potřebných dat a následně opět přešlo do úsporného režimu. Nižší spotřeba energie BLE oproti dosavadním standardům Bluetooth je ovšem vykoupena i nižší přenosovou rychlostí. Nižší rychlost přenosu dat tedy omezuje možnost aplikace pouze na zařízení s nižšími nároky na přenosovou rychlost. BLE známé také pod obchodním názvem Bluetooth Smart bylo na trh uvedeno ve dvou typech implementace do zařízení. První typ se nazývá „dual mode“ a spočívá v možnosti implementace BLE na již existující zařízení podporující Bluetooth. Jelikož BLE stejně jako předchozí standardy Bluetooth využívá frekvenční pásmo 2,4 GHz, může zařízení s duálním režimem používat stejnou vysílací anténu pro oba režimy. Z důvodu aplikace na již existující strukturu se jedná o méně nákladný způsob. V případě že zařízení dokáže komunikovat pouze pomocí standardu BLE mluvíme o „single mode“. [28,29]

5. Návrh řešení

Princip funkce návrhu řešení spočívá v měření kinematických veličin pomocí inerciálních senzorů MPU9250 a následném odeslání takto získaných dat pomocí standardu Bluetooth do osobního počítače. Bezdrátovou Bluetooth komunikaci zajišťuje modul Bluegiga BLE113. Přenos dat je doprovázen světelnou signalizací. Komunikace mezi MPU9250 a BLE113 je realizována SPI sběrnici. Část zajišťující napájení zařízení se skládá z USB konektoru, obvodu zajišťujícího nabíjení akumulátoru, vlastního akumulátoru, signalizace nabíjení a regulátoru napětí. USB konektor slouží k připojení síťového adaptéru za účelem nabíjení akumulátoru zařízení. Samotné nabíjení akumulátoru zajišťuje obvod LTC4052. Signalizace nabíjení je realizována pomocí červené a zelené LED diody. Bližší popis funkce LTC4052 je uveden níže v podkapitole 5.3.

TPS77533 slouží především k regulaci výstupního napětí akumulátoru, ale také k odpojení měřicí a přenosové části zařízení v průběhu nabíjení.



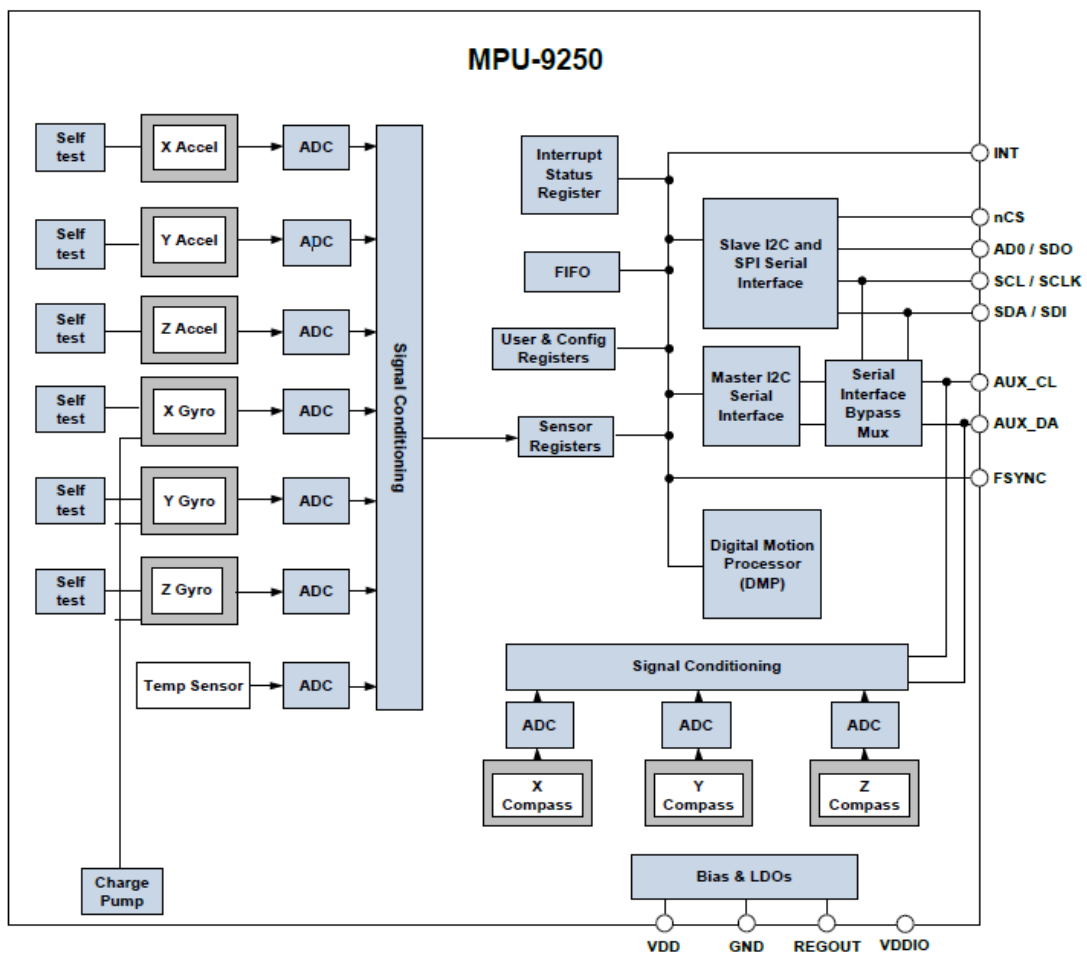
Obrázek 5: Blokové schéma zařízení pro měření pohybů posilovacího nářadí.

Jelikož byla snaha navrhnout co nejvíce univerzální zařízení z důvodu variability posilovacího nářadí, návrh zahrnuje dva inerciální senzory MPU9250. Jeden inerciální senzor je umístěn přímo na desce zajišťující napájení a komunikaci, druhý senzor je umístěn na samostatné desce připojené pomocí pohyblivého vodiče. Tato nezávislost senzorů vůči sobě umožňuje sledování dvou objektů, čehož lze efektivně využít při monitorování jednoručních činek.

5.1.MPU9250

MPU9250 firmy InvenSense je devítiosý inerciální senzor obsahující MEMS struktury. Jako devítiosý inerciální senzor je tento obvod označován, jelikož ve vnitřní struktuře je obsažen tříosý akcelerometr, tříosý gyroskop a tříosý magnetometr. Dále pak MPU9250 obsahuje digitální pohybový procesor (Digital Motion Processor™). Veškeré výše zmiňované struktury jsou implementovány v pouzdře s rozměry 3×3×1 mm. Díky těmto rozměrům je obvod často využíván pro analýzu pohybu chytrých telefonů, tabletů či fitness náramků. Obvod podporuje komunikační protokoly I²C a SPI. Komunikace pomocí I²C sběrnice může dosahovat rychlostí až 400 kHz. Komunikace, tedy zápis a čtení z registrů, pomocí SPI sběrnice, může dosahovat rychlosti 1 MHz, přičemž výrobce uvádí, že v případě potřeby rychlejší komunikace je možné číst data z registrů rychlostí až 20 MHz. Digitalizaci dat obstarávají tři digitálně analogové převodníky pro akcelerometr, tři digitálně analogové převodníky pro gyroskop a tři digitálně analogové převodníky pro magnetometr. Pro co nejpřesnější monitorování pohybů je možné nastavit rozsah akcelerometru na ±2 g, ±4 g, ±8 g a ±16 g, rozsah gyroskopu na ±250 °/s, ±500 °/s, ±1000 °/s a ±2000 °/s a rozsah magnetometru na ±4800 μT. MPU9250 dále obsahuje FIFO paměť o velikosti 512 byte z důvodu možnosti dávkového čtení dat neboli „burst read“. Vstupní napájecí napětí je možno volit v rozsahu od 2,4 V do 3,6 V. Proudový odběr je dle technické dokumentace v režimu spánku 8 μA a v úsporném režimu od 8,4 μA do 19,8 μA. [30]

Veškeré výše zmíněné prvky obvodu MPU9250 jsou zobrazeny na Obrázek 6.



Obrázek 6: Blokové schéma MPU9250. [30]

Návrh zapojení MPU9250 proběhl na základě technické dokumentace, kdy pro komunikaci pomocí SPI sběrnice, byly důležité piny 9, 22, 23 a 24. Pin 9 plní, v případě volby SPI sběrnice funkci sériového digitálního výstupu. Oproti tomu funkci sériového digitálního vstupu plní pin 24. Pin 22 slouží k aktivaci komunikace, a pin 23 jako rozhraní pro hodinový signál.

Komunikace mezi řídicím zařízením a podřízeným zařízením, což je v případě této práce právě MPU9250, je zahájena pomocí přivedení nízké logické úrovně na pin 22 „Chip select“. Data jsou odesílána a přijímána od nejvýznamnějšího bitu (MSB), po nejméně významný bit (LSB). Minimální délka jednoho paketu pro čtení či zápis jsou dva byte. První byte udává adresu registru, ke kterému chceme přistupovat. Druhý byte obsahuje data, která mají být do registru zapisována. V případě čtení z registru je nutné 7. bit prvního byte nastavit na vysokou logickou úroveň. Následující bity 6 až 0 slouží k nastavení adresy registru. Druhý byte vzhledem ke zvolenému směru komunikace neobsahuje žádná naměřená data, nicméně musí být uveden a obsazen hodnotami s nulovou logickou úrovní, z důvodu udržení synchronizace hodinovým signálem. V případě zápisu do registru je nutné 7. bit

prvního byte nastavit na nízkou logickou úroveň. Následující bity 6 až 0 slouží jako v případě čtení k nastavení adresy registru. Druhý byte poté obsahuje data určená k zápisu.

Tabulka 2: Adresový byte SPI komunikace. [30]

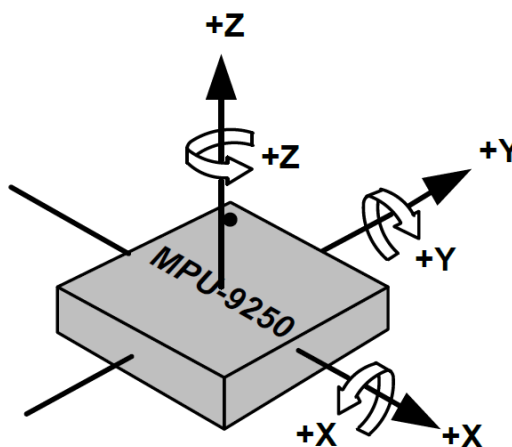
MSB							LSB
R/W	A6	A5	A4	A3	A2	A1	A0

Pozn.: čtení (MSB=1), zápis (MSB=0)

Tabulka 3: Datový byte SPI komunikace. [30]

MSB							LSB
D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0

Pro správnou interpretaci naměřených dat je nutné znát vztah jednotlivých snímaných os vzhledem k pouzdru čipu. Orientace os a polarita rotace pro akcelerometr a gyroskop obvodu MPU9250 je uvedena na Obrázek 7.



Obrázek 7: Vztah os MPU9250 k pouzdru. [30]

5.2.BLE113

BLE113 firmy Silicon Labs je modul určený k bezdrátové komunikaci prostřednictvím standardu Bluetooth Low Energy. Díky svým malým rozměrům 15,7×9,1×1,9 mm a také díky nízké spotřebě elektrické energie se často využívá pro aplikaci v mobilních zařízeních, jako například v mobilních telefonech, tabletech, bezdrátových klávesnicích, ale také ve fitness náramcích či pro bezdrátovou komunikaci ve zdravotnických aplikacích. K napájení modulu postačuje vstupní napětí 3 V, což znamená, že BLE113 může být napájeno dvěma AAA bateriemi. V režimu spánku je spotřeba zařízení pouhých 500 nA, přičemž z tohoto režimu je zařízení schopné do pracovního režimu přejít v řádech stovek mikrosekund. Vnitřní stavba BLE113 obsahuje mimo jiné integrovaný mikrokontrolér firmy Texas Instruments CC2540, a dále pak v závislosti na typu modulu 128 kB nebo 256 kB flash paměť.

Zařízení je schopné pracovat jak v režimu řídicího zařízení, tak i jako podřízené zařízení. Pomocí vstupně výstupních portů P0 a P1 lze realizovat komunikační rozhraní SPI, I2C, PWM či UART. Díky bohatému softwarovému vybavení a podporovaným programovacím jazykům je možné využití čipu v širokém spektru aplikací, přičemž velkou výhodou je díky mikrokontroléru CC2540 možnost práce s daty přímo na čipu. Mezi podporované jazyky patří například jazyk C či BGScript vyvinutý přímo firmou Silicon Labs. Jelikož jazyk BGScript je výrobcem nejvíce podporovanou formou pro programování BLE113, byl použit pro tuto bakalářskou práci.

Za účelem vytvoření funkčního programu a správného naprogramování BLE113 je nutné vytvořit několik souborů. Tvorba nového programu začíná vytvořením XML dokumentu, v němž jsou uloženy názvy souborů a jejich funkční význam. Soubor s výchozím pojmenováním hardware.xml obsahuje hardwarová nastavení, jako například aktivaci vstupně výstupních pinů, či nastavení síly vysílacího signálu. Dokument gatt.xml definuje a poskytuje informace GATT charakteristik, jako například o možnostech jejich čtení a zápisu nebo také informace o jejich názvu či struktuře. Část kódu psaná BGScriptem je uložena ve zvláštním dokumentu, který definuje stěžejní programovou část pro práci s daty.

Propojení osobního počítače s BLE113 za účelem programování tohoto čipu, bylo realizováno pomocí CC debuggru. K samotnému programování byl využit nástroj „BLE SW Update Tool“. Pro bazální kontrolu funkčnosti naprogramovaného software slouží nástroj „BLE GUI-1.3.2-122“ poskytovaný taktéž výrobcem. Díky tomuto programu je možné číst, nebo jestliže je to povoleno i přepisovat obsahy GATT charakteristik. Čtení GATT charakteristik je možné až po zápisu hodnoty 0100 do „Client characteristic configuration“ příslušné GATT charakteristiky.

5.3. Další obvodové prvky

LTC4052

Obvod LTC4052 firmy Linear technology umožňuje plně samostatné pulzní nabíjení lithium-iontových akumulátorů bez nutnosti aplikace dalších mikrořadičů či blokovacích diod. Nastavení parametrů nabíjení je možné změnou hodnot obvodových součástek uvedených v typickém zapojení stanoveném výrobcem, které je součástí technické dokumentace. Velikost vstupního napětí nabíjecího obvodu by se dle doporučení výrobce měla pohybovat v rozmezí 4,5 V až 10 V a maximální vstupní proud by neměl překročit 1 A. Vzhledem k předpokládanému způsobu nabíjení pomocí USB rozhraní osobního počítače, byly tyto kritéria splněny. Rozhraní USB verze 2.0 poskytuje maximální proudové zatížení 500 mA, nicméně této velikosti proudu lze dosáhnout až po změně nastavení v počítači. Standardně po připojení mají zařízení povoleno z USB portu verze 2.0 odebírat proud 100 mA a napětí 5 V. Rezistor označený v technické dokumentaci jako R_{SENSE} vykonává v zapojení funkci proudového omezení jakožto ochranu proti připojení nevhodného síťového adaptéru uživatelem. Pomocí kondenzátoru připojeného k pinu 5 „timer“ lze nastavit periodu časovače. Jestliže je na piny 1 a 3 obvodu LTC4052 přivedeno vstupní napětí, je pin 2 označený jako \overline{ACPR} uzemněn pomocí vestavěného obvodu typu MOSFET, čímž je řízena světelná signalizace pomocí červené LED diody. Těmito specifikacemi je dána polarizace LED diody, katoda je připojena k pinu \overline{ACPR} a anoda je připojena přes ochranný odpor k vstupnímu napětí. Červenou LED diodou je tedy signalizována přítomnost vstupního napětí obvodu respektive připojení zařízení pomocí USB rozhraní k osobnímu

počítači či vhodnému síťovému adaptéru. Jestliže je baterie nabíjena, pin 6 \overline{CHRG} je obdobně jako \overline{ACPR} připojen k zápornému pólu vstupního napětí pomocí vestavěného obvodu typu MOSFET, čímž je řízena světelná signalizace pomocí zelené LED diody. Zelená LED dioda tedy signalizuje nabíjení baterie. Výpočet hodnot ochranných rezistorů pro červenou a zelenou LED diodu proběhl dle vztahu:

$$R = \frac{U_R}{I_D} \quad 2.$$

Kde: $R[\Omega]$... je odpor ochranného rezistoru
 $U_R[V]$... je úbytek napětí na rezistoru R
 $I_D[A]$... je proud LED diodou

Úbytek napětí na ochranném rezistoru byl vypočítán jako rozdíl vstupního napětí, které činí 5 V, a napětí LED diody. Prahové napětí je dle hodnot uvedených výrobcem pro červenou LED diodu rovno 2 V a pro zelenou LED diodu 2,2 V. Proud procházející LED diodami je v obou případech uváděn jako 20 mA. Na základě těchto hodnot byly vypočítány hodnoty ochranných rezistorů jako 150 Ω pro červenou LED diodu a 140 Ω pro zelenou LED diodu. Nicméně jelikož nabíjecí obvod LTC4052 dovoluje připojení vstupního napětí v rozsahu od 4,5 V do 10 V, a také není požadována maximální svítivost LED diod, byly hodnoty rezistorů zvýšeny na 1 k Ω , stejně jako je tomu v typickém zapojení uváděném výrobcem. Následně při testování celého obvodu bylo zjištěno, že svítivost LED diod při hodnotě ochranného odporu 1 k Ω a vstupním napětí 5 V je plně dostačující. Hodnoty a způsob zapojení součástek zajišťující správné nastavení a správný chod LTC4052 jsou totožné s typickým zapojením obvodu uvedeným v technické dokumentaci. [34]

TPS77533

TPS77533 firmy Texas Instruments je regulátor napětí s pevně stanovenou hodnotou výstupního napětí na 3,3 V. Vstupní napětí by se dle technické dokumentace mělo pohybovat v rozsahu od 2,7 V do 10 V. Hodnota proudu, by neměla překročit 500 mA. Obvod byl shledán jako vhodný pro aplikaci v celkovém zapojení z důvodu jeho regulačních vlastností, ale také především z důvodu přítomnosti pinu EN a jeho funkce. [34]

TPS77533 vykonává v celkovém elektrickém zapojení této bakalářské práce funkci regulátoru napětí akumulátoru, ale také vykonává odpojení komunikační a měřicí části obvodu v průběhu nabíjení akumulátoru. Komunikační a měřicí část elektrického obvodu není připojena k akumulátoru v průběhu jeho nabíjení z důvodu možných komplikací vzniklých pulzním nabíjením. Při připojení vstupního nabíjecího napětí je toto napětí mimo LTC4052 přivedeno i na EN obvodu TPS77533. Při přivedení napětí vyššího než 1,7 V na EN dojde k potlačení výstupního regulovaného napětí, čímž je realizováno odpojení zmiňovaných částí. Při stavu napájení celkového elektrického obvodu z akumulátoru, je napětí na EN TPS77533 nižší než 0,9 V čímž je funkce regulátoru napětí povolena.

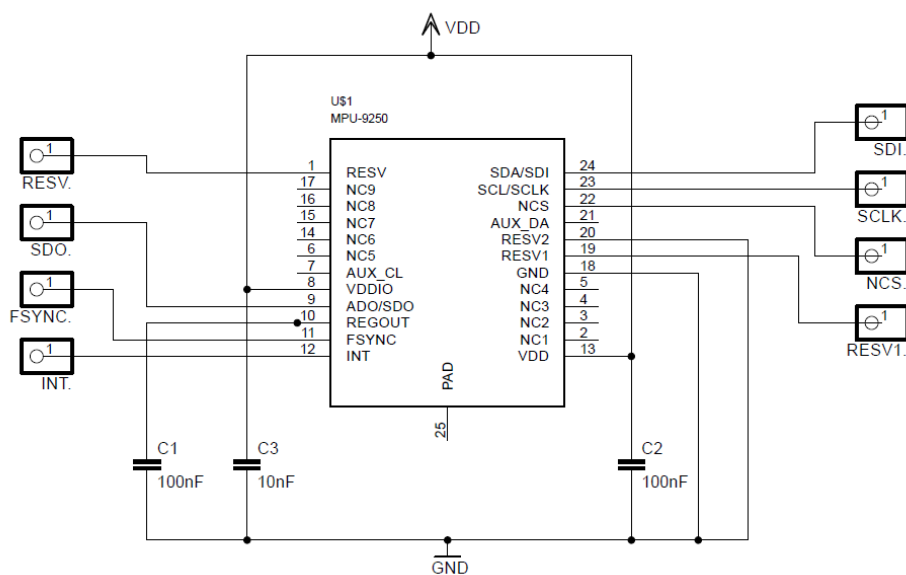
5.4.Návrh elektrického obvodu

Návrh elektrického obvodu proběhl v programu EAGLE 7.1.0., nicméně před samotným návrhem elektrického obvodu bylo nutné vytvořit knihovny jednotlivých součástek. Při tvorbě knihoven bylo

velice důležité dbát na správné navržení pouzder obvodů, především pak na správnou velikost kontaktních ploch pro pájení a jejich rozmístění.

Celkový navržený elektrický obvod se skládá ze dvou dílčích částí. První a také stěžejní část obvodu je uvedena v příloze viz schéma 1. Tato část obvodu zajišťuje nabíjení, napájení, přenos dat a měření. Druhá dílčí část celkového elektrického obvodu je určena pouze k měření viz Obrázek 8. Obě tyto části jsou vzájemně propojeny pomocí pohyblivého vodiče o délce 2 m.

Schéma 1 osahuje USB rozhraní pro připojení síťového adaptéru, obvody TPS77533, LTC4052, MPU9250, BLE113, rozhraní pro připojení CC Debuggeru, taktilní spínač a další obvodové prvky. Bližší popis obvodů TPS77533, LTC4052, MPU9250 a BLE113 je uveden v kapitole 5. Prvky označené jako SJ1 a SJ2 jsou malé měděné plošky, které je možné pomocí nanosení cínu vodivě spojit, a tím vytvořit vodivou cestu. Takto vzniklá cínová přemostění byly využívány především při napájení celého obvodu pomocí CC Debuggeru v průběhu programování BLE113. Po úspěšném naprogramování BLE113 byly tyto cesty odstraněním cínu opětovně rozpojeny. Odstranění cínového přemostění není nutné, nicméně je třeba dbát zvýšené opatrnosti, aby nebyl obvod napájen z akumulátoru a zároveň připojen k CC debuggeru, jelikož by mohlo dojít k jeho poškození. Funkce taktilního spínače připojeného k pinu P1.1 BLE113 je dána programem tohoto obvodu. Modrá LED dioda umístěná v blízkosti BLE113 signalizuje blikáním probíhající komunikaci. Schéma na Obrázek 8 obsahuje MPU9250 a další obvodové součástky nutné pro správnou funkci tohoto obvodu.

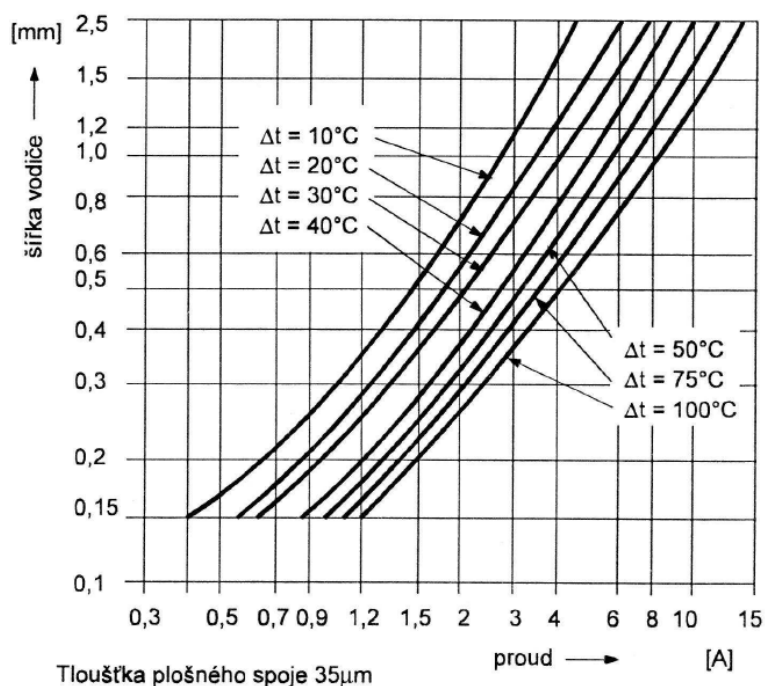


Obrázek 8: Zapojení externího MPU9250.

5.5.Návrh DPS

Návrh desek plošných spojů proběhl stejně jako návrh elektrického obvodu v programu EAGLE 7.1.0 firmy CadSoft Computer, Inc. Při návrhu hlavní desky obsahující obvod BLE113 bylo nutné brát v potaz možnosti jeho umístění. Obvod BLE113 by měl být umístěn nejlépe u okraje desky z důvodu stínění jeho radiové antény okolními součástkami nebo vodivými cestami. Za tímto účelem eliminace stínění antény byl BLE113 umístěn k hornímu, pravému okraji desky. V této části desky nebylo ze stejného důvodu použito rozšíření cesty GND. Na pravý okraj desky byly taktéž vyvedeny piny portu P0 BLE113 z důvodu snadného připojení desky obsahující externí MPU9250. Konektor microUSB 2.0 pro připojení vstupního napájení je umístěn při levém, dolním okraji desky.

Šířky vodivých cest plošného spoje byly voleny s ohledem na jejich proudovou zatížitelnost. Minimální šířka vodivé cesty plošného byla zvolena 2 mm a tloušťka 35 μm . Při uvažovaném maximálním oteplení vodiče o 40 $^{\circ}\text{C}$, je dle grafu na Obrázek 9 proudová zatížitelnost 1,2 A. Tato hodnota je pro všechny části obvodu plně dostačující.



Obrázek 9: Proudová zatížitelnost plošného spoje pro tloušťku měděné fólie 35 μm . [34]

Výrobu navržené hlavní desky plošných spojů provedla firma MARPOS s.r.o. Podklady pro výrobu vyžádané firmou musely obsahovat dokumenty ve formátu GPI, v nichž byly uloženy jednotlivé vrstvy desky. Soubor top.gpi obsahuje předlohu pro výrobu vodivých cest umístěných na horní straně desky. Soubor bottom.gpi obsahuje předlohu pro výrobu vodivých cest umístěných na dolní straně desky. Soubory tstop.gpi a bstop.gpi obsahují předlohu pro výrobu nevodivých masek. Soubor tnames.gpi obsahuje předlohu pro výrobu potisku desky s označením jednotlivých součástek, přičemž potisk desky slouží k snadnější orientaci mezi součástkami, ale především pak k lepší orientaci mezi piny portu P0. Soubory drills.gpi a holes.dri slouží jako předloha pro vrtání otvorů desky. V souboru

tosaz.gpi je uložen osazovací plán pro vyráběnou desku. Soubor dimensions.gpi obsahuje rozměry a tvar vlastní desky. Mimo tyto dokumenty, požadoval výrobce i textový soubor obsahující další informace nutné pro výrobu. Zmíněný dokument obsahoval rozměry desky uvedené v mm, počet vrstev desky, šířku a tloušťku vodivých cest, velikost otvorů v desce a popis souboru GPI. Podle tohoto dokumentu také probíhala tvorba cenového návrhu. Veškeré výše zmiňované dokumenty jsou uvedeny jako příloha bakalářské práce.

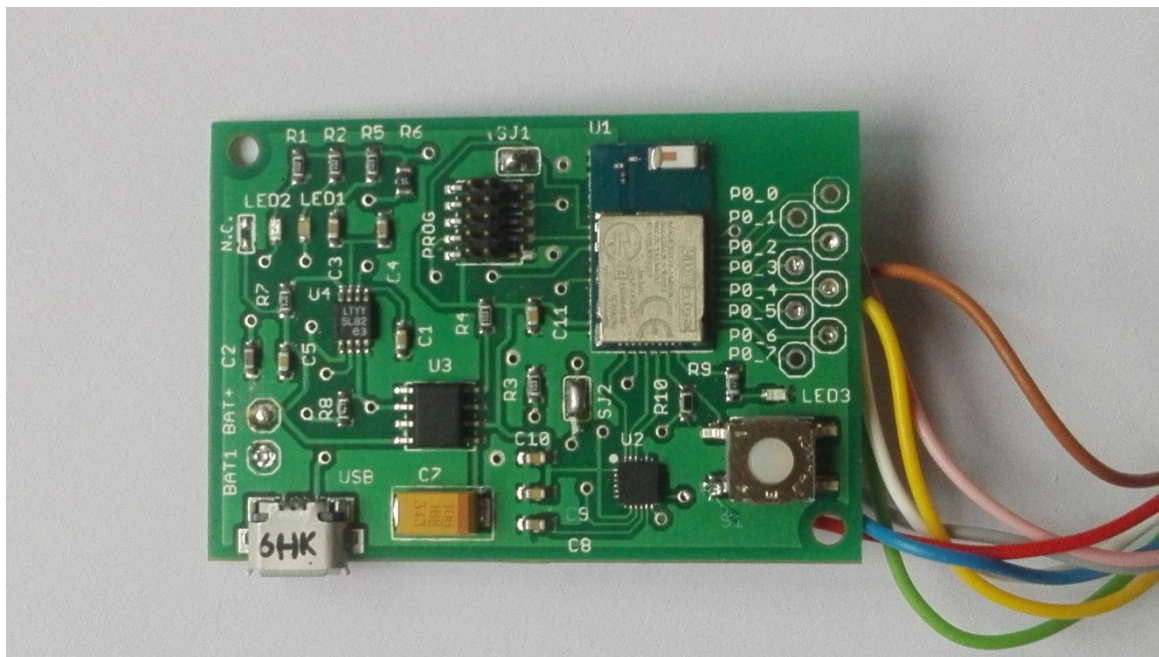
Výroba desky plošných spojů externího MPU9250 proběhla formou osvitů cuprexitové desky s fotocitlivou vrstvou. Na desku byla přiložena předloha vodivých cest vytištěná laserovou tiskárnou na průsvitnou folii. Samotné osvětlování desky probíhalo po dobu osmi minut v temné místnosti pomocí UV lampy. Po uplynutí stanovené doby osvitů byla z desky sejmuta folie s předlohou vodivých cest a takto připravená deska byla vložena do roztoku hydroxidu sodného (NaOH). Vlivem ponoření desky do roztoku hydroxidu sodného došlo k odstranění laku z míst nezastíněných předlohou. Po vytažení desky z roztoku byl zkontrolován průběžný stav a kvalita vytvořených cest. Následně byla deska vložena do roztoku chloridu železitého, důsledkem čehož došlo k odplavení těch částí měděné folie, které nebyly chráněny lakem. Po odplavení veškerých přebytečných částí měděné folie byla deska z roztoku vyjmuta a důkladně opláchnuta pod tekoucí vodou. Při kontrole vodivých cest nebyla nalezena žádná chyba, tudíž nebylo nutné desku dále vkládat do chloridu železitého ani frézovat nechtěné spoje vodivých cest. Jemným smirkovým papírem byl odstraněn již nepotřebný fotocitlivý lak a do desky byly vyvrtány otvory pro připojení pohyblivých vodičů. Osazení desky proběhlo ve školních laboratořích. Po nanesení cínové pasty na desku plošných spojů a umístění součástek na jim určené pozice, byla deska zahřívána horkým vzduchem, čímž došlo k vodivému spojení a uchycení součástek pomocí cínu. Při kontrole takto osazené desky nebyla odhalena žádná chyba vlivem nechtěného či špatného spojení vodivých cest.

Vodivé spojení mezi deskami je realizováno pomocí kabelu KST08-BLK dlouhého dva metry. KST08-BLK poskytuje osm vodičů se společným stíněním, nicméně využito bylo pouze sedm vodičů. Vodič hnědé barvy je nevyužit. Barevné značení vodičů v závislosti na jejich funkci je uvedeno v Tabulka 4.

Tabulka 4: Barevné značení vodičů.

barva vodiče	funkce vodiče
modrá	GND
červená	VDD
žlutá	SDI
zelená	SDO
bílá	SCLK
šedá	INT
růžový	NCS
hnědá	nevyužit

Fotografie vyrobené hlavní desky plošných spojů je uvedena na Obrázek 10.



Obrázek 10: Fotografie hlavní desky plošných spojů

5.6. Výběr akumulátoru

Výběr vhodného akumulátoru podléhal řadě kritérií. Základním a stěžejním kritériem pro jeho výběr byl typ elektrochemického systému. Jelikož celý elektrický obvod a především pak jeho část zajišťující dobíjení akumulátoru byly navrženy k interakci lithium-iontovými akumulátory, bylo nutné širokou škálu všech nabízených akumulátorů omezit na právě tento typ. Dalším podstatným faktorem hrajícím roli při výběru byla velikost jmenovitého napětí, které bylo již při návrhu obvodu stanoveno na 3,7 V. Z důvodu požadavku na co nejdelší dobu chodu zařízení bez nutnosti připojení k síťovému adaptéru bylo nutné brát také v potaz kapacitu akumulátoru. Také fyzické rozměry hrály významnou roli z důvodu minimalizace rozměrů celého zařízení. V závislosti na stanovených kritériích byl vybrán akumulátor Casio NP-40. Jedná se o Lithium-iontový akumulátor (zkráceně Li-ion) 3,7 V, 1230 mAh s rozměry 38,25×38,15×9,5 mm.

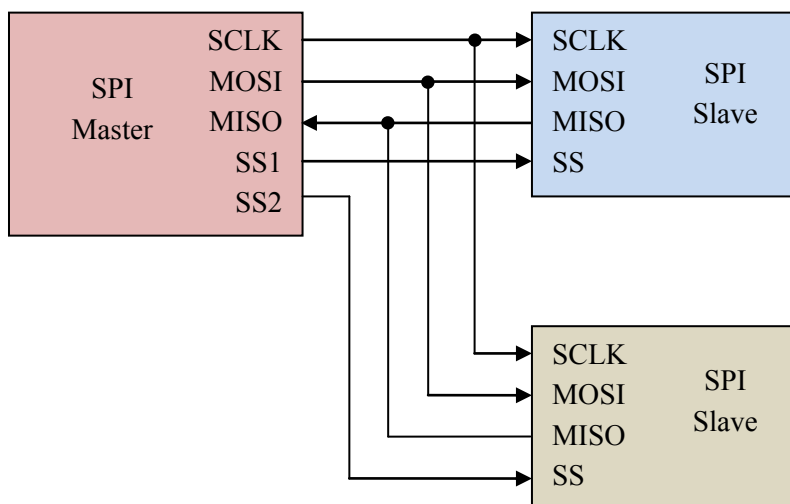
Tvar pouzdra zařízení, a především pak rozmístění kontaktních ploch pro připojení akumulátoru, zabraňuje jeho přepólování.

6. Přenos a zpracování dat

Přenos měřených dat lze rozdělit na dvě části, přenos mezi MPU9250 a BLE113 a přenos mezi BLE113 a osobním počítačem. Přenos dat mezi MPU9250 a BLE113 probíhá přímo na desce, pomocí SPI sběrnice. Přenos dat mezi BLE113 a osobním počítačem je realizován technologií Bluetooth Low Energy.

6.1. Komunikace mezi MPU9250 a BLE113

K přenosu dat mezi MPU9250 a BLE113 byla zvolena SPI sběrnice. SPI sběrnice (Serial Peripheral Interface) navržená firmou Motorola je sériová synchronní sběrnice využívaná především k přenosu dat na menší vzdálenosti, jakož tomu může být například při komunikaci prvků v rámci jedné desky plošných spojů. Rychlost tohoto rozhraní se uvádí v řádech jednotek až desítek Mbit/s a vzhledem k tomu, že v jeden časový okamžik mohou být data přijímány i odesílány, jedná se o tzv. duplexní komunikaci. Další obrovskou výhodou komunikace pomocí SPI rozhraní, je možnost volby délky bitového slova. Pro komunikaci mezi zařízeními typu master a slave pomocí SPI rozhraní je potřeba čtyř vodičů. Obecně se tyto vodiče označují jako „SCLK“, „MOSI“, „MISO“ a „SS“.



Obrázek 11: SPI sběrnice. [33]

Vodič označený jako „SCLK“ slouží k přenosu hodinového signálu, generovaného zařízením typu master. V technické dokumentaci BLE113 je výstup hodinového signálu označován jako „C“. Označení „MOSI“ neboli „Master Output, Slave Input“ uvádí, že touto komunikační cestou jsou odesílány data ve směru od zařízení řídicího (master) k zařízení podřízenému (slave). Označení „MISO“ neboli „Master Input, Slave Output“ uvádí, že touto komunikační cestou jsou odesílány data ve směru od zařízení podřízenému k zařízení řídicímu. Některé technické dokumentace, ovšem namísto označení „MISO“ a „MOSI“ užívají označení pinů „SDI“ a „SDO“. Zkratka „SDI“ neboli

„Seriál Data Input“ slouží k označení pinu, u kterého předpokládáme, že bude data přijímat. Naopak u pinu označeného jako „SDO“ neboli „Seriál Data Output“ předpokládáme, že se jedná o výstupní pin. Pokud tedy pin řídicího zařízení označený „SDO“ připojíme k pinu „SDI“ podřízeného zařízení, dostaneme spojení, které můžeme ekvivalentně označit jako „MISO“. Jelikož k řídicímu zařízení je možné fyzicky připojit více podřízených zařízení, je nutné aktivovat pouze to podřízené zařízení, se kterým má v daný okamžik probíhat komunikace. Tato aktivace podřízeného zařízení se provádí signálem označovaným jako „SS“ (Slave select) či „CS“ (Chip select). [32,33]

Při návrhu části elektrického obvodu zajišťující komunikaci MPU9250 a BLE113 bylo nejdříve nutné nastudovat technické dokumentace obou obvodů. Vlastní spojení těchto obvodů bylo navrženo za předpokladu, že BLE113 slouží jako řídicí zařízení a oba obvody MPU9250 budou sloužit jako podřízená zařízení. BLE113 poskytuje více alternativ SPI spojení, které se od sebe navzájem odlišují pouze v rozložení pinů (viz Tabulka 5). Pro komunikaci s MPU9250 umístěným na stejné desce jako BLE113 byla zvolena varianta „USART 0 SPI, Alt.2“ využívající port P1. Pro komunikaci s externím MPU9250 byla zvolena varianta „USART 1 SPI, Alt.1“ využívající port P0. Pin 24 obvodu MPU9250 je označený jako „SDI“. Jedná se tedy o sériový vstup a musí být připojen na pin P1.5 BLE113, který je v závislosti na zvolené alternativě připojení využíván jako výstup řídicího zařízení „MO“. Pin 9 obvodu MPU9250 slouží jako sériový digitální výstup, a proto jej bylo nutné připojit k pinu P1.4 BLE113, který slouží jako vstup řídicího zařízení. Pro přenos hodinového signálu slouží pin označený jako „C“ u BLE113 a jako „SCLK“ u MPU9250. Vývod MPU9250 s označením „nCS“ odpovídá označení „SS“ u obvodu BLE113. Piny portu P0 jsou zapojeny obdobným způsobem jako výše zmiňované zapojení pinů portu P1.

Tabulka 5: Mapa I/O pinů BLE113. [32]

Pin/funkce		P0								P1							
		7	6	5	4	3	2	1	0	7	6	5	4	3	2	1	0
USART 0 SPI	Alt.1			C	SS	MO	MI										
	Alt.2											MO	MI	C	SS		
USART 0 UART	Alt.1			RT	CT	TX	RX										
	Alt.2											TX	RX	RT	CT		
USART 1 SPI	Alt.1			MI	MO	C	SS										
	Alt.2											MI	MO	C	SS		
USART 2 UART	Alt.1			RX	TX	RT	CT										
	Alt.2											RX	TX	RT	CT		

Funkčnost SPI komunikace bylo nutné ověřit softwarově. Pomocí CC Debuggeru byl do BLE113 nahrán program, který měl za úkol přečíst data z registru MPU2950 s názvem „WHO_AM_I“. Registr je přístupný na adrese 75hex a jeho návratová hodnota je dle technické dokumentace 71 což bylo za pomoci zmiňovaného programu ověřeno. Komunikace mezi obvody, byť na bazální úrovni, byla tedy úspěšně navázána. Podrobnější popis nastavení parametrů komunikace je uveden v kapitole 7.1.

Stejným způsobem, jako výše popsaným způsobem propojení BLE113 a MPU9250 v rámci hlavní desky, bylo realizováno i spojení externího MPU9250 s BLE113 na hlavní desce. Ověření funkčnosti SPI komunikace mezi těmito obvody, proběhlo taktéž formou čtení registru externího MPU9250 s názvem „WHO_AM_I“, který je přístupný na adrese 75hex.

6.2.BLE přenos dat

Měřená data jsou odesílána jako obsahy GATT charakteristik, přičemž jsou definovány charakteristiky pro data z akcelerometrů a gyroskopu. Další definované GATT charakteristiky obsahují kupříkladu informace o názvu zařízení. Každá charakteristika má definovaný vlastní UUID což je zkratka pro Universally Unique Identifier neboli Univerzálně jedinečný identifikátor. UUID pro data z akcelerometrů a gyroskopů jsou uvedeny současně s bližším popisem charakteristik v kapitole 7. V charakteristice s UUID „2a00“ je uložen název zařízení.

V Tabulka 6 je popsána struktura dat charakteristiky „Gyro“. V Tabulka 7 je popsána struktura dat charakteristiky „Accel“. Délka datového obsahu těchto charakteristik je 12 byte. Charakteristika „Gyro“ obsahuje data z gyroskopů obou MPU9250. V horní polovině charakteristiky jsou uloženy data z gyroskopu MPU9250 umístěného na hlavní desce, dolní polovina charakteristiky poté obsahuje data gyroskopu externího MPU9250. Data jednotlivých os jsou rozděleny do dvou byte. Stejným způsobem jsou ukládány data akcelerometrů.

Tabulka 6: Struktura dat gyroskopů.

GATT	Gyro											
UUID	2ec2479a-e845-48fb-abff-2199784d96b3											
obvod	MPU9250 (hlavní deska)						MPU9250 (externí deska)					
data	X _h	X _l	Y _h	Y _l	Z _h	Z _l	X _h	X _l	Y _h	Y _l	Z _h	Z _l

Tabulka 7: Struktura dat akcelerometrů.

GATT	Accel											
UUID	2ec2479a-e845-48fb-abff-2199784d96b3											
obvod	MPU9250 (hlavní deska)						MPU9250 (externí deska)					
data	X _h	X _l	Y _h	Y _l	Z _h	Z _l	X _h	X _l	Y _h	Y _l	Z _h	Z _l

Pozn.: X_h,Y_h,Z_h... horní polovina dat osy X,Y,Z (v daném pořadí)

X_l,Y_l,Z_l...dolní polovina dat osy X,Y,Z (v daném pořadí)

7. Software

Firmware obvodu BLE113 je uveden v kapitole 7.1. Počítačová aplikace pro zpracování a vykreslení měřených dat je popsána v kapitole 0.

7.1.BLE113

Jak již bylo zmíněno v kapitole 5.2, k vytvoření funkčního programu a správného naprogramování BLE113 je nutné vytvořit několik souborů. Níže jsou stručně popsány stěžejní části kódu jednotlivých souborů.

Stěžejní části kódu, obsažené v souboru hardware.xml

```
<usart channel="0" mode="spi_master" alternate="2" polarity="positive" phase="1"
endianness="msb" baud="921600" endpoint="none" />
```

Výše uvedená část kódu stanovuje parametry komunikace, tedy určení BLE113 jako řídicího zařízení pro SPI komunikaci, či zvolenou alternativu vstupně výstupních pinů pro tuto komunikaci.

Stěžejní části kódu, obsažené v souboru gatt.xml

```
<characteristic uuid="2ec2479a-e845-48fb-abff-2199784d96b3" id="gyro">
  <description>Gyro</description>
  <properties notify="true"/>
  <value type="hex" length="12"/>
</characteristic>
```

Uvedená část kódu definuje GATT charakteristiku určenou pro zápis dat z gyroskopů o délce 12 byte.

Stěžejní části kódu, obsažené v souboru dkble113.bgs

```
call hardware_io_port_write(1,$4,$0)
call hardware_spi_transfer(0, 2, "\xF5\x00")(res, channel, data_len, data)
call hardware_io_port_write(1,$4,$4)
```

Výše uvedená část kódu aktivuje komunikaci s podřízeným zařízením pomocí přivedené nízké logické úrovně na pin NCS, přečte hodnotu registru WHO_AM_I a následně komunikaci s podřízeným zařízením ukončí přivedením vysoké logické úrovně na pin NCS. Rozdíl mezi čtením z registru a zápisem do něj je uveden v kapitole 5.1. Objasnění významu registru WHO_AM_I je uvedeno v kapitole 6.1.

```
call hardware_io_port_write(1,$4,$0)#CSX low
```

```
call hardware_spi_transfer(0, 2, "\x1B\x00")
```

```
call hardware_io_port_write(1,$4,$4)#CSX high
```

Uvedená část kódu slouží k nastavení maximálního rozsahu gyroskopu. Pomocí zápisu hodnoty do registru 27 je možné nastavit maximální rozsah gyroskopu na ± 250 °/s, ± 500 °/s, ± 1000 °/s nebo na ± 2000 °/s. Jelikož při měření posilovacího nářadí nejsou předpokládány vysoké hodnoty úhlové rychlosti, byl rozsah gyroskopu nastaven na ± 250 °/s.

```
call hardware_io_port_write(1,$4,$0)#CSX low
```

```
call hardware_spi_transfer(0, 2, "\x1C\x00")
```

```
call hardware_io_port_write(1,$4,$4)#CSX high
```

Výše uvedená část kódu slouží k nastavení maximálního rozsahu akcelerometru. Pomocí zápisu hodnoty do registru 28 je možné nastavit maximální rozsah akcelerometru na ± 2 g, ± 4 g, ± 8 g a nebo ± 16 g. V závislosti na předpokládané aplikaci zařízení na posilovací nářadí byl zvolen rozsah akcelerometru ± 2 g.

```
call hardware_io_port_write(1,$4,$0)
```

```
call hardware_spi_transfer(0, 2, "\xBB\x00")(res, channel, data_len, highByte(0:2))
```

```
call hardware_io_port_write(1,$4,$4)
```

```
call hardware_io_port_write(1,$4,$0)
```

```
call hardware_spi_transfer(0, 2, "\xBC\x00")(res, channel, data_len, lowByte(0:2))
```

```
call hardware_io_port_write(1,$4,$4)
```

```
accel_buff(0:1)=highByte(1:1)
```

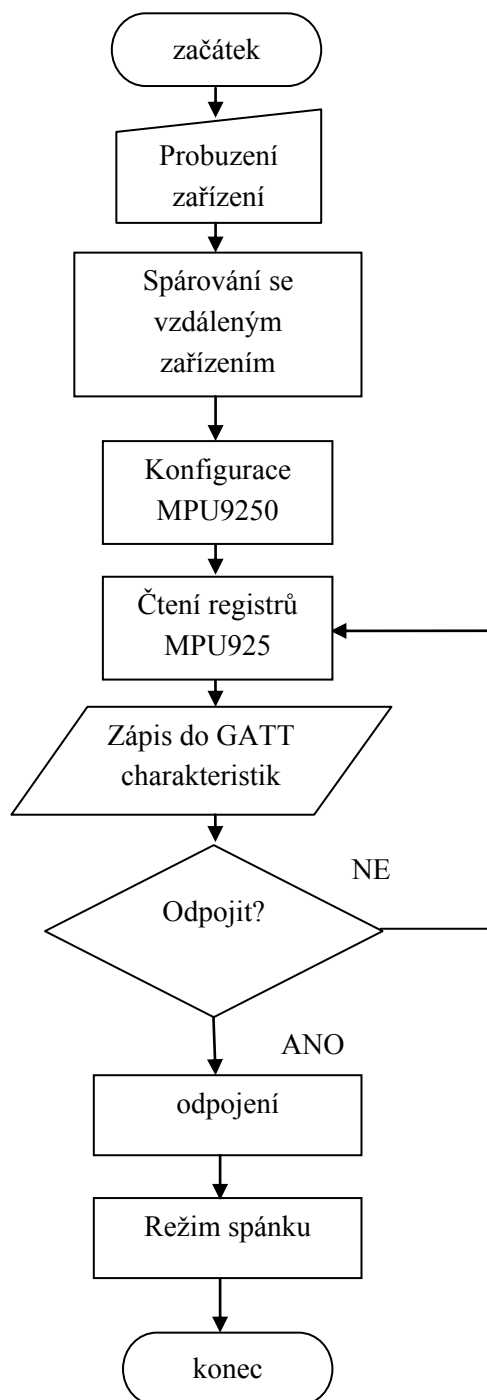
```
accel_buff(1:1)=lowByte(1:1)
```

Část kódu uvedená výše slouží ke čtení obsahů registrů 59 a 60. V těchto registrech jsou ukládána data akcelerometru pro osu X. Tyto data jsou následně ukládána do zásobníku pojmenovaného „*accel_buff*“. Data jsou do zásobníku ukládána dle kritérií stanovených komunikačním protokolem. Obdobným způsobem jsou čteny i registry s informacemi o zrychlení ve směru osy Y a Z a také všechny registry gyroskopu obsahující informace o úhlových rychlostech pro osy X, Y a Z. Jak již bylo zmíněno výše, je důležité všechny data ukládat do příslušných zásobníků ve formátu stanoveném komunikačním protokolem. Zápis obsahu zásobníků do příslušných GATT charakteristik zajišťuje následující část kódu.

```
call attributes_write(accel,0,12,accel_buff(0:12))
```

```
call attributes_write(gyro,0,12,gyro_buff(0:12))
```

Funkčnost BLE113 lze popsat vývojovým diagramem uvedeným na Obrázek 12 .



Obrázek 12: vývojový diagram komunikace pomocí BLE113

7.2.Zpracování dat osobním počítačem

Počítačový program pro zpracování přijatých dat byl vytvořen v programu Visual Studio 2013 programovacím jazykem c#. Vytvořené uživatelské rozhraní programu je uvedeno na **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.** Po spuštění programu se otevře okno uživatelského rozhraní s prozatím prázdnými grafy dat akcelerometrů a gyroskopů. Pro navázání komunikace je nutné mít v libovolném USB portu počítače vložený USB Bluetooth dongle. Volbu tohoto portu je nutné provést pomocí seznamu používaných portů v levé spodní části uživatelského rozhraní. V případě zvolení špatného portu, program uživatele varuje pomocí dialogového okna s hlášením o chybném zadání. Jestliže byl vybrán správný port, zpřístupní se tlačítko „Scan“ umístěné pod seznamem portů, které složí k zahájení vyhledávání okolních zařízení. Veškerá nalezená zařízení se zobrazují v seznamu, vlevo od použitého tlačítka, které ovšem již změnilo svoji funkčnost i název a nově je označeno jako „Connect“. K samotnému připojení se k zařízení je nutné jej zvolit ve zmiňovaném seznamu a stisknout tlačítko „Connect“. Při úspěšném navázání komunikace se správným zařízením se automaticky začnou vykreslovat přijatá data. Přijatá data musí splňovat kritéria komunikačního protokolu uvedeného v kapitole 6.2, v opačném případě není interpretace dat korektní. Ukládání přijatých dat probíhá automaticky do textového souboru, umístěném ve stejné složce jako celý program. Ovšem při přerušení komunikace a jejím opětovném navázání jsou dříve přijatá data nahrazena novými. Přerušení probíhající komunikace lze provést pomocí tlačítka „Disconnect“. Výpočet zrychlení pro jednotlivé osy proběhl dle vzorce 3.

$$a_x = \frac{a_{xGATT} \cdot rozsah}{počet\ hladin} \quad 3.$$

Kde: a_x [g]... je výsledná hodnota zrychlení pro danou osu
 a_{xGATT} [-]... je hodnota zrychlení pro danou osu získaná z GATT charakteristiky
 $rozsah$ [g]... je nastavený maximální rozsah akcelerometrů MPU9250
 $počet\ hladin$ [-]... je počet hladin A/D převodníku MPU9250 pro akcelerometr

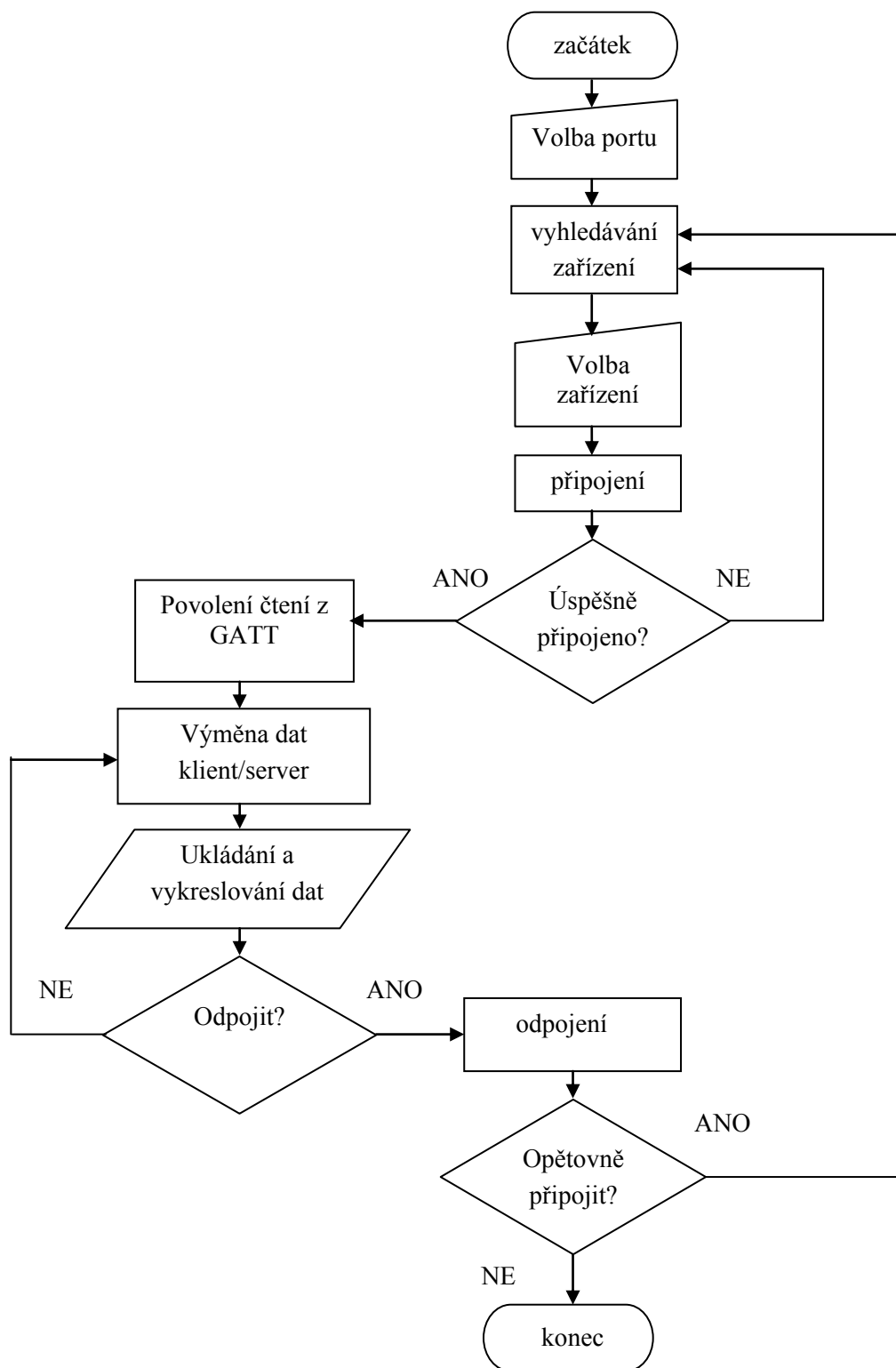
Rozsah akcelerometrů byl nastaven na hodnotu ± 2 g. Do vzorce je ovšem třeba dosadit absolutní hodnotu tohoto rozsahu, tedy 4 g. Jelikož MPU9250 obsahuje 16b A/D převodníky pro všechny osy akcelerometru i gyroskopu, byl počet hladin stanoven jako $(2^{16}) - 1$ neboli 65535. Výpočet zrychlení pro jednotlivé osy dle vzorce 3. vykonává počítačová aplikace. Výpočet úhlové rychlosti pro jednotlivé osy proběhl dle vzorce 4.

$$\omega_x = \frac{\omega_{xGATT} \cdot rozsah}{počet\ hladin} \quad 4.$$

Kde: ω_x [°/s]... je výsledná hodnota úhlové rychlosti pro danou osu
 ω_{xGATT} [-]... je hodnota úhlové rychlosti pro danou osu získaná z GATT charakteristiky
 $rozsah$ [°/s]... je nastavený maximální rozsah gyroskopů MPU9250
 $počet\ hladin$ [-]... je počet hladin A/D převodníku MPU9250 pro gyroskop

Rozsah gyroskopů byl nastaven na hodnotu ± 250 °/s. Do vzorce je ovšem třeba dosadit absolutní hodnotu tohoto rozsahu, tedy 500 °/s. Jelikož MPU9250 obsahuje 16b A/D převodníky pro všechny osy akcelerometru i gyroskopu, byl počet hladin stanoven jako $(2^{16}) - 1$ neboli 65535. Výpočet úhlové

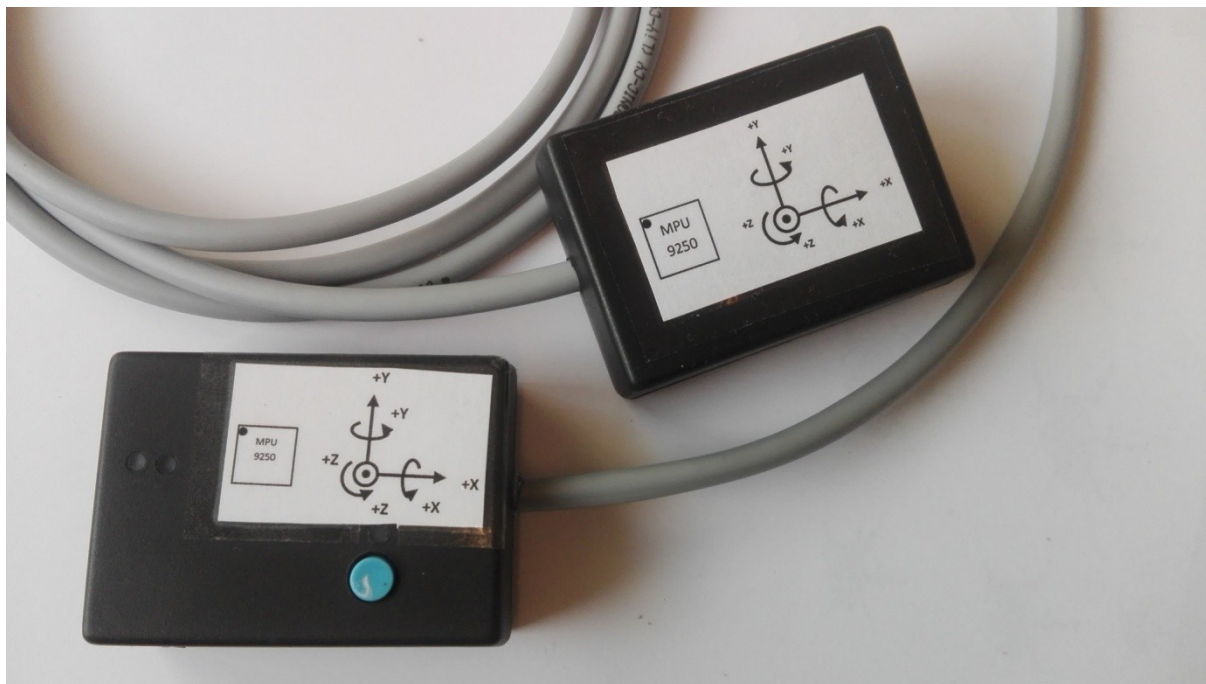
rychlosti pro jednotlivé osy dle vzorce 4. vykonává počítačová aplikace. Vývojový diagram počítačové aplikace je uveden na Obrázek 13.



Obrázek 13: Vývojový diagram počítačové aplikace

8. Testování

Hlavní deska a akumulátor byly uchyceny do pouzdra UK43P, jehož vnější rozměry jsou 48×67×26 mm. Do pouzdra byly udělány průsvitné otvory tak, aby byla skrze ně viditelná světelná signalizace. Na horní plochu pouzdra bylo umístěno označení orientace snímaných os vzhledem k pouzdru. Deska s externím MPU9250 byla uchycena také do pouzdra UK43P a stejně jako u pouzdra obsahující hlavní desku a akumulátor bylo na tomto pouzdře umístěno označení orientace snímaných os.



Obrázek 14: označení orientace pouzder

Vzhledem k předpokládané možnosti aplikace zařízení na jednoruční činky bylo nutné vyvážit hmotnost pouzdra obsahující externí MPU9250 s pouzdrům obsahujícím hlavní desku a akumulátor. Celková hmotnost hlavního pouzdra včetně akumulátoru je 75 g. Do pouzdra externího MPU9250 byly přidány závaží pro vyrovnání hmotností.

Délka pohyblivého vodiče je vzhledem k aplikaci na jednoruční činky a vzhledem k doporučeným cvikům dostatečná. Při správném provedení doporučených cviků, by se od sebe pouzdra neměla vzdálit více než 1,5 m, což při současné délce vodiče poskytuje rezervu 0,5 m na možné odchylky vzniklé vlivem nesprávného provádění cviků, či neodborné manipulace s zařízením. Doporučené cviky jsou:

- Zdvihy jednoručních činek vsedě (cvik zaměřený především na ramenní svalstvo)
- Předpažování jednoručních činek ve stoje. (cvik zaměřený především na ramenní svalstvo)
- Zdvihy jednoručních činek vleže. (cvik zaměřený především na svaly hrudníku)
- Bicepsově zdvihy jednoručních činek. (cvik zaměřený především na svaly paže)
- Tricepsově zdvihy jednoručních činek vleže. (cvik zaměřený především na svaly paže)
- Přítahy jednoručních činek k pasu v předklonu. (cvik zaměřený především na svaly zad)

Modifikace těchto cviků, jakožto využití odporových gum namísto jednoručních činek jsou možné. Cílem měření bylo posoudit správnou techniku, zejména pak rozsah pohybu při provádění zdvihů jednoručních činek vsedě. Tento cvik je zaměřený především na ramenní svalstvo a je důležité, aby při provedení cviku cvičenec zvedal obě jednoruční činky současně a ve stejném rozsahu pohybu. Nesprávné provedení cviku může poukazovat například na špatnou koordinaci pohybů, omezenou pohyblivost jedné z horních končetin či na svalovou dysbalanci. Vytvořené zařízení bylo připevněno na dvanáctikilové jednoruční činky tak, aby osa Y MPU9250 na hlavní i externí desce směřovala vzhůru, souběžně s hlavním směrem pohybu prováděného cviku. K posouzení rozsahu pohybu jednoručních činek vůči sobě byly využity data z akcelerometrů a znalost výchozí polohy jednoručních činek. Pokud je zdvih jednoručních činek prováděn současně a ve stejném rozsahu pohybu, měly by mít i změřené změny zrychlení obou jednoručních činek stejný průběh. Osy X a Z byly využity taktéž pro kontrolu techniky cviku. Jelikož vykonávaný cvik je charakteristický pohybem činek souběžně s osou Y, zrychlení ve směru os X a Z by mělo být co nejmenší. Veškeré níže uvedené průběhy zrychlení zachycují pouze část celého měření. Vybrány byly pouze ty části měření, při kterých byl vykonáván požadovaný pohyb. Nejsou zde tedy uvedeny části záznamu obsahující zdvih činek do výchozí polohy, zahájení cvičení či odložení činek.



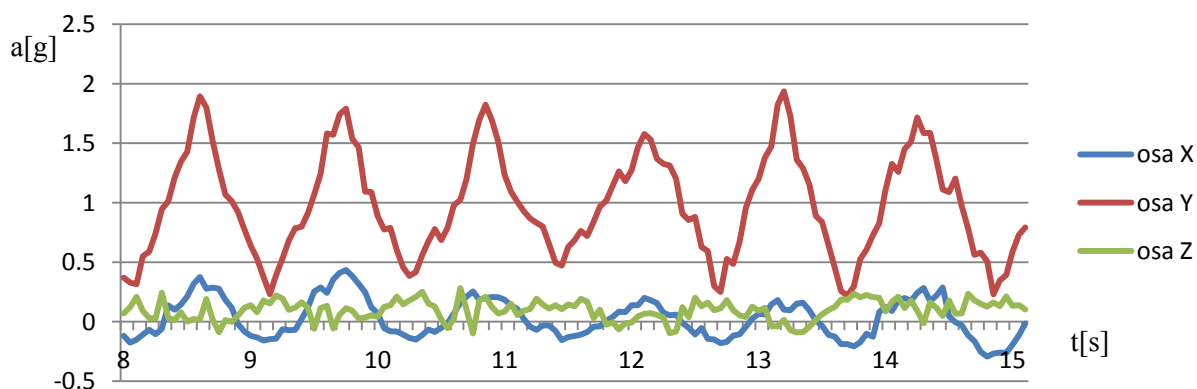
Obrázek 15: Aplikace zařízení na jednoruční činky.

Při prvním měření byla provedena správná technika cviku. Provedení cviku je uvedeno na Obrázek 16. Cvik byl zahájen zdvihem jednoručních činek z výchozí polohy. Výchozí poloha je uvedena na Obrázek 16 vlevo. Vzhledem k následujícím měřením je velice důležité, aby výchozí poloha obou činek byla ve stejné vzdálenosti od země. Jestliže by například výchozí poloha levé jednoruční činky byla níže než výchozí poloha pravé jednoruční činky, bylo by nutné tento rozdíl zohlednit při stanovení vzájemné polohy činek vůči sobě. Vzájemná poloha jednoručních činek byla tedy v tomto měření určována za předpokladu stejné výchozí pozice obou činek a pomocí změřených údajů o zrychlení.



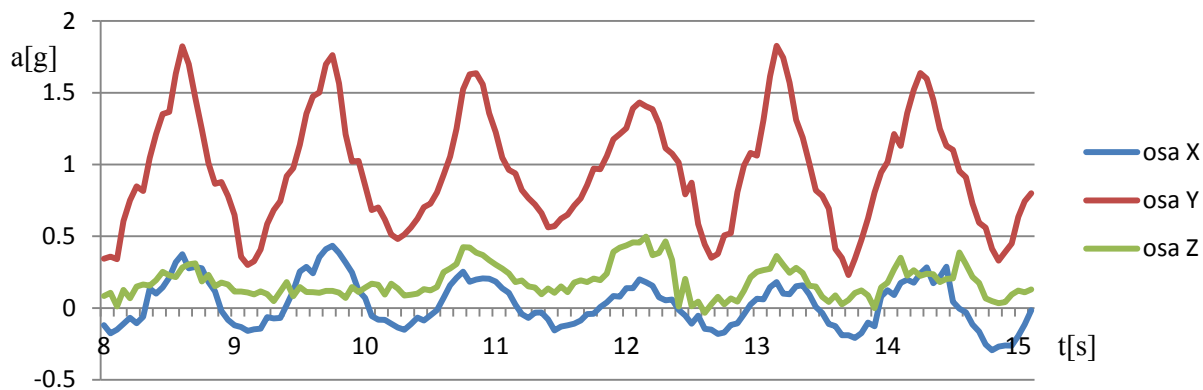
Obrázek 16: Správné provedení cviku.

Na Obrázek 17 jsou uvedeny průběhy zrychlení levé jednoruční činky pro osy X,Y a Z.



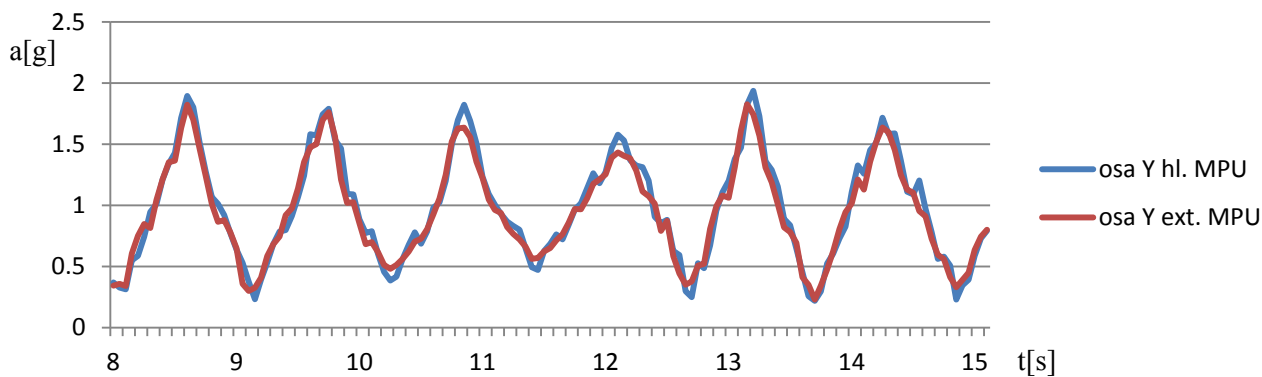
Obrázek 17: Vykreslení dat akcelerometru MPU9250 umístěného na levé jednoruční čince.

Na obrázku Obrázek 18 jsou uvedeny průběhy zrychlení pravé jednoruční činky pro osy X, Y a Z. Z Obrázek 17 a Obrázek 18 je patrné, že hlavní pohyb činek byl vykonáván skutečně ve směru osy Y, jelikož změny zrychlení jsou ve směru této osy nejvýraznější. Změny zrychlení se ovšem projeví i ve směrech os X a Z, jelikož fyziologicky není možné provést dokonalý pohyb pouze ve směru jedné osy. Tyto výchylky ve směru os X a Z mohou být tedy způsobeny vlivem anatomické stavby svalů a kloubů a také vlivem svalového třesu při vyvažování činky.



Obrázek 18: Vykreslení dat akcelerometru MPU9250 umístěného na pravé jednoruční čince.

Na Obrázek 19 jsou uvedeny průběhy zrychlení obou jednoručních činek v ose Y. Vzájemná podobnost průběhů zrychlení levé i pravé jednoruční činky poukazuje na souběžný pohyb obou jednoručních činek.



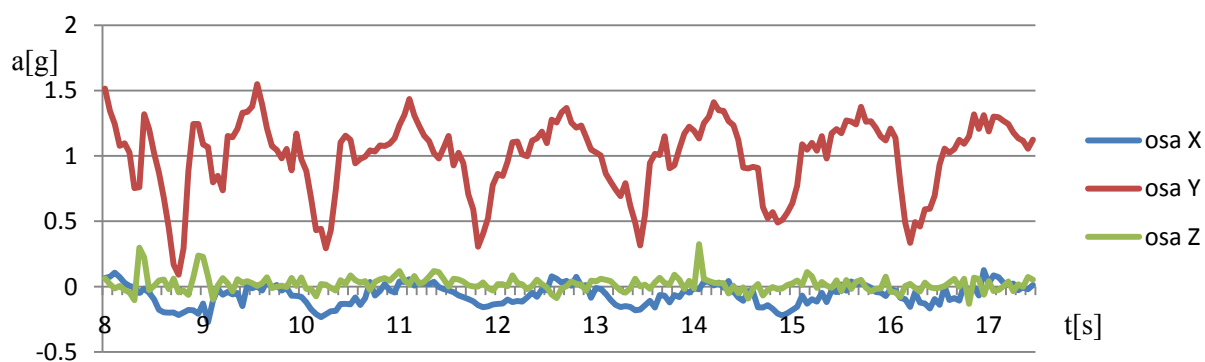
Obrázek 19: Porovnání průběhů os Y obou akcelerometrů.

Při druhém měření byla simulována nesprávná technika cviku. Výchozí poloha činek před začátkem cvičení byla stejná. Levou rukou byl vykonáván cvik v plném rozsahu pohybu, nicméně pravou rukou byla činka zvedána pouze do poloviny plného rozsahu pohybu. Nesprávné provedení cviku je uvedeno na Obrázek 20.



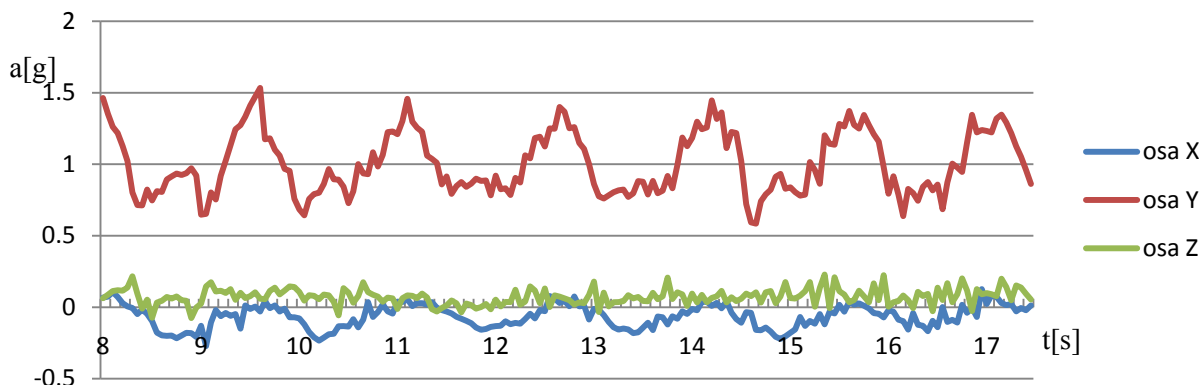
Obrázek 20: Nesprávné provedení cviku.

Na Obrázek 21 Obrázek 17 jsou uvedeny průběhy zrychlení levé jednoruční činky pro osy X, Y a Z.



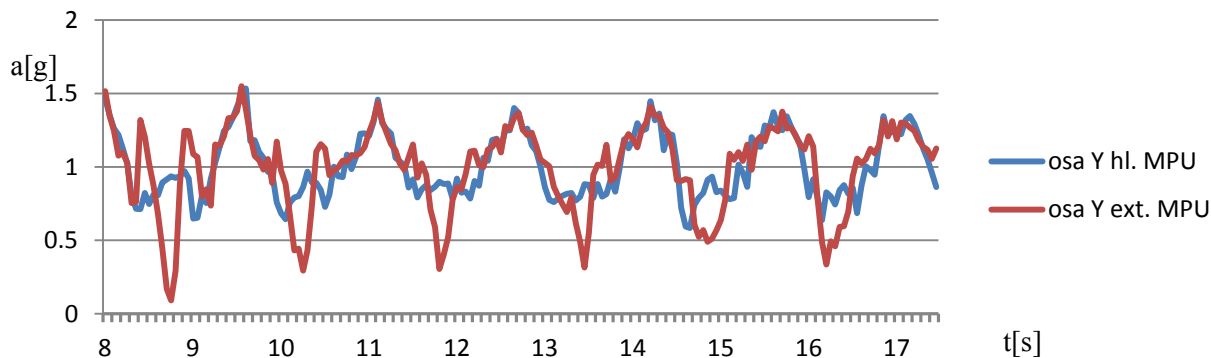
Obrázek 21: Vykreslení dat akcelerometru MPU9250 umístěného na levé jednoruční čince.

Na Obrázek 22 jsou uvedeny průběhy zrychlení pravé jednoruční činky pro osy X,Y a Z.



Obrázek 22: Vykreslení dat akcelerometru MPU9250 umístěného na pravé jednoruční čince.

Na Obrázek 23 jsou uvedeny průběhy zrychlení obou jednoručních činek v ose Y. Z průběhů je patrné, že zvedání činek z výchozí polohy probíhalo vždy současně. Následná změna zrychlení vyjadřující dosažení vrcholné fáze pohybu je ovšem pro obě jednoruční činky rozdílná. Změna zrychlení vyjadřující dosažení vrcholné fáze pohybu byla u pravé jednoruční činky změřena dříve, než u levé jednoruční činky. Můžeme tedy prohlásit, že pravá činka vykonávala kratší trajektorii pohybu než činka levá.



Obrázek 23: Porovnání průběhů os Y obou akcelerometrů.

9. Závěr

Hlavním cílem této bakalářské práce bylo vytvořit zařízení pro měření pohybů posilovacího nářadí a software pro osobní počítač určený k zobrazení měřených dat a jejich interpretaci. Neméně důležitým úkolem této práce poté bylo ověření funkčnosti vytvořeného zařízení jeho aplikací na posilovací nářadí a provedení kontrolního měření.

V teoretické části jsou uvedeny důvody pro měření pohybů posilovacího nářadí jak z rehabilitačního hlediska, tak z hlediska využití ve fitness či při diagnostice. Při monitorování pohybů v průběhu rehabilitace slouží získaná data mimo jiné pro posouzení účinnosti rehabilitace. Při diagnostice lze získaná data využít k posouzení koordinace pohybů. Z hlediska fitness lze využít k zlepšení silových či vytrvalostních schopností oba výše uvedené důvody k měření pohybů posilovacího nářadí. Dále jsou v teoretické části uvedeny možnosti měření pohybů a popis funkce inerciálních senzorů a prvků v nich obsažených.

Navržené zařízení lze rozdělit na tři základní části, jmenovitě tedy na část určenou k měření, část zajišťující komunikaci a třetí, neméně podstatnou část tvoří obvody zajišťující napájení a nabíjení. Měřicí část využívá dvou, vzájemně nezávislých inerciálních senzorů MPU9250. Nezávislost senzorů vůči sobě je zajištěna jejich umístěním na rozdílné desky plošných spojů, které jsou vzájemně propojeny pohyblivým kabelem. Jeden ze zmiňovaných senzorů je umístěn na desce plošných spojů společně s komunikační a napájecí částí, druhý inerciální senzor je umístěn na vlastní desce plošných spojů. Komunikace mezi navrženým zařízením a osobním počítačem je založena na využití obvodu BLE113. BLE113 je modul určený k bezdrátové komunikaci prostřednictvím standardu Bluetooth Low Energy. Ke komunikaci mezi inerciálními senzory a obvodem BLE113 byla využita SPI sběrnice.

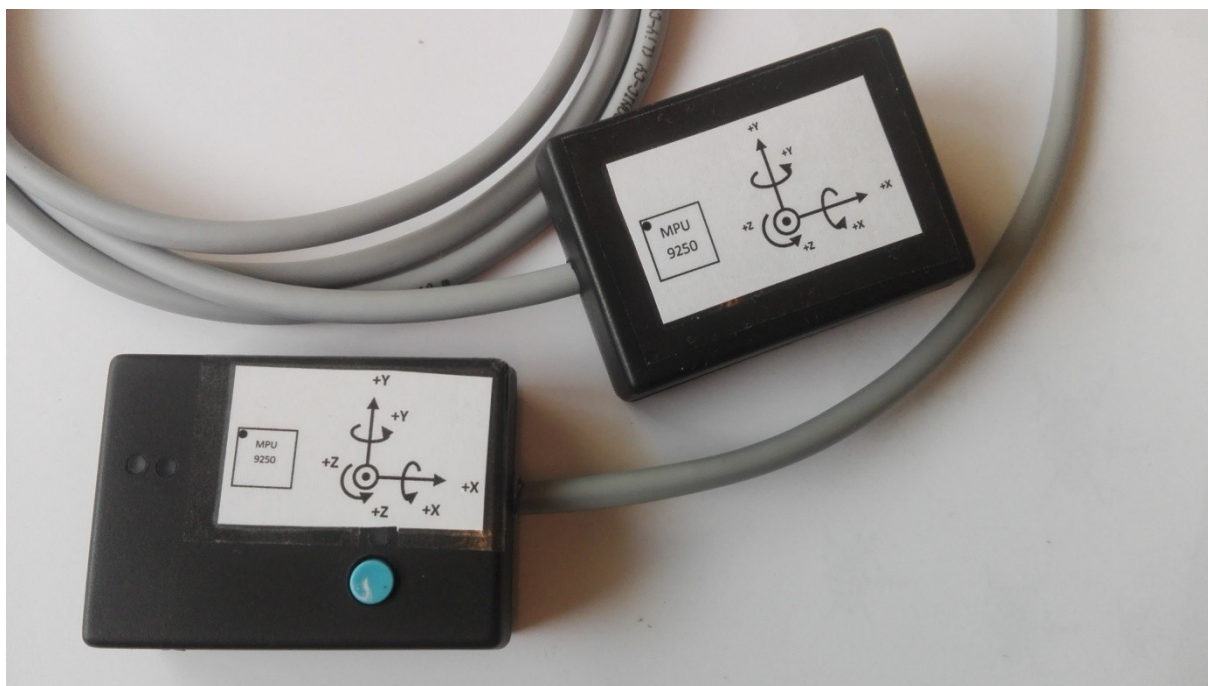
Návrh elektrického obvodu a desek plošných spojů proběhl v programu EAGLE 7.1.0.. Deska plošných spojů obsahující obvod BLE113 byla vyrobena firmou MARPOS s.r.o. Deska plošných spojů obsahující externí MPU9250 byla vyrobena v domácích podmínkách.

Program zajišťující správnou funkci obvodu BLE113 je psán programovacím jazykem BGScript. Zpracování přijatých dat a jejich interpretaci pomocí osobního počítače zajišťuje vytvořený program psaný programovacím jazykem c#.

Pro testovací měření byl zvolen cvik s jednoručními činkami zaměřený na ramenní svalstvo. Na jednu činku bylo umístěno pouzdro obsahující hlavní desku plošných spojů a akumulátor a na druhou činku bylo umístěno pouzdro s externím MPU9250. Testování bylo provedeno při vykonávání správné a nesprávné techniky zdvihů jednoručních činek vsedě. Při zdvihu jednoručních činek vsedě provedeném správnou technikou byly sledované průběhy zrychlení v ose Y podobné pro levou i pravou jednoruční činku. Díky znalosti výchozí polohy a průběhům zrychlení jednoručních činek byla ověřena správná technika cviku z hlediska vzájemné pozice činek vůči sobě. Při zdvihu jednoručních činek vsedě provedeném nesprávnou technikou se sledované průběhy zrychlení v ose Y pro levou i pravou jednoruční činku výrazně lišily. Změřené odchylky průběhů poukazují na nesprávně provedenou techniku cviku. Provedenými testovacími měřeními bylo zjištěno, že vytvořené zařízení je plně funkční a vhodné pro měření pohybů posilovacího nářadí.

Možné budoucí úpravy a vylepšení tohoto zařízení by mohly spočívat v bezdrátové komunikaci mezi senzory, také by bylo možné pokusit se dále zmenšit rozměry zařízení. Další možnou výraznou úpravou tohoto zařízení by mohlo být v závislosti na míře minimalizace umístění hardwaru do náramku a realizovat tak snímání pohybů horních končetin namísto snímání posilovacího nářadí.

Možné budoucí úpravy počítačové aplikace by mohly spočívat v její optimalizaci z hlediska vykreslení dat v reálném čase či v možnostech dalšího zpracování naměřených dat.



Obrázek 24: Hotový výrobek

Seznam literatury

- [1] Měkota, K. (1983). *Kapitoly z antropomotoriky I*. Olomouc: UP
- [2] Vobr, R. (2003). *Možnosti testování pohybových schopností a dovedností*. In.: *Antropomotorika 2003*. Banská Bystrica: UMB FHV, SVSTVŠ.
- [3] Čelíkovský, S., Blahuš, P., Chytráčková, J., Kasa, J., Kohoutek, M., Kovář R., Měkota, K., Stráňai K., Štěpnička, J., & Zaciorskij, V. M. (1990). *Antropomotorika pro studující tělesnou výchovu*. Praha: SPN.
- [4] WHITE, L.J., S.C. MCCOY, V. CASTELLANO, G. GUTIERREZ, J.E. STEVENS, G.A. WALTER a K. VANDENBORNE. *Resistance training improves strength and functional capacity in persons with multiple sclerosis*. *Multiple Sclerosis* [online]. 2004, 10(6), 668-674 [cit. 2017-01-05]. DOI: 10.1191/1352458504ms1088oa. ISSN 13524585.
- [5] DEBOLT, Louisa S a Jeffrey A MCCUBBIN. The effects of home-based resistance exercise on balance, power, and mobility in adults with multiple sclerosis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2004, 85(2), 290-297 [cit. 2017-01-05]. DOI: 10.1016/j.apmr.2003.06.003. ISSN 00039993.
- [6] JURČICOVÁ, Ilona. *Rehabilitace pacientů se sklerózou multiplex kombinovaným tréninkem: vývoj parametrů transportního systému*. Klinika funkční diagnostiky a rehabilitace LF MU Brno, 2006. Vedoucí práce Doc. MUDr. Petr Dobšák, CSc.
- [7] VESELÁ, Barbora. *Hodnocení svalové síly po kardiovaskulární rehabilitaci u pacientů s chronickou ischemickou chorobou srdeční*. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta, Brno, 2009. Vedoucí práce Mgr. Veronika Chludilová.
- [8] KING, A.D. *Inertial Navigation – Forty Years of Evolution*. *GEC REVIEW, VOL. 13* [online]. 1998, 1998(3), 140-149 [cit. 2017-01-05]. Dostupné z: http://deanspacedrive.org/wp-content/uploads/2010/07/inertial_navigation_introduction.pdf
- [9] WOODMAN, Oliver J. *An introduction to inertial navigation*. *Technical reports published by the University of Cambridge* [online]. 2007, (696) [cit. 2017-01-05]. ISSN 1476-2986. Dostupné z: <http://www.cl.cam.ac.uk/techreports/UCAM-CL-TR-696.pdf>
- [10] BOBALÍK, Lukáš. *Využití senzorů MEMS pro lokální určení polohy*. Brno, 2014. Diplomová práce. VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ. Vedoucí práce Prof. Ing. Vladislav Musil, CSc.
- [11] KUTÍLEK, Patrik a Adam ŽIŽKA. *Vybrané kapitoly z experimentální biomechaniky*. V Praze: České vysoké učení technické, 2012. ISBN 9788001049938.
- [12] HAMADA, Vladimír. *Automatická kalibrace inerciálních senzorů*. Brno, 2014. Diplomová práce. VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ. Vedoucí práce Ing. TOMÁŠ MACHO, Ph.D.
- [13] SPIŠAK, Jan, Martin IMRAMOVSKÝ a Marek PENHAKER. *Snímače a senzory v biomedicině*. Ostrava, 2007. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.

- [14] LACHNIT, Zdeněk. *Inerciální snímače pro zpřesňování odometrie mobilních robotů*. Brno, 2007. VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ. Vedoucí práce Ing. Pavel Houška. PhD.
- [15] ŠKUTA, Jaromír a Jiří KULHÁNEK. Týmové práce na vývoji měřicího systému na bázi MEMs senzorů. *Studijní materiály pro studijní obor Fakulty strojní*. Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava, 2012, 1, 43.
- [16] ČIŽMÁR, Jan. *Současnost a budoucnost inerciálních MEMS senzorů*. Univerzita obrany, Kounicova 65, 662 10 Brno, 9. Dostupné z: <http://old.roznovskastredni.cz/dwnl/pel2011/06/cizmar.pdf>
- [17] DOLEŽALOVÁ, Eva. *Využití inerciálních senzorů ve fyzioterapii*. Praha, 2012. Bakalářská práce. Univerzita Karlova v Praze. Vedoucí práce MUDr. Bc. Petra Sládková.
- [18] SVOZÍLKOVÁ, Pavlína. *Využití technických prostředků pro posouzení vlivu rehabilitace na pohyb horních končetin*. Praha, 2011. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze. Vedoucí práce Ing. Karel Hána, Ph.D.
- [19] SLÁDKOVÁ, MUDr. Bc. Petra. *Funkční hodnocení motoriky u pacientu s poškozením mozku před zahájením a po ukončení intenzivní rehabilitace (s cílem dosažení obnovy fyziologických funkcí horní končetiny)*. Praha, 2012. Univerzita Karlova v Praze.
- [20] GARZINOVÁ, Romana. *Prvky řídicích systémů*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univrezita, 2012. ISBN 9788024825816.
- [21] JENČÍK, Josef a Jaromír VOLF. *Technická měření*. Vydavatelství ČVUT, 2003.
- [22] PIKULA, J. *Návrh absolutních snímačů polohy s Hallovými sondami*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2009. 67 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Pavel Houška, Ph.D.
- [23] Jiří Svoboda: *Principy a perspektivy technologie bluetooth*, Sdělovací technika 8/2004
- [24] ČERNÝ, Martin a Marek PENHAKER. *Biotelemetrie*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2007. ISBN 9788024816050.
- [25] PRAVDA, Ivan. *Bluetooth*. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická. Dostupné z: http://data.cedupoint.cz/oppa_e-learning/2_KME/080.pdf
- [26] Erik Dahlgren a Hasan Mahmood. *Evaluation of indoor positioning based on Bluetooth Smart technology*. MA thesis. Chalmers University of Technology, 2014. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/2961/435e73a2348075602d3e89d24ce20429f74d.pdf>
- [27] *Specifikace rádiové části systému Bluetooth* [online]. [cit. 2017-01-05]. Dostupné z: <http://www.elektrorevue.cz/clanky/04003/index.html>
- [28] STUDENIC, Adam. *Analýza beacon systému na Bluetooth Low Energy*. Brno, 2016. Diplomová práce. Masarykova univerzita. Vedoucí práce RNDr. Bc. Jonáš Ševčík.

- [29] CELENG, M. *Systém lokalizace uvnitř budov*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2016. 51 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Vladimír Levek.
- [30] INVENSENSE INC. *MPU-9250 Product Specification*. 2016, 42 s. PS-MPU-9250A-01. [online]. [cit. 2017-01-05]. Dostupné také z: <https://www.invensense.com/wp-content/uploads/2015/02/PS-MPU-9250A-01-v1.1.pdf>
- [31] INVENSENSE INC. *MPU-9250 Register Map and Descriptions*. 2015, 55 s. RM-MPU-9250A-00. [online]. [cit. 2017-01-05]. Dostupné také z: <https://www.invensense.com/wp-content/uploads/2015/02/RM-MPU-9250A-00-v1.6.pdf>
- [32] SILICON LABS. *BLE113 DATA SHEET*. 2015, 32 s. [online]. [cit. 2017-01-05] Dostupné také z: <http://www.silabs.com/documents/login/data-sheets/BLE113-DataSheet.pdf>
- [33] PRAUZEK, Michal. *Přednáška 6: VRS*. 2017. [online]. [cit. 2017-01-05] Dostupné také z: http://homel.vsb.cz/~pra132/vrs/VRS_prednaska6.pdf
- [34] LINEAR TECHNOLOGY. *LTC4052-4.2 DATASHEET: Lithium-Ion Battery Pulse Charger with Overcurrent Protection*. [online]. [cit. 2017-01-05]. Dostupné také z: <http://cds.linear.com/docs/en/datasheet/405242f.pdf>
- [35] *Elektrické vlastnosti kresby plošného spoje: Proudová zatížitelnost plošného spoje* [online]. [cit. 2017-04-10]. Dostupné z: <https://www.citacepro.com/dokument/zpWwMN10REc0v7D1>
- [36] TEXAS INSTRUMENTS INCORPORATED. *TPS775xx, TPS776xx DATASHEET: TPS775xx with RESET Output, TPS776xx with PG Output FAST-TRANSIENT-RESPONSE 500mA LOW-DROPOUT VOLTAGE REGULATORS*. SLVS232J. Dostupné také z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tps775.pdf>

Přílohy

Seznam příloh

Příloha I (Zapojení obvodu určeného k měření pohybů posilovacího nářadí)	49
Příloha II (schéma zapojení a deska plošných spojů externího MPU9250)	51
Příloha III (deska plošných spojů obvodu ze schématu 1)	52
Příloha IV (seznam použitých součástek)	53
Příloha na CD/DVD. (firmware BLE113, počítačová aplikace, návrh elektrického obvodu hlavní a externí desky, návrh desky plošných spojů hlavní a externí desky, podklady pro výrobu desek plošných spojů)	

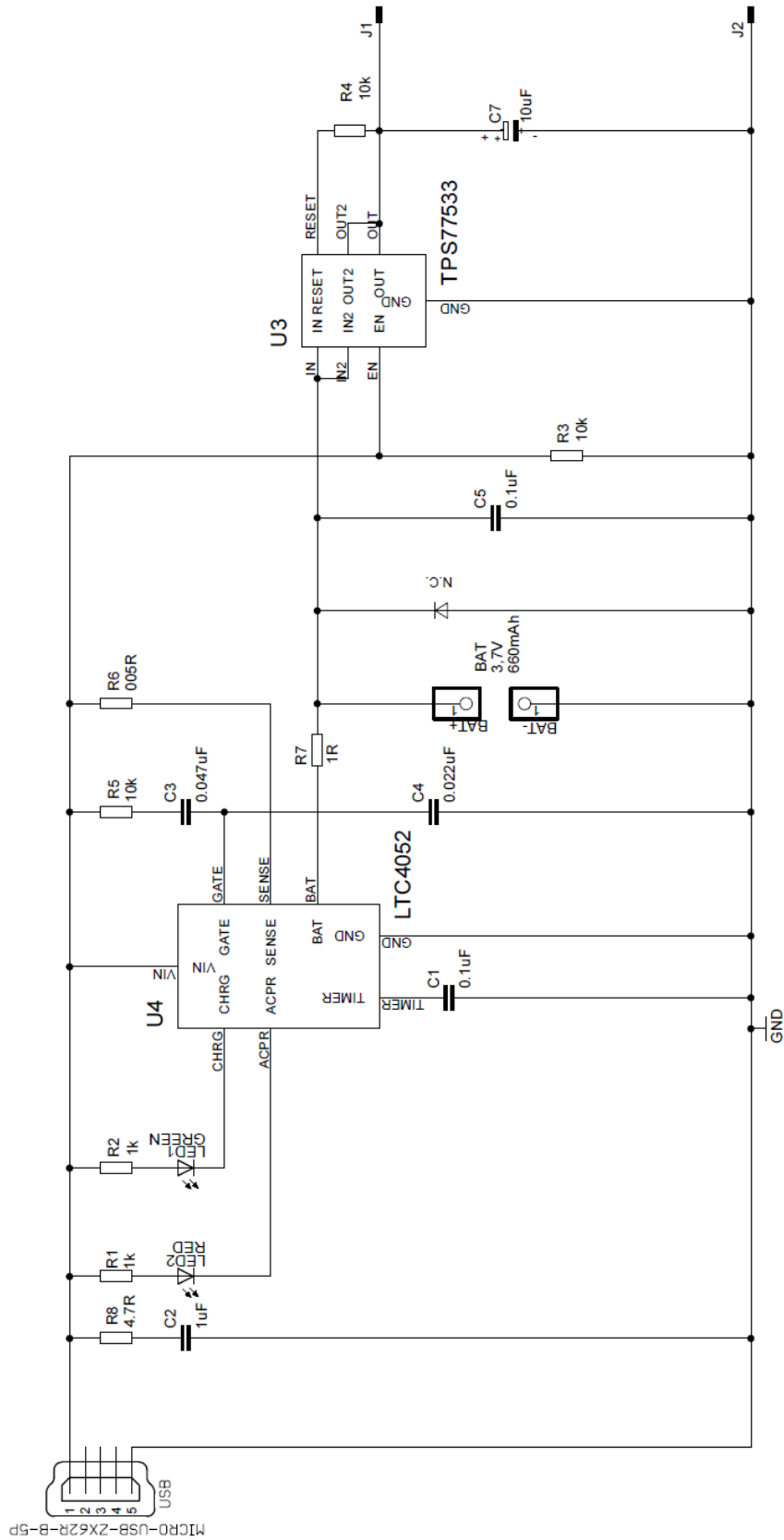


Schéma 1: Zapojení obvodu určeného k měření pohybu posilovacího náradí (1/2)

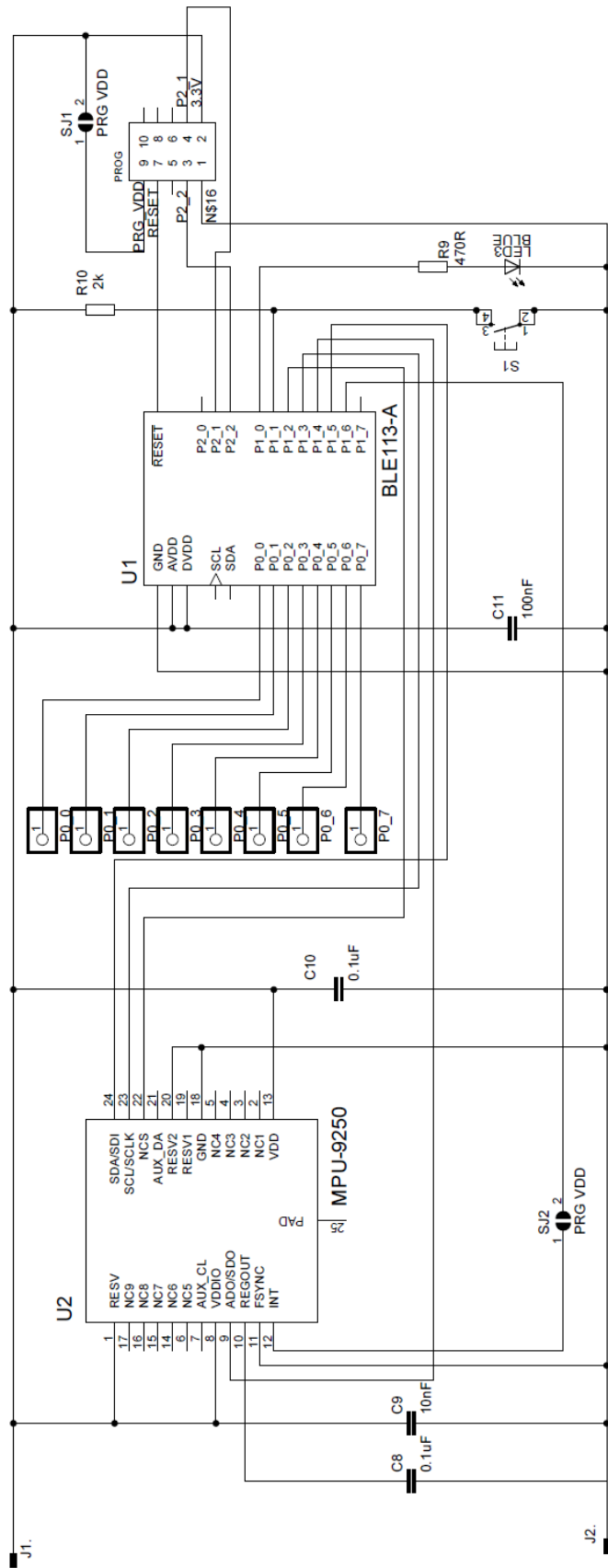
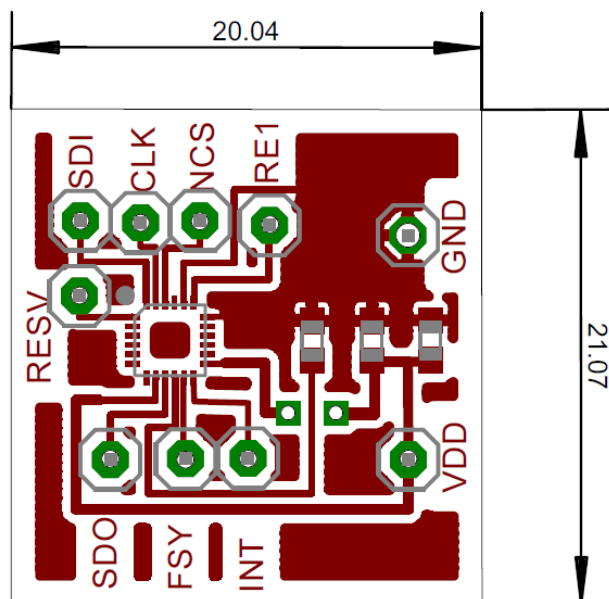
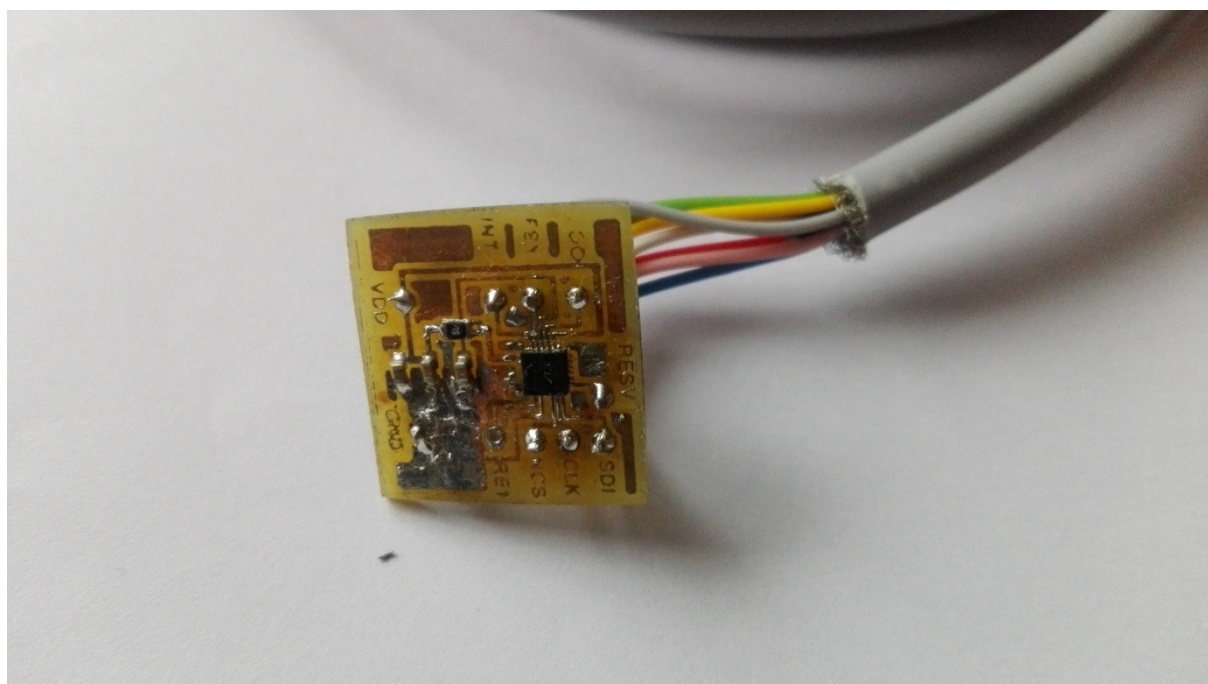


Schéma 1: Zapojení obvodu určeného k měření pohybů posilovacího nářadí (2/2)

Příloha II

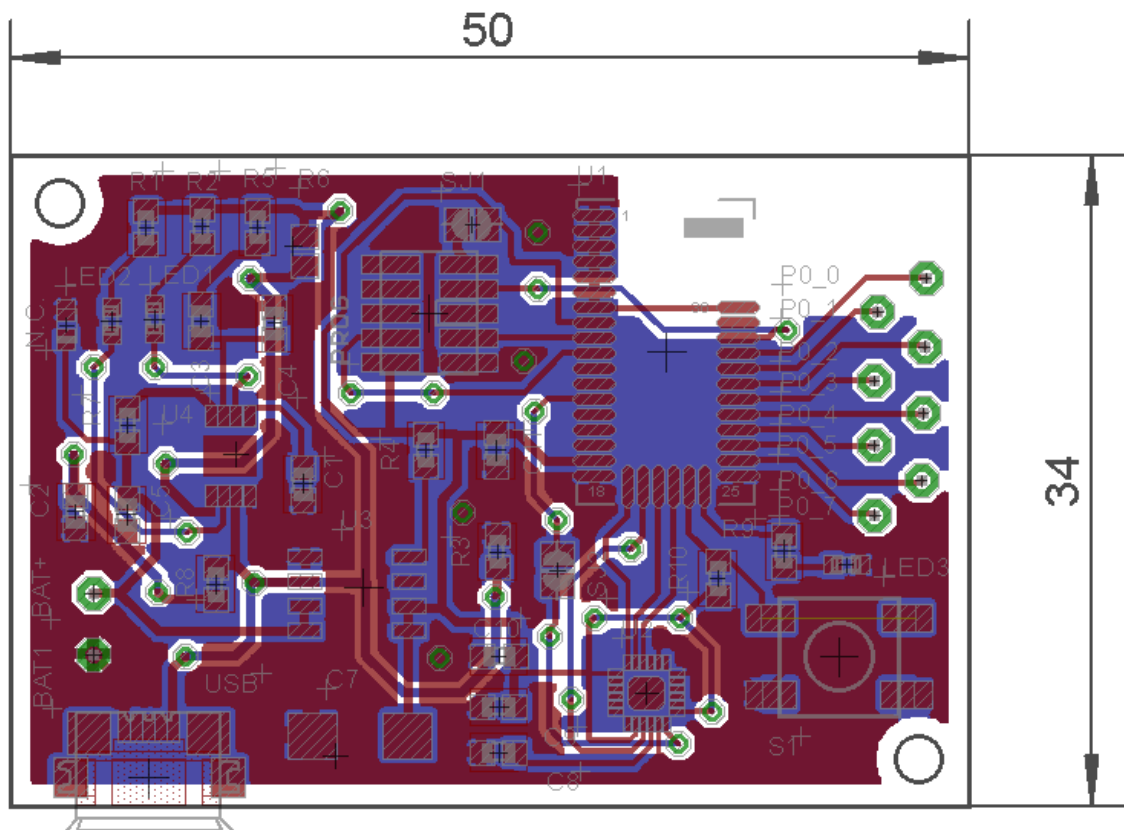


Obrázek 1: deska externího MPU9250 (rozměry desky jsou uvedené v mm)

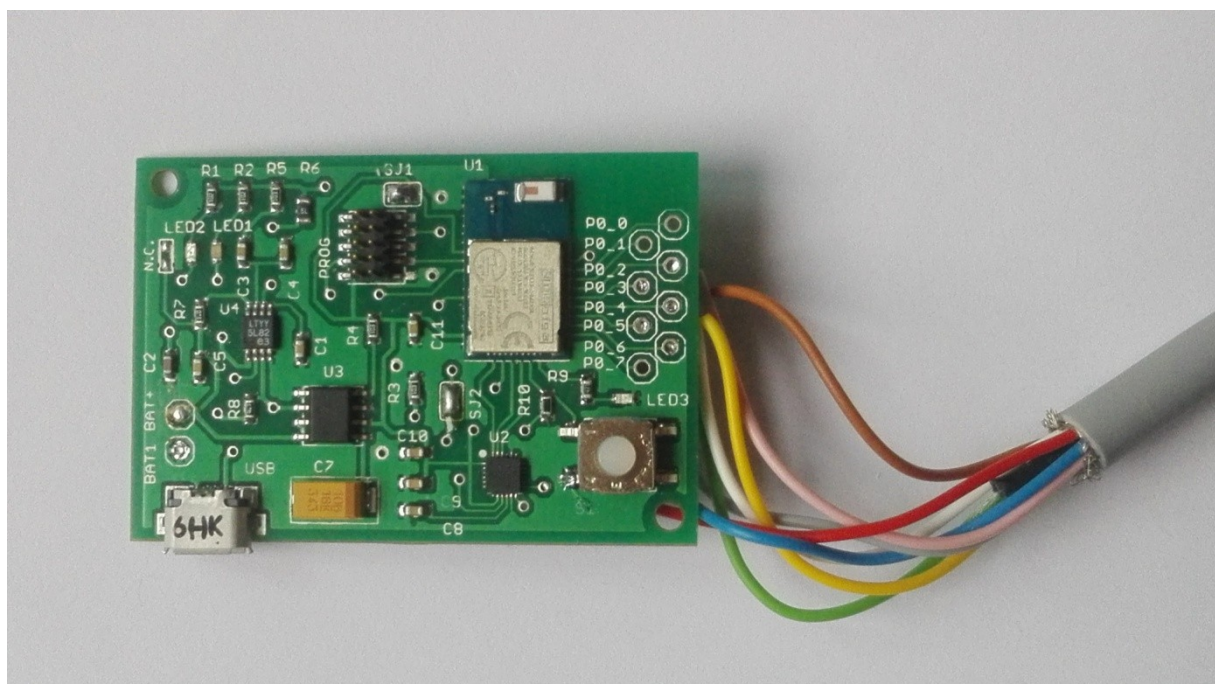


Obrázek 2: Fotografie osazené desky plošných spojů externího MPU9250

Příloha III



Obrázek 3: Deska plošných spojů ke schématu 1 (rozměry desky jsou uvedené v mm)



Obrázek 4: Fotografie hlavní desky plošných spojů

Příloha IV

Tabulka 1: seznam součástek

NAME	VALUE	PACKAGE	INFORMATION
C1, C5, C8, C10, C11	0.1uF	C0603	0.1 μ F, 10 V, \pm 10%, X5R
C2	1uF	C0603	1 μ F, 6.3 V, \pm 20%, X5R
C3	0.047uF	C0603	0.047 μ F, 10 V, \pm 10%, X5R
C4	0.022uF	C0603	0.022 μ F, 10 V, \pm 10%, X5R
C7	10uF		10uF 10V, 0.6 ohm
C9	10nF	C0603	0.01 μ F, 10 V, \pm 20%, X5R
LED1	GREEN	SML0603	Zelená, SMD, 20 mA, 2.2 V, 560 nm
LED2	RED	SML0603	Červená, SMD, 20 mA, 2 V, 620 nm
LED3	BLUE	SML0603	Modrá, SMD, 20 mA, 3.2 V, 475 nm
N.C.	-	D0603	nezapojena
PROG	-	20021121	Konektor Deska-Deska, Pravoúhlý, 10 Kontaktů, Header, 1.27 mm
R1,R2	1k	R0603	1 kohm, 75 V, 100 mW, \pm 5%
R3,R4,R5	10k	R0603	10 kohm, 75 V, 100 mW, \pm 5%
R6	0.05R	2012	SMD Čipový Rezistor, Výkonový Kovový Proužek, 0.005 ohm, 0805 [2012 Metrické], 1 W, \pm 1%
R7	1R	R0603	1 ohm, 75 V, 100 mW, \pm 5%
R8	4.7R	R0603	4.7 ohm, 75 V, 100 mW, \pm 5%
R9	470R	R0603	470 ohm, 75 V, 100 mW, \pm 1%
R10	2k	R0603	2 kohm, 75 V, 100 mW, \pm 1%
S1	-	-	Taktilní Spínač, Neosvětlený, 32 V, 50 mA
U1	BLE113-A	-	BLE113-A, sf-bluegiga
U2	MPU-9250	-	LEAD-QFN24
U3	TPS77533	-	Pevný LDO Napěťový Regulátor, 2,7 V až 10 V, 169 mV Pokles, 3,3Vout, 500mAout
U4	LTC4052	-	Nabíječka Baterií pro 1 Článek Li-Ion baterie, 10V vstup, 4.2V / 1A nabíjení
USB	MICRO-USB	-	Micro USB Typ B, USB 2.0, Zásuvka, 5 Cest, Plošná Montáž, Pravoúhlý
BAT	Dobíjecí Baterie	-	Dobíjecí Baterie, CC/CV, Lithium Ion, 1230 mAh, 3.7 V,
UK43P	Plastová krabička	-	48×67×26 mm