



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

Diplomová práce

Experimentální zubní kartáček se senzory polohy a pohybu

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský inženýr

Autor diplomové práce: Bc. Aleš Kunstovný

Vedoucí diplomové práce: Ing. Tomáš Veselý

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2015/2016

Z a d á n í d i p l o m o v é p r á c e

Student: **Bc. Aleš Kunstovný**
Studijní obor: Biomedicínský inženýr
Téma: **Experimentální zubní kartáček se senzory polohy a pohybu**
Téma anglicky: Experimental toothbrush with position and movement sensors

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

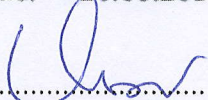
Navrhněte koncept experimentálního senzorického zubního kartáčku s možností sledovat čistící pohyby a polohu. Vytvořte schéma zapojení a plošný spoj elektronické části v návrhovém softwaru EAGLE. Na základě Vámi vytvořených technologických podkladů nechte zhotovit desku plošných spojů a osadte ji. Navrhněte a realizujte upevnění elektronické části k mechanické konstrukci vybraného zubního kartáčku včetně vhodného zapouzdření. Naprogramujte firmware řídicího kontroléru a oživte jím Vámi realizovaný hardware. Otestujte vzniklý funkční vzorek a zhodnoťte zda jeho realizace odpovídá požadavkům formulovaným při konzultacích se stomatologem. Proveďte a vyhodnoťte sadu pilotních experimentů s cílem ověřit možnost zpětně rozlišit na základě naměřených dat jednotlivé způsoby čištění zubů.

Seznam odborné literatury:

- [1] P. Ake Oberg, Tatsuo Togawa, Francis A. Spelman, Sensors Applications, Sensors in Medicine and Health Care, John Wiley & Sons, 2006, 444 s., ISBN 3527604863
- [2] Min-hang Bao, Micro Mechanical Transducers: Pressure Sensors, Accelerometers and Gyroscopes, Elsevier, 2000, 392 s., ISBN 0080524036

Vedoucí: Ing. Tomáš Veselý

Zadání platné do: 20.08.2017

.....


vedoucí katedry / pracoviště


.....
děkan

V Kladně dne 22.02.2016

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci na téma „*Experimentální zubní kartáček se senzory polohy a pohybu*“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

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

Na Kladně 20. května 2016

.....

Bc. Aleš Kunstovný

Poděkování

Touto formou bych rád poděkoval svému vedoucímu Ing. Tomáši Veselému a odbornému kolektivu pracoviště na Albertově, za odborné vedení a pomoc při zpracování mé diplomové práce. Dále bych rád poděkoval svým kolegům Bc. Jaroslavu Zdobinskému a Bc. Kryštofu Mináři za věcné poznámky. Také bych rád poděkoval své rodině za podporu a pomoc s korekturami.

Anotace

Cílem této diplomové práce bylo vytvořit experimentální zubní kartáček s možností sledování polohy a pohybu. Kartáček se skládá z manuálního kartáčku a elektronické části. Elektronická část byla navržena v prostředí EAGLE. Byla vyrobena deska plošných spojů na základě návrhu. Pro desku plošných spojů bylo vyrobeno pouzdro s úchytem na manuální kartáček. Byly naměřeny křivky základních způsobů čištění technik. Byly provedeny pilotní testy zaměřené na zpětnou rozlišitelnost jednotlivých způsobů čištění na základě naměřených průběhů způsobu čištění.

Klíčová slova

Akcelerometr, Gyroskop, Sledování pohybové aktivity, Čištění zubů, chytrý kartáček

Annotation

The aim of the thesis was to make experimental smart toothbrush with capability of movement sensing and location sensing. Toothbrush consists of manual toothbrush and electronic board. Software EAGLE was used to design schematic and draw printed circuit board. Casing was made to protect PCB and to incorporate manual toothbrush. Characteristic figures of basic tooth brushing techniques were measured using experimental toothbrush. Pilot studies were measured using toothbrush aimed on ability to differentiate basic tooth brushing moves base on the raw data.

Key words

Accelerometer, Gyroscope, Movement sensing, toothbrushing, smart toothbrush

Obsah

Úvod	1
1. Analýza	2
1.1. Přehled současného stavu problematiky ve světě.....	2
1.1.1.Oral B řada Pro	2
1.1.2.Oral B Genius	3
1.1.3.Mikroelektronický senzorický přístup.....	4
1.1.4.Kamerový systém	6
1.1.5.Shrnutí přehledu současného stavu.	7
1.2. Techniky čištění zubů.....	7
1.3. Analýza požadavků na detekci pohybu a polohy	8
1.4. Koncept funkce zařízení	10
1.5. Vymezení práce	11
1.6. Analýza problémů a řešení	11
1.7. Shrnutí kapitoly	12
2. Metody	13
2.1. Návrh a hardware systému	13
2.1.1.Mikrokontrolér	14
2.1.2.Akcelerometr	16
2.1.3.Gyroskop	17
2.1.4.Magnetometr	19
2.1.5.Napájení.....	21
2.1.5.1. Zdroj napájení	21
2.1.5.2. Měnič napětí.....	22
2.1.5.3. Nabíjecí okruh.....	24
2.1.5.4. Hlídač napětí akumulátoru	25
2.1.5.5. Hlídač napětí měniče a mikrokontroléru.....	25

2.1.6. Ukládání dat	26
2.1.7. Přenos dat	27
2.1.7.1. USB rozhraní	27
2.1.7.2. Bezdrátová komunikace	28
2.1.8. Shrnutí	29
2.2. Realizace	30
2.2.1. Deska plošných spojů	30
2.2.2. Zapouzdření	34
2.3. Firmware	35
2.3.1. Inicializace	36
2.3.2. Hlavní smyčka	37
2.4. Otestování funkčního vzorku	38
2.4.1. Funkčnost součástek	38
2.4.2. Ověření přesnosti senzorů	40
2.5. Syntetické testy polohy	41
2.6. Pilotní testy	42
2.7. Shrnutí kapitoly	42
3. Výsledky	43
3.1. Syntetické testy sledování polohy	43
3.1.1. Posuvný 1D test	43
3.1.2. Posuvný 2D test	44
3.1.3. Sledování polohy ve 3D prostoru	46
3.1.4. Shrnutí testování sledování polohy	47
3.2. Tvary křivek způsobů čištění referenčních čištění	47
3.2.6. Test rozlišitelnosti způsobů čištění	52
3.3. Shrnutí	55
4. Diskuze	56
Závěr	58

Reference	60
Seznam obrázků	65
Seznam tabulek	67
Seznam příloh.....	68

Úvod

V současné době je mezi populací péče o dutinu ústní dobře rozšířená. Téměř každý člen společnosti si denně čistí zuby. To ovšem neznamená, že si lidé čistí zuby správnými technikami a dostatečně dlouho. Právě čištění špatnou technikou během léčby různých onemocnění a problémů dutiny ústní může vést k selhání celé léčby i přes snahu odborníků. [1][2][3]

V dnešní době jsou techniky správného čištění dutiny ústní manuálním kartáčkem vyučovány dvěma způsoby. Jedním jsou letáčky a plakáty, které jsou k dostání v ordinacích u zubních odborníků. Druhým je samotná demonstrace od odborníka za pomoci kartáčku. Letáčky a plakáty mají dobré vizuální podání, nicméně nemají žádnou schopnost zpětné vazby při čištění. Při pomoci odborníka pacient získá lepší představu o provedení správných pohybů, ale v domácím prostředí stále chybí zpětná vazba. Tento nedostatek by bylo možné eliminovat speciální pomůckou, která by byla schopná tuto zpětnou vazbu poskytnout bez přímého dohledu odborníka. Jako ideální by se jevil chytrý kartáček schopný detekovat správné pohyby při čištění dutiny ústní. Tím by mohl podpořit snahu zubních odborníků při učení správné techniky. [1][3][4][5]

Diplomová práce si klade za cíl navrhnout a zkonstruovat experimentální senzorický zubní kartáček, který sleduje čistící pohyby a polohu. Na základě provedené analýzy řešení této problematiky ve světě vytvořím schéma zapojení desky plošných spojů, která bude osazena akcelerometrickými a gyroskopickými senzory, jejichž účelem bude sledovat čistící pohyby. Následně zrealizuji desku plošných spojů, kterou vhodně zapouzdřím a spojím s manuálním kartáčkem. Pomocí kartáčku změřím průběhy jednotlivých způsobů čištění zubů. Provedu prvotní měření s cílem ověřit zpětnou rozlišitelnost jednotlivých způsobů čištění na základě naměřených dat.

1. Analýza

Tato kapitola obsahuje přehled současného stavu problematiky ve světě, kde se dozvíme různé přístupy ke sledování pohybové aktivity a polohy zubního kartáčku během čištění zubů. Popíši zde nejpoužívanější techniky čištění zubů. Provedu analýzu požadavků na elektronickou část, která bude mít za účel snímat polohu a pohyby. Navrhnou koncept zařízení. Vymezím zde obsah své práce.

1.1. Přehled současného stavu problematiky ve světě

Ve světě se problematikou správného čištění zubů zabývá několik skupin. Skupiny jsou komerčního rázu – výrobky společnosti Oral B a výzkumného rázu využívající mikroelektroniku nebo prostorový kamerový systém.

1.1.1. Oral B řada Pro

Společnost Oral-B nabízí na poli chytrých kartáčků řady Pro 5000, 6000, 7000 s konektivitou BlueTooth. Tyto kartáčky jsou elektrické s rotační hlavou. Technologie BlueTooth je využita ke komunikaci s aplikací pro mobilní telefon s operačními systémy Android a iOS. Kartáček je vybaven tenzometrem, který slouží k detekci přitlaku hlavy na zuby a dásně. [6]

Aplikace slouží k více účelům zároveň. Zejména k motivaci, dále k zaměření čištění do oblastí, kde je třeba a také sbírá statistiku a chrání dásně upozorněním na přílišný tlak na čištěný povrch. Výrobce nabízí možnost si během čištění prohlédnout zprávy, počasí nebo také nabízí tipy k lepší péči o dutinu ústní. Aplikace poskytuje motivaci pomocí systému plnění cílů. V aplikaci si lze, mimo přednastavených, tvořit vlastní cíle pro další motivaci k lepším výsledkům při čištění zubů. Aplikace (obr. 1) má funkci minutky, která odpočítává čas, po jakou dobu si má ještě uživatel zuby čistit v daném místě. [6]



obr. 1: Ukázka aplikace Oral-B [6]

Aplikace má naprogramované různé čistící programy zaměřené na různé výsledky, kterých chceme dosáhnout. Například jsou přednastavené programy pro čištění zubů do větší bělosti. Aplikace také podporuje vytváření nových čistících programů ve spolupráci se zubním lékařem, který uživateli na základě vyšetření může určit, kterým oblastem má věnovat více svého času. [6]

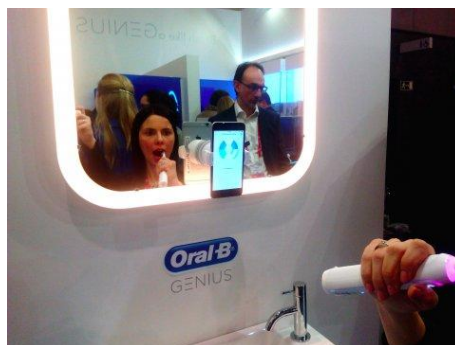
Integrovaný tenzometr slouží k detekci přílišného přitlaku na hlavu kartáčku. Chrání hlavu kartáčku před přílišným opotřebením. Zlepšuje kvalitu čištění a funkce speciálního složení vláken. Chrání zubní krčky a dásně před přílišným poškozením, které může způsobit další zdravotní problémy. [6]

Aplikace také shromažďuje všechna data o čištění tedy jejich průběh (tlakový senzor), dobu trvání a časy čištění. Na základě těchto informací lze programy upravovat. Aplikace sleduje průběh plnění úspěchů pro další motivaci. Z těchto dat lze určit trendy v průběhu týdne a měsíce. [6]

Tento systém, není schopen sledovat pohyby při čištění. Umožňuje sledovat kvalitu čištění z hlediska délky čištění a přitlaku, ale neumožňuje sledovat čistící pohyby.

1.1.2. Oral B Genius

Letos společnost Oral B představila na GSMA Mobile World Congress 2016 nový inteligentní kartáček Oral B Genius, který má plánovaný vstup na trh v červenci tohoto roku. Kartáček se od řady Pro liší použitím senzorů pro detekci polohy spolu se stávajícími schopnostmi konektivity řady Oral B Pro. Integrované jsou akcelerometry a gyroskopy. [7][8][9]



obr. 2: Ukázka čištění zubů s kartáčkem Oral B Genius [7]

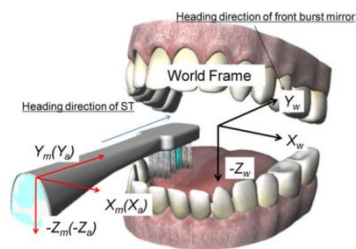
Demonstrováný produkt využívá držáku na stěně pro uchycení telefonu se zpětnou kamerou, jak vidíme na obr. 2. Aplikace sleduje pohyby při čištění kamerou. Obrazový záznam poté kombinuje se zaznamenanými daty. Aplikace rozezná části zubních oblouků, které jsme si čistili a místa, která jsme vynechali. Kartáček má přítlačový senzor, který řídí rychlost rotace hlavy, aby nedocházelo ke zbytečnému poškození dásní, zubů a zubních krčků. [7][8][9]

Tato technologie je dle mého názoru mnohem lepší než předcházející řada Pro. Využívá všech dobrých vlastností předchozího typu a posunuje je dále. Hodnocení kartáčku je obtížné, protože byl zatím pouze představen na veletrhu a nejsou tedy dostupné reálné testy.

1.1.3. Mikroelektronický senzorický přístup

Skupina Kyeong et al. z Jižní Koreje zvolila systém sledování pohybu manuálního kartáčku a vzorců pohybu při čištění ústní dutiny pomocí přípravku, který si sama sestrojila. Systém je sestaven za použití speciální rukojeti obsahující desku plošných spojů osazenou tříosým akcelerometrem a tříosým magnetometrem. [10][11][12]

Magnetometr je využit pro stabilizaci kartáčku vůči magnetickému pólu Země a měří azimut. Azimut je úhel odklonu od směru k zemskému pólu měřený v rovině rovnoběžné k povrchu. 3. Přípravek využívá tříosý magnetometr, který umožňuje stále sledovat vektor magnetického severního pólu. [10][11]



obr. 3: Zobrazení souřadné systému kartáčku [10]

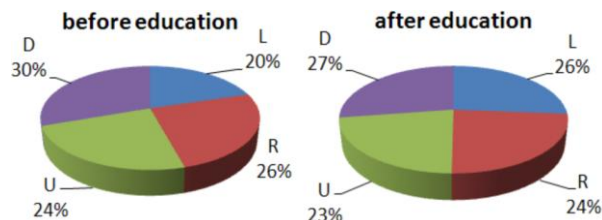
Třiosý akcelerometr měří lineární zrychlení a to včetně zrychlení gravitačního. Pomocí vektoru magnetometru mohou odebrat ze systému jeden stupeň volnosti. Poté mohou stabilizovat akcelerometr a mohou odečíst gravitační zrychlení. Po odečtení gravitačního zrychlení získají lineární zrychlení ve všech osách, ze kterého vypočítají pohybovou aktivitu. Ze směru gravitačního zrychlení a pólu země lze vypočítat pravděpodobnou polohu kartáčku a jeho orientaci. Systém umožňuje identifikovat, ve kterém segmentu dutiny ústní se kartáček nachází.[10]

Základem pro správné měření je předpoklad, že se pacient nebude vůbec během čistícího cyklu pohybovat a otáčet hlavou.

Skupina v první studii prováděla testy na šesti zdravých probandech zaměřenou na klasifikaci pohybů. Probandi byli instruováni, aby si čistili pravou stranu zubů předdefinovanými pohyby a to svisle odspodu a odshora. Výsledná data jsou křivky zrychlení, které po filtraci dolní propustí můžeme rozložit na střídavou a stejnosměrnou složku. Stejnosměrná složka je naklonění štětín kartáčku. Samotné vzory se potom právě identifikují z naklonění kartáčku okolo osy X a z jeho rotace okolo osy Y. Skupina se domnívá, že měření je velice ovlivněno konkrétními návyky subjektu i když si čistí zuby předepsaným způsobem. Bylo velice obtížné správně rozlišovat a identifikovat zda si subjekt čistí spodní nebo horní čelist. [10]

V dalším měření na deseti probandech zjišťovali, jaká je doba čištění mezi čtyřmi regiony ústní dutiny. Nejdříve nechali skupinu si čistit zuby po dobu jednoho týdne bez jakékoliv zpětné vazby ze strany kartáčku. Poté bylo probandům dáno školení TBI (ToothBrushing instruction - instrukce k čištění zubů). Školení bylo zaměřené na nutnost čistit si každou část zubu stejně dlouho. Postup a doba čištění segmentu se ukazovala na monitoru počítače během čištění. Po ukončení čištění se zobrazil souhrnný čas čištění. Tato část měření probíhala týden stejně jak první část. Poté bylo video odebráno a začala další část testu, kde si proband čistil zuby bez pomoci po dobu

dalšího týdne. Jak můžeme vidět na obr. 4 rozdíl mezi jednotlivými časovými dotacemi se mezi probandy snížily. Prodloužila se i doba čištění mezi jednotlivými fázemi testu. Pro první část to bylo 107 sekund a pro třetí část se doba čištění prodloužila na 225 sekund. [11]

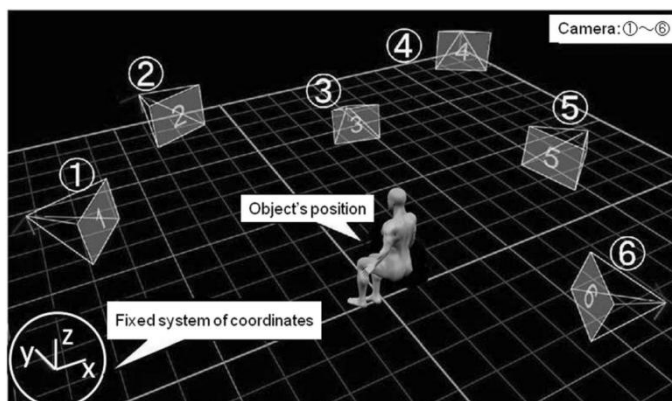


obr. 4: Změna časové dotace mezi jednotlivými regiony na konci studie [11]

Pokračovali výzkumem ohledně správné detekce čistících oblastí. Dutinu ústní si rozdělili na 16 různých oblastí, které byly schopni jednoznačně odlišit na základě teoretického popisu. Probandi byli instruováni, aby se během měření nepohybovali a nehýbali hlavou. Studie se celkem účastnilo 15 probandů. Dospěli k výsledné přesnosti identifikace 97.1%(+/-0.91) správného regionu. Nicméně z původních 16 možných regionů na základě výsledků zjistili, že od sebe nejsou schopni odlišit, když si subjekt čistí přední zuby zepředu, zda jsou na maxille nebo mandibule.[12]

1.1.4. Kamerový systém

Jiná skupina Inada et al. z Japonska se zabývala kvantitativní analýzou pohybů kartáčku a kloubů ruky při čištění zubů. Skupina zvolila metodu snímání markerů nalepených na kloubech, pomocí kamerového systému složeného z šesti kamer. Uspořádání systému je na obr. 5. [13]



obr. 5: Konfigurace kamerového systému [13]

Studie se účastnilo devět dentálních hygienistek z místní nemocnice a univerzity, které měly dominantní pravou paži. Měření probíhalo následujícím způsobem: Subjekt byl pohodlně usazen na židli a měl bez pohybu těla, držet hlavu v přirozené pozici a upřeně sledovat tečku před sebou. Sledovaly se pohyby v kloubech pravé horní končetiny, tedy rameni, loktu, zápěstí a také pohyby kartáčku. Styl čištění zubů nebyl blíže určen a bylo sděleno probandům, ať si čistí zuby jako normálně. Probandi si měli čistit pouze horní stoličky. Celkem každý proband provedl tři sady měření po 15 sekundách.[13]

Výsledkem studie byla analýza frekvencí a silových spekter pohybu kartáčku, změny úhlů ramena, loktu a zápěstí. Další zjištění byla, že každý z probandů měl svoje charakteristické nacvičené pohyby během čištění zubů. Všechny klouby horní končetiny se pohybovaly synchronně a jejich pohyb koordinoval čistící pohyby kartáčkem. Pohyb v lokti měl také vlastní frekvenci, která stabilizovala činnost čištění dutiny ústní.[13]

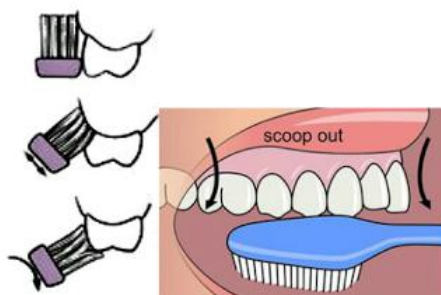
1.1.5. Shrnutí přehledu současného stavu.

V přehledu současného stavu jsme zjistili, že problematika správného čištění zubů je ve světě aktuální otázkou. Subjekty volí různé metody pro měření kvality čištění zubů. Komerční subjekty dosahují se svými elektrickými kartáčky hlavně prodloužení doby čištění zubů k době odborníky doporučované, ovšem se již nezabývají zlepšováním čistící techniky. Zbylé dva subjekty, na které jsem se zaměřil, pracují naopak s manuálními kartáčky. Oba se shodně, spíše než na dobu trvání čištění zaměřují na prováděnou techniku čištění. Jeden ze subjektů využívá mikroelektroniku pro zjišťování polohy a pohybů. Druhý subjekt používá rozměrný kamerový systém.

1.2. Techniky čištění zubů.

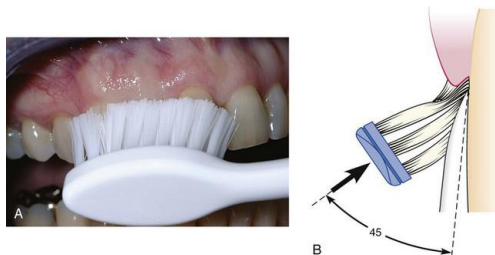
Existuje několik rozšířených technik čištění zubů. Já si vybral jako referenční způsob čištění techniku Rolling stroke (RS), která je ve studiích využívána pro výuku dětí, protože je jednoduchá na pohybovou koordinaci. Pro dospělé se používá technika modified Bass (MBT). Další techniky jsou Fones využívající kruhových pohybů. Modified Stillman, která se od MBT liší pouze umístěním kartáčku. Technika Charters je uzpůsobena pro pacienty s pevnými rovnátky. [1][2][3][4][5][14]

Technika Rolling stroke je velice jednoduchá, kartáček se umístí štětinami vertikálně nahoru a za úroveň krčků. Poté začneme s rotací štětín směrem k zubu, a když dosáhneme úhlu zhruba 45°, tak přestaneme rotovat a přejdeme do pohybu podél zubu až za korunku. Grafický návod vidíme na obr. 6. Takto si čistíme obě strany zubů, jak ze strany jazyka, tak ze strany tváře. Kousací plošky zubů a přední řezáky z jazykové strany si čistíme pohyby dopředu a dozadu. [14]



obr. 6: Rolling Stroke technika [<http://thehygienedepartment.blogspot.cz/2015/08/back-to-basics.html>]

Technika modified Bass je podobná technice RS. Kartáček umístíme pod úhlem 45° na rozhraní dásně a zubního krčku, jak je vidět na obr. 7. Poté začneme jemně vibrovat kartáčkem dopředu a dozadu v ose držadla kartáčku. Po chvilce stáhneme kartáček směrem po zubu pryč stejně jako v technice RS. Kousací plošky zubů a přední řezáky z jazykové strany si čistíme pohyby dopředu a dozadu stejně jako v technice RS. [14]



obr. 7: MBT místo a úhel přiložení kartáčku [http://pocketdentistry.com/wp-content/uploads/285/B9780323188241000450_f045-005ab-9780323188241.jpg]

Experimentální kartáček by měl být schopný všechny ty pohyby změřit. Pohyby bych měl být schopný jednoznačně identifikovat na základě naměřených dat.

1.3. Analýza požadavků na detekci pohybu a polohy

Na základě zadání je mým úkolem navrhnout koncept experimentálního kartáčku s možností sledovat čistící pohyby a polohu. Protože čistící techniky se provádějí

zejména s kartáčky manuálními, budu vyvíjet systém právě v kombinaci s ním.

Zubní kartáček koncipuji jako přenosné zařízení, proto nemohu použít rozměrné kamerové systémy, ale mikroelektroniku, se kterou počítá zadání práce. V dnešní době jsou snadno dostupné a velice rozšířené MEMS¹ senzory. Tato technologie se využívá pro návrh a výrobu mnoha různých typů senzorů. Vytvořím tedy jeden komplet senzorické části pevně spojené s manuálním kartáčkem nebo jeho částí. [15]

Dle zadání mám snímat jak pohyby během čištění zubů, tak polohu kartáčku. Senzory budou pevně spojené s kartáčkem.

Pro identifikaci správných metod referenčního způsobu čištění tedy potřebuji pohyb v rovině kolmé na štětiny kartáčku a rotaci okolo osy držátka kartáčku. Pro určení směru štětín při čištění plošek zubů potřebuji i osu akcelerometru ve směru štětín. Tedy potřebuji nejméně tříosý akcelerometr a jednoosý gyroskop. [15]

Detekovat polohu je složitější. Lze použít techniku inerciální navigace, která využívá tříosého akcelerometru a tříosého gyroskopu bez nutnosti použití dalšího prvku. Existují dvě konfigurace inerciálních navigačních systémů a to gimped a strapdown. Gimped systém se vyznačuje tím, že akcelerometry jsou umístěné v mechanicky gyroskopicky stabilizované destičce. Destička s akcelerometry je stejně orientovaná vůči Zemi a gravitační zrychlení se projevuje stále na stejné ose. Systémy tohoto typu jsou rozměrnější a využívají se zejména v avionice. Strapdown systém není mechanicky gyroskopicky stabilizovaný. [15][16]

Pro své měření musím využít strapdown systém. Senzory připevněné k měřenému systému se pohybují a rotují s ním. Senzory tedy snímají pohyb a rotaci těla zařízení. Případná změna polohy a rotace způsobí přesun projevu gravitačního zrychlení do více os. [15][16]

Případnou rotaci souřadných os musím přepočítat zpátky. Budeme-li uvažovat 3D kartézský systém a okolo každé osy rotaci, kde gravitační zrychlení působí ve směru osy Y. Akceleraci posunutého systému přepočítat na původní osy, abych mohl od souřadnice Y odečíst gravitační. [15][16]

Lineární pohyb po odečtení gravitačního pole mohu spočítat jako posun v jednotlivých osách. Posun mohu spočítat dle rovnice (1) kde v_i vypočítáme dle rovnice (2)

¹ Micro-Electrical-Mechanical Systems – mikroelektrické mechanické systémy

z publikace [17],

$$x_i = v_i \cdot \Delta t + x_{i-1} \quad (1)$$

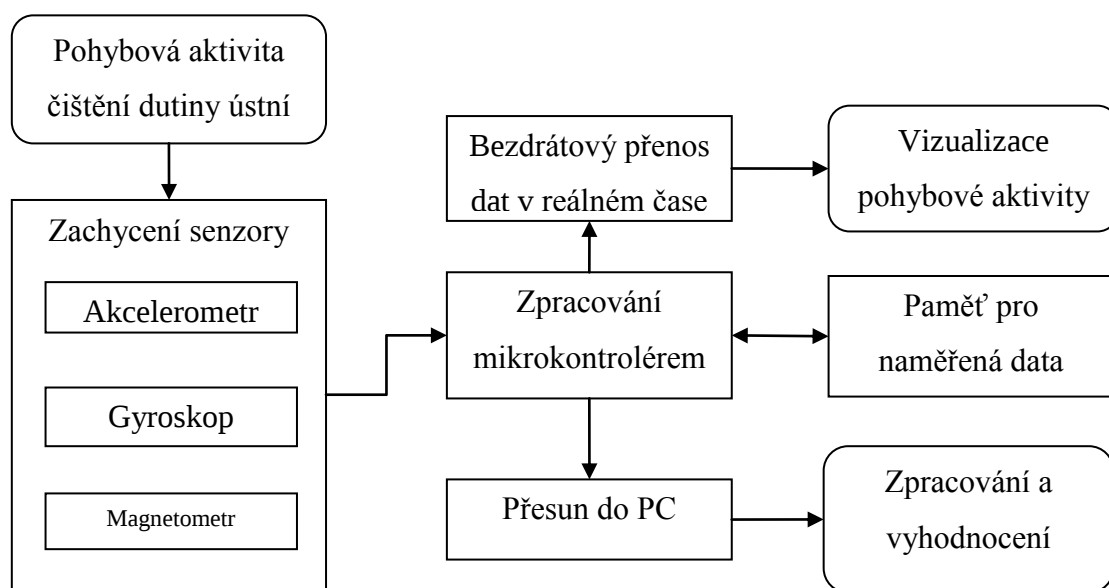
$$v_i = a_i \cdot \Delta t + v_{i-1} \quad (2)$$

Změnu polohy potom vypočítám numericky po každém vzorku.

Pro detekci pohybu a polohy potřebuji tříosý senzor lineárního zrychlení a tříosý senzor úhlového zrychlení implementovat do kartáčku.

1.4. Koncept funkce zařízení

Elektronická část experimentálního kartáčku je založená na mikroelektronických senzorech. Systém je manuální kartáček doplněný o pouzdro s elektronikou. Koncept funkce experimentálního zubního kartáčku můžeme vidět na obr. 8.



obr. 8: Koncept funkce experimentálního kartáčku

Pohybová aktivita a poloha bude získávána pomocí senzorů lineárního a úhlového zrychlení a také digitálního kompasu, který je zde připraven do budoucna. Aktivita bude procesorem ukládána na paměťové úložiště. Pro přenos dat do počítače bude sloužit konektor USB.

V konceptu funkce kartáčku jsou části, jejichž implementace není cílem zadání DP. Jedná se o integraci bezdrátového komunikačního rozhraní pro vizualizaci dat v reálném čase a ovládání kartáčku. Také se počítá s pozdější montáží digitálního kompasu.

1.5. Vymezení práce

Na základě zadání DP mám realizovat koncept experimentálního zubního kartáčku s možností sledování polohy a pohybu. Koncept funkce tohoto kartáčku jsem uvedl v předchozí kapitole 1.4. Na základě konceptu mám vytvořit schéma zapojení a navrhnout desku plošných spojů (DPS) ve vývojovém softwaru EAGLE. Schéma musí obsahovat podpůrné části jako napájení a signalizace pro správnou funkci celého zařízení. Klíčové části systému desky plošných spojů jsou:

- Mikrokontrolér = procesor
- Senzory
- Napájení
- Uchování dat
- Přenos dat
- Signalizace
- Ovládání

Experimentální kartáček musím naprogramovat a oživit elektroniku. Výstupy systému budou lineární zrychlení a úhlové zrychlení ve třech navzájem na sebe kolmých osách. Elektroniku musím s manuálním kartáčkem spojit vhodným pouzdem. Vzniklý funkční vzorek mám otestovat a rozhodnout zda výstupy zařízení odpovídají požadavkům formulovaným na začátku. Mám provést sadu pilotních experimentů a ověřit možnost zpětné identifikace jednotlivých způsobů čištění.

1.6. Analýza problémů a řešení

Prvním problémem je výsledná podoba systému. Musím vymyslet vhodné spojení kartáčku a elektronické části. Kartáček musí být vyměnitelný z hygienických důvodů. Musím si vybrat vhodný kartáček a typ spojení s pouzdem. Spojení by bylo možné vyřešit následujícími způsoby.

První je vytvořit obal s trnem. Na trn bych mohl nasadit krček zkráceného kartáčku. Místo trnu bych mohl použít také plech s otvory, ke kterému by byl kartáček přišroubovaný.

Rozhodl jsem se vyrobit pouzdro, které uchytím na konec kartáčku. Pouzdro bude obsahovat elektroniku. Kartáček bude po rozebrání pouzdra výměnný.

Pro výrobu pouzdra jsem musel vybrat konkrétní značku kartáčků. Vybral jsem rozšířený a doporučovaný kartáček značky Curaprox. Tyto kartáčky jsou dostupné v různých tvrdostech a vyznačují se typickým osmihranným držadlem obr. 9.



obr. 9: Typický profil kartáčku curaprox

Realizace vhodného tvaru pouzdra kartáčku není obtížná. Tvar by měl být pokud možno co nejtenčí válec nebo kvádr. Minimální velikosti je závislá na vybraném zdroji energie a na velikosti desky plošných spojů. Obal na konci by neměl překročit velikost elektrických kartáčků na trhu. Samotné tělo kartáčku musí být minimálně voděodolné a plnit specifikaci krytí IP65, tedy odolnost proti ostříku proudem vody. Ideálně by mělo plnit stupeň krytí IP67. Problém voděodolnosti je spjat se zdrojem napájení s konektorem pro přesun dat.

Pouzdro pravděpodobně vyrobím z Poly-uretanu odlitím do formy nebo vyfrézováním z plexiskla. Případné jednotlivé kusy pouzdra slepím silikonem dohromady z důvodu vodotěsnosti.

Musím zvolit vhodný způsob napájení, použít buď výměnné knoflíkové baterie nebo integrovaný akumulátor. Výměnné baterie uspoří místo na DPS spojené s nabíjecím okruhem. Při použití vestavěného akumulátoru musí pouzdro obsahovat krytý nabíjecí konektor nebo nabíjecí cívku umožňující bezdrátové nabíjení.

1.7. Shrnutí kapitoly

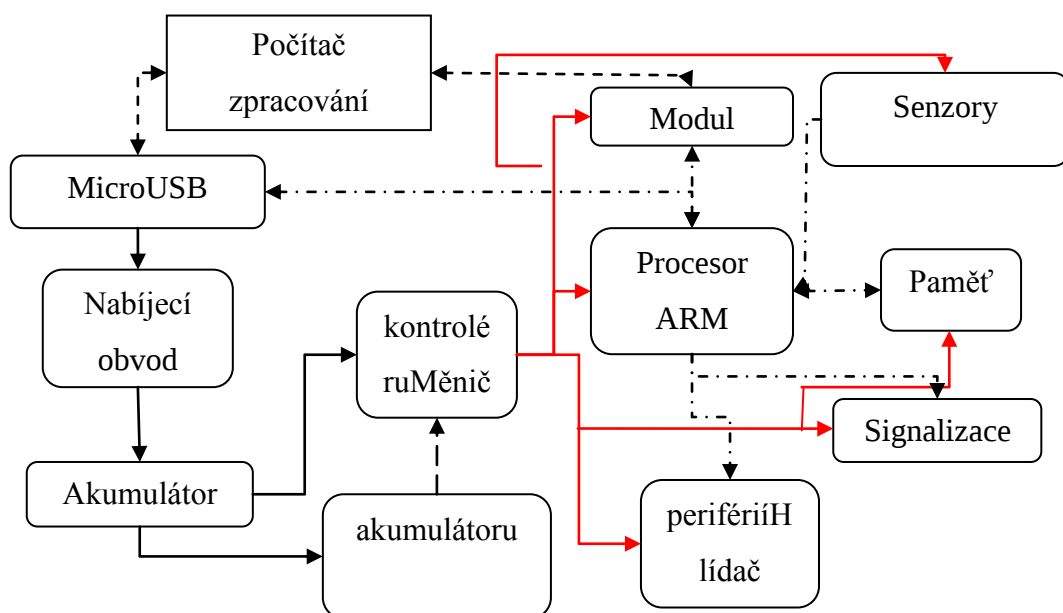
V této kapitole jsem provedl přehled řešení problematiky. Ve světě se používají dva směry výzkumu, jeden založený na MEMS senzorech a druhý na kamerovém systému. Zabýval jsem se technikami modified Bass a Rolling stroke čištění zubů. Provedl jsem analýzu na sledování polohy a pohybů pomocí MEMS senzorů. Uvedl jsem koncept kartáčku a vymezil obsah práce.

2. Metody

V této kapitole jsou popsány metody DP. Je zde popsán návrh a hardware systému. Následuje kapitola realizace, která se zabývá osazením desky plošných spojů, naprogramováním firmwaru elektronické části a vhodným zapouzdřením a spojením s kartáčkem. Provedu zde otestování kartáčku z hlediska určených požadavků. Navrhnou zde testovací metodiku.

2.1. Návrh a hardware systému

V následující kapitole se budu věnovat návrhu schématu zapojení elektronické části experimentálního zubního kartáčku. Každá významnější součástka zde má svojí vlastní kapitolu, kde je vysvětlena její funkce a zapojení ve schématu. Všechny součástky až na několik jsou typu SMD, tedy určené pro povrchovou montáž. Pasivní součástky jsem používal v nejmenších dostupných pouzdech, abych šetřil prostor na desce plošných spojů. Většina je ve velikosti 0402, které mají rozměry cca 1x0,5mm. Ostatní jsou ve velikosti 0805, tedy cca 2x1,2mm.



obr. 10: Koncept elektroniky kartáčku

Koncept elektronické části kartáčku je na obr. 10. Na diagramu jsou nakreslené všechny důležité části elektroniky kartáčku. Nepřerušovaná černá čára značí napětí dodávané

z USB popřípadě akumulátoru. Nepřerušovaná červená čára značí stabilizované napětí. Přerušované čáry značí datovou komunikaci. Směr šipek značí směr komunikace.

2.1.1. Mikrokontrolér

Mikrokontrolér je základní součástí zařízení. Jeho úlohou je řídit, obsluhovat a spojovat všechny periferní součástky na dps. Na základě vybraných součástek, které použiji, potřebujeme následující periferie v procesoru. Sériovou linku UART pro komunikaci s bezdrátovým modulem pro přenos dat. Sériovou komunikační linku I²C pro spojení s digitálním akcelerometrem MMA8452Q, digitálním gyroskopem L3GD20 a digitálním magnetometrem HMC5833L. Sériovou linku SPI pro zápis dat do paměti. Dále budeme potřebovat několik pinů typu EINT² nebo GPIO³ nastavených v režimu externího přerušení. Pro další signalizační a ovládací funkce budeme potřebovat univerzální piny typu GPIO sloužící jako obecné vstupní nebo výstupní piny. Dále pro jednoduchý kabelový přenos dat do počítače potřebujeme podporu nativního USB v kontroléru.

Mikrokontrolér jsem se rozhodl zvolit typu architektury ARM. A to z důvodu veliké rozšířenosti této architektury. Procesory této architektury jsou také zaměřené na nízkou spotřebu, což je pro mobilní akumulátorově napájené zařízení vhodná vlastnost.

Za konkrétní model mikrokontroléru jsem zvolil procesor řady LPC175x od společnosti NXP. Tento procesor je osazen 32 bitovým jádrem Cortex M-3. Vybraný mikrokontrolér nemá dostatek samostatných nativních EINT pinů, nicméně GPIO piny portů 0 a 2 podporují funkci externího přerušení. Mikrokontrolér obsahuje všechny ostatní komunikační sběrnice v dostatečném množství. Nejdůležitější vlastnosti mnou vybraného procesoru LPC1759 jsou vypsány v následující tab. 1. [18]

tab. 1: Nejdůležitější vlastnosti procesoru [18]

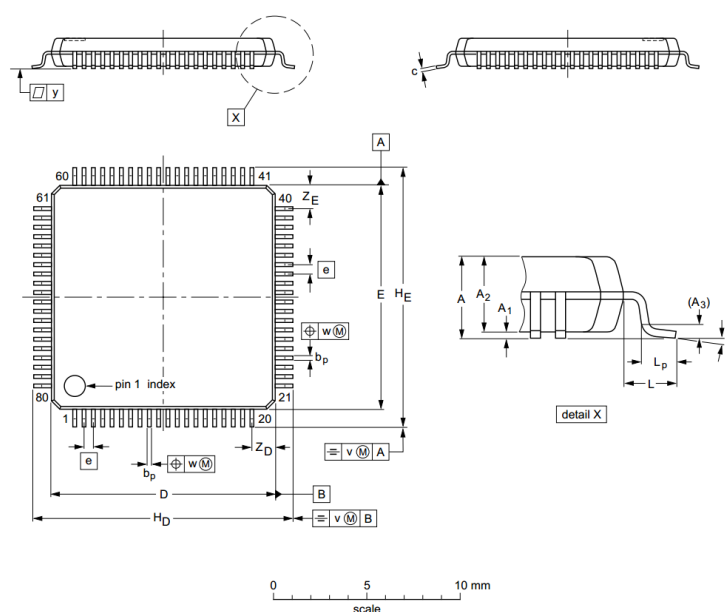
Procesor	NXP LPC1759
typ architektury	ARM 32 bit
typ jádra	Cortex M3
GPIO piny	52
UART linky	4
I²C linky	2

² External INTerupt – vnější přerušení

³ General Purpose Input Output – obecně vstupně-výstupní pin

EINT piny	1
Maximální takt	120 MHz
FLASH ROM	512 kB
SRAM	32 kB
Pouzdro	LQFP80
Rozměry pouzdra	14,3x14,3x1 mm
Počet pinů	80

Mikrokontrolér jsem vybral v typu pouzdra LQFP⁴80, které má vývody pinů ze stran procesoru, jak je vidět na následujícím obr. 11, je tedy mnohem jednodušší a méně technologicky náročné toto pouzdro připájet na dps, než druhé dostupné pouzdro BGA⁵.



obr. 11: Pouzdro procesorou [18]

Procesor má integrovaný vlastní RC oscilátor, kterým řídí svoje hodiny. Lze ale připojit vnější oscilační krystal pro řízení hodin. Této možnosti jsem využil a připojil jsem kontrolér na 12MHz krystal. Na taktování RTC⁶ jsem připojil druhý krystal s frekvencí 32,768kHz. [18][19]

Mikrokontrolér má velkou spotřebu energie a tedy musí mít i dobrou stabilizaci napájení. Pro funkci vyhlazení a stabilizace při skokové změně požadavku na napájení jsem před každý napájecí pin přidána dvojice kondenzátorů o kapacitách 1 a 100nF. Procesor má také piny pro připojení referenčního napětí vytvořené pomocí cívky a kapacitorů z výstupu DC/DC měniče. Z procesoru jsem vyvedl programovací

⁴ Low profile Quad Flat Package

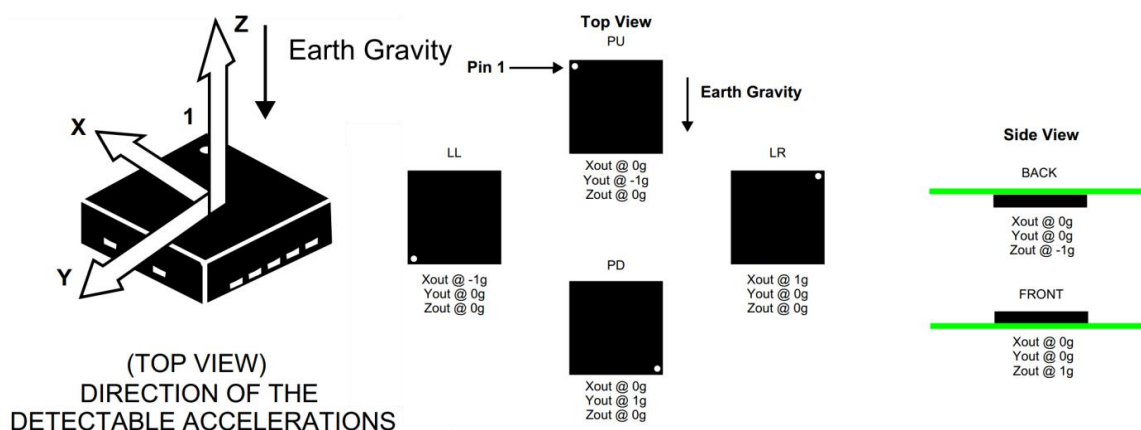
⁵ Ball Grid Array

⁶ Real Time Clock

konektor a druhý pro funkci debuggingu firmwaru zařízení. Programovací konektor obsahuje celkem 5 pinů a to dvě programovací linky, vstup na resetování mikrokontroléru, napětí a zem. Debuggovací konektor je připojený na sériovou UART linku a zem. [18]

2.1.2. Akcelerometr

Jako senzor lineárního zrychlení jsem zvolil digitální tříosý akcelerometr MMA8452Q od společnosti Freescale. Pro senzor jsem se rozhodl z důvodu, že se vyznačuje vysokou citlivostí, přesností a nízkou spotřebou. Digitální senzor jsem zvolil z důvodu snazšího získávání dat, která jsou rovnou již získávána v digitální podobě. Nevzniká mi tedy riziko kvantizačních chyb při převodu v AD převodníku a do signálu se mi nemůže naindukovat šum. Podrobnou prostorovou konfiguraci os vzhledem k pouzdru můžeme vidět na obr. 12. Pin 1 je označen bílou tečkou. [21][22]



obr. 12: Obrázek modulu a orientace os akcelerometru MMA845X [21]

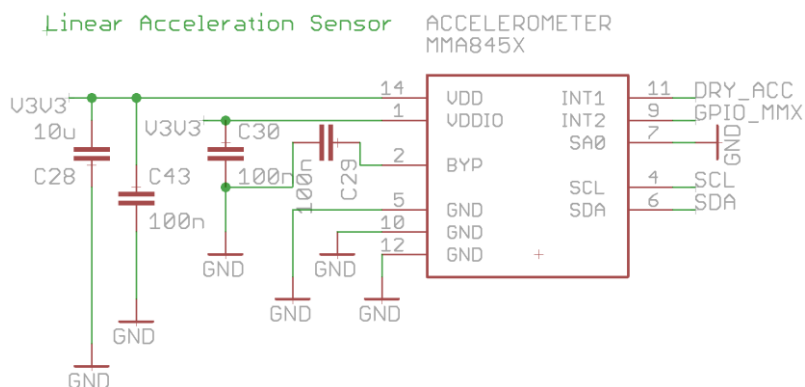
Akcelerometr MMA8452Q má integrovaný 12-ti bitový AD převodník. Ke komunikaci s mikrokontrolérem využívá sběrnice I²C. Akcelerometr umožňuje změnu nastavení rozsahu měření a to na rozsah $\pm 2g/\pm 4g/\pm 8g$. Senzor je vybaven také zapnutelným filtrem typu horní propust, který je schopen data filtrovat v reálném čase. Senzor má nastavitelnou vzorkovací frekvenci a výstupní pin s funkcí Data Ready, který mikrokontroléru pošle přerušení v momentu, kdy má připravená naměřená data pro přenos do kontroléru. Důležité vlastnosti jsou shrnuty v následující tabulce tab. 2.

tab. 2: Vlastnosti akcelerometru MMA845X [21]

Akcelerometr MMA8452Q	
Měřící rozsah	$\pm 2g$ / $\pm 4g$ / $\pm 8g$
Digitální výstup	12 / 8 bit
Vzorkovací frekvence	1,56 - 800 Hz
Napájecí napětí	1,95 - 3,6V
Spotřeba proudu	až 165 μ A
Pouzdro	QFN-16
Rozměry pouzdra	3x3x1mm
Počet pinů	16

Senzor jsem použil v pouzdře QFN-16, které má rozměry 3x3x1 mm. Pouzdro můžeme vidět na předchozím obr. 12, kde je vyobrazena prostorová orientace os vůči pouzdru.

Schéma mého zapojení v programu z programu Eagle je vidět na následujícím obr. 13.



obr. 13: Schéma zapojení akcelerometru MMA845X ze software EAGLE

Akcelerometr jsem zapojil dle pokynů technické dokumentace s jediným rozdílem a to, že jsem navrhovaný kondenzátor 4,7 μ F na hlavním vstupu VDD pin 14 nahradil dvojicí 10 μ F a 100nF kondenzátorů pro lepší stabilizaci napětí. Cesty SDA a SCL jsou připojeny na sběrnici I²C spolu s ostatními senzory. Piny přerušení INT1 a INT2 jsou na procesoru připojeny do pinů na GPIO portu 2, který umožňuje funkci externího přerušení. [21]

2.1.3. Gyroskop

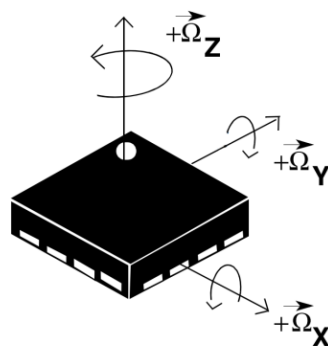
Jako senzor snímání úhlového zrychlení jsem vybral digitální gyroskop L3GD20 od společnosti STMicroelectronics. Tento senzor jsem vybral ze stejného důvodu

jako předchozí lineární akcelerometr a to tedy, že je tříosý má nízkou spotřebu a má vysoké 16ti bitové rozlišení a nastavitelné měřicí rozlišení 250/500/2000dps⁷. Tento senzor také využívá komunikační rozhraní I²C. Senzor umí poslat přerušení, když má připravená data ke zpracování kontrolérem. Senzor obsahuje i integrovaný teploměr s 8mi bitovým převodníkem, který ale nebudu využívat. Nejdůležitější vlastnosti tohoto gyroskopu jsou shrnuty v následující tab. 3. [22][23]

tab. 3: Vlastnosti gyroskopu L3GD20 [23]

Gyroskop L3GD20	
Měřicí rozsah	250/500/2000 dps
Digitální výstup gyroskop	16 bit
Digitální výstup teploměr	8 bit
Napájecí napětí	2,4 - 3,6V
Spotřeba proudu	až 6,1mA
Pouzdro	LGA-16
Rozměry pouzdra	4x4x1 mm
Počet pinů	16

Na následujícím obr. 14 můžeme vidět prostorovou orientaci os vůči pouzdru.



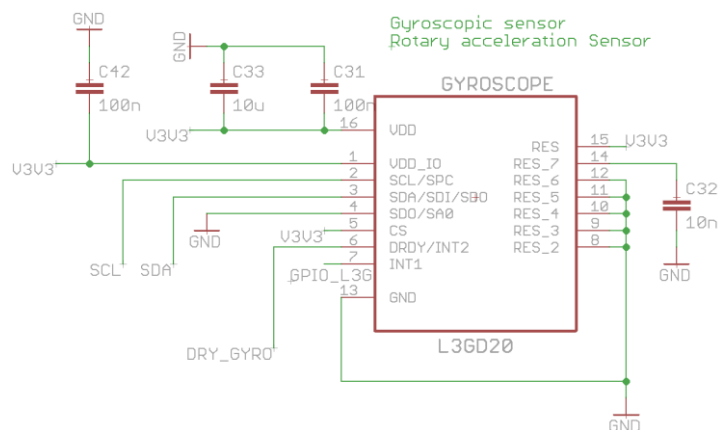
(TOP VIEW)

obr. 14: Orientace os vůči pouzdru gyroskopu [23]

Gyroskop používá pouzdro LGA-16, které je znázorněno na předchozím obrázku, pro povrchové uchycení na desku plošných spojů s rozměry 4x4x1mm.

Schéma mého zapojení gyroskopu z programu Eagle je na následujícím obr. 15.

⁷ Degrees per second – stupňů za vteřinu



obr. 15: Schéma zapojení gyroskopu L3GD20 ze software EAGLE

V zapojení jsem se od doporučeného příliš neodchýlil. Pouze jsem přidal na pin VDD_IO jeden kapacitor o hodnotě 100nF pro lepší stabilizaci napájení. SDA a SCL jsem spojil s odpovídajícími datovými cestami. Piny přerušení INT1 a DRDY/INT2 jsem opět připojil na GPIO na portu 2. [23]

2.1.4. Magnetometr

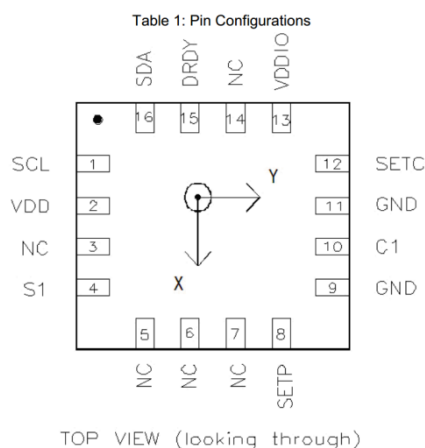
Provedl jsem i přípravu na připojení kompasu. Digitální kompas jsem zvolil od společnosti Honeywell a to konkrétně jejich tříosý digitální kompas HMC5883L. Tento konkrétní digitální kompas jsem zvolil z důvodu, že jako jeden z malého množství dostupných kompasů je tříosý a má nízkou spotřebu. Digitální kompas využívá HMC118X anizotropicko-magneto-rezistivní (AMR) senzory. Tyto směrové senzory se vyznačují citlivostí a linearity jak ve směru, tak v síle magnetického pole v rozsahu od 5 miligauss do 8 gauss. Kompas má integrovaný 12ti bitový AD převodník, který umožňuje dosáhnout citlivosti 5 miligauss na rozsahu ± 8 Gauss. Kombinace těchto vlastností umožňuje dosáhnout přesnosti určení směru magnetického pólu na 1° až 2° . Nejdůležitější vlastnosti jsou shrnuty v následující tabulce. [24]

tab. 4: Vlastnosti magnetometru HMC5883L [24]

Magnetometr HMC5883L	
Měřicí rozsah mag. pole	$\pm 80\text{e}$
Digitální výstup	12 bit
Přesnost směrování	$1^\circ - 2^\circ$
Vzorkovací frekvence	až 160Hz
Napájecí napětí	2,16 - 3,6V
Spotřeba proudu	100 μA

Pouzdro	16 pin LPCC
Rozměry	3x3x0,9mm

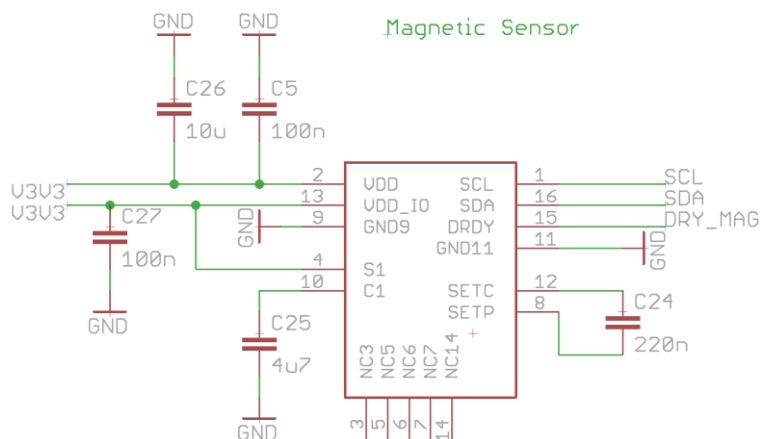
Následující obr. 16 ukazuje orientaci os X a Y vůči pouzdru při pohledu shora. Šipky ukazují kladný přírůstek hodnoty. Osa Z je kolmá na zobrazené obě osy. Kladný směr přírůstku je směrem nahoru od pouzdra.



obr. 16: Orientace magnetometru a popis pinů [24]

Pouzdro s 16ti piny je určeno pro montáž SMT⁸ a má rozměry 3x3x0,9 mm.

Příprava na budoucí zapojení ve schématu je na obr. 17.



obr. 17: Schéma zapojení magnetometru HMC5883L ze software EAGLE

Přípravu na magnetometr jsem zapojil dle schématu v technické dokumentaci s těmito změnami. Pin VDD_IO má vlastní kondenzátor s kapacitou 100nF. VDD má vlastní větev s dvojicí kondenzátorů 10μF a 100nF místo jednoho společného s VDD_IO. Cesty SDA a SCL jsou napojené na odpovídající signály. DRDY signál byl připojen jako v předchozích případech na GPIO portu 2. [24]

⁸ Surface mount technology

2.1.5. Napájení

Takto kapitola se zabývá zabezpečením energie pro systém. Nejdříve se zabývám výběrem vhodného akumulátoru, který slouží jako zdroj energie pro stejnosměrný měnič napětí, který zajišťuje pracovní napětí pro součástky. Dále je zde obvod pro nabíjení akumulátoru. Jsou zde také popsány oba hlídací obvody. Jeden chrání akumulátor před extrémním vybitím. Druhý hlídá procesor, zda není zaseknutý v nekonečné smyčce a také hlídá hladinu pracovního napětí.

2.1.5.1. Zdroj napájení

Zařízení, které vytvářím, je koncipované jako přenosné. K napájení využiji vestavěný akumulátor nebo výměnné baterie. Na výběr je z několika druhů článků, ať už nabíjecích nebo nenabíjecích. Ideální funkční období kartáčku by mělo být jeden týden běžného použití.

Zdroj energie musí mít rozumnou velikost, abychom zbytečně nezvětšovali modul kartáčku více, než je potřebné. Proto jsem si hranici průměru modulu včetně kartáčku stanovil na 3 cm, což zhruba odpovídá rozměrům kartáčků elektrických. Proto jsem vyřadil všechny standardizované baterie a články včetně článků AAA s rozměry (průměr x výška) 10,5 x 44,5 mm, protože tyto články by bylo nutné z hlediska jejich nízkého napětí (1,2-1,5 V) by bylo nutné použít ve dvojici a to by zabralo velkou část dostupného prostoru nebo by musely být uloženy podélně až za základní desku a bych tím neakceptovatelně prodloužil celý modul. V úvahu připadaly články knoflíkové baterie s rozměry 20 x 3,2 mm a nejrozšířenější typ RS2032. Tyto články by nebyl problém připojit až za základní desku bez razantního prodloužení celého modulu. Z hlediska odolnosti vůči vodě by tyto baterie potřebovaly velký vstupní otvor s těsněním a myslím si, že jsem pouze nabíjecí a datový konektor USB schopen lépe zabezpečit proti vodě, a proto jsem se rozhodl použít vestavěný akumulátor. [34]

Technologie akumulátorů NiCd a NiMH mají nízké napětí, a proto bych je musel použít v páru nebo trojici. Bohužel jsou běžně k dostání pouze v rozměrech AA a AAA, které jsem vyřadil z hlediska jejich přílišné velikosti. [34]

Lithium-iontové články a jejich další evoluce Li-pol je dnes nejpoužívanější pro napájení různých přenosných zařízení typu mobilních telefonů a laptopů. Mají

zhruba 3x větší hustotu energie než články typu NiMH a hlavně se vyrábí v různých velikostech ve tvaru nízkých kvádrů. Různé rozměry článků jsou běžně komerčně dostupné. Mohu si tedy vybrat dle zbylého místa článek s vhodnými rozměry a co největší kapacitou. [34][35]

Články tohoto typu netrpí na samovybití jako jiné typy článků. Dále tyto články zvládají stovky nabíjecích cyklů bez významné ztráty kapacity článku, tím se odstraňuje potřeba modul otevírat kvůli výměně akumulátoru z důvodu jeho opotřebení. Akumulátory téměř netrpí na paměťový efekt, který se u předchozích typů projevoval často. Tyto články mají vysoké napětí, které se pohybuje okolo 2,8 voltu pro extrémně vybitý akumulátor a nominální napětí 3,7 voltu. Tyto články mají nevýhodu velké citlivosti na způsob nabíjení a poškozuje je vybití pod 2,8V, které je dokonce může trvale zničit. [34][35]

Další možností je článek typu LiFe, který je evolucí Li-Ion článků. Tyto Lithium-železo-fosfátové články mají nižší nominální napětí při 3,3V a i nižší hustotu energie, ale zvládají tisíce nabíjecích cyklů. Dále jsou odolnější na mechanické zacházení a na vybití na hranici 2,8V. [34]

Další evoluce článků Li-ion je typ Li-pol. Akumulátory Lithium-polymer jsou vylepšením základních článků téměř ve všech směrech tedy v hustotě energie, počtu nabíjecích cyklů, samovybití a paměťovém efektu. Výměnou za tyto vlastnosti jsou ale více náchylnější na správné nabíjení. Proto je potřeba na desku plošných spojů umístit součástku, která bude toto správně zajišťovat. K dodání energie pro nabíjení bude sloužit konektor USB.

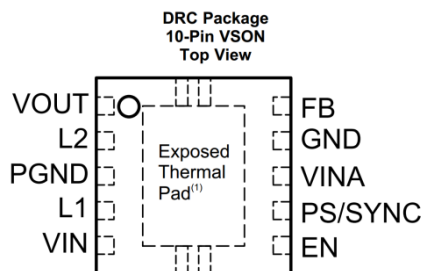
Na desce plošných spojů je akumulátor zapojený na vstup stejnosměrného měniče přes 1A pojistku.

2.1.5.2. Měnič napětí

Měnič slouží jako zdroj pracovního napětí pro systém. Protože napájím desku z akumulátoru, potřebuji DC/DC měnič. Měniče se rozlišují podle toho, zda napětí snižují, zvyšují nebo invertují.

Vybral jsem měnič TPS63001DRCT. Je to nenastavitelný 3,3V spínaný měnič typu buck&boost, tedy snižující a zvyšující zároveň. Požadavky na zdroj napětí má v rozsahu

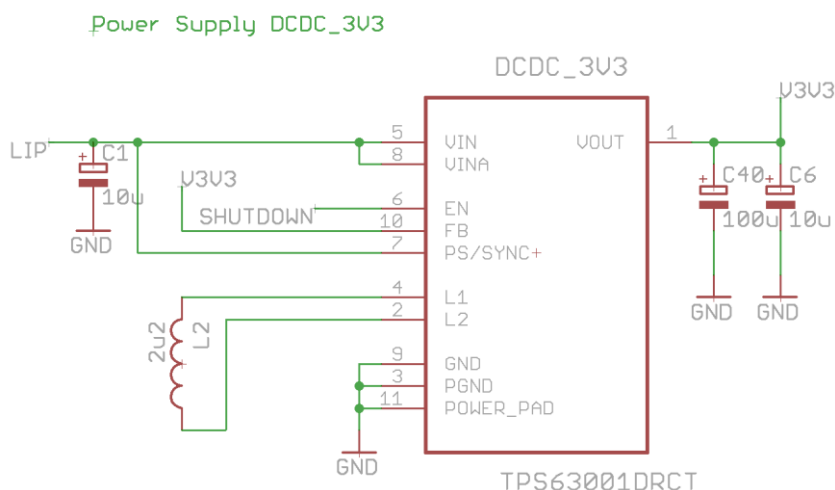
1,8V až 5,5V. Napětí Li-pol akumulátoru se pohybuje v rozsahu 2,8 - 4,2V. Měnič má vysokou účinnost. Automaticky se přepíná mezi režimy buck&boost. Má funkci pomalého náběhu napětí. Dále potřebuje malé množství okolních součástek pro svůj běh. Má zabudované ochrany proti nízkému napětí a přehřátí. Měnič má velkou zemní plošku, která zároveň slouží k chlazení součástky. Měnič je v pouzdru DRC 10-Pin VSON (QFN) s rozměry 3x3x1mm a rozložení plošek pouzdra je vidět na následujícím obr. 18. [24]



obr. 18: Pouzdro a rozložení padů [24]

Výstup měniče je fixních 3,3V s frekvencí spínání 1,5MHz. Toto napětí jsem vybral, protože je typické pro většinu součástek. Je doporučeno jako nejvhodnější ve většině technických dokumentací. Měnič dosahuje při napětí 3,3V až 96% účinnosti podle odběru a zdroje napětí. [25]

Měnič jsem zapojil způsobem, který můžeme vidět na následujícím obr. 19.



obr. 19: Schéma zapojení měniče napětí TSP63001DRCT

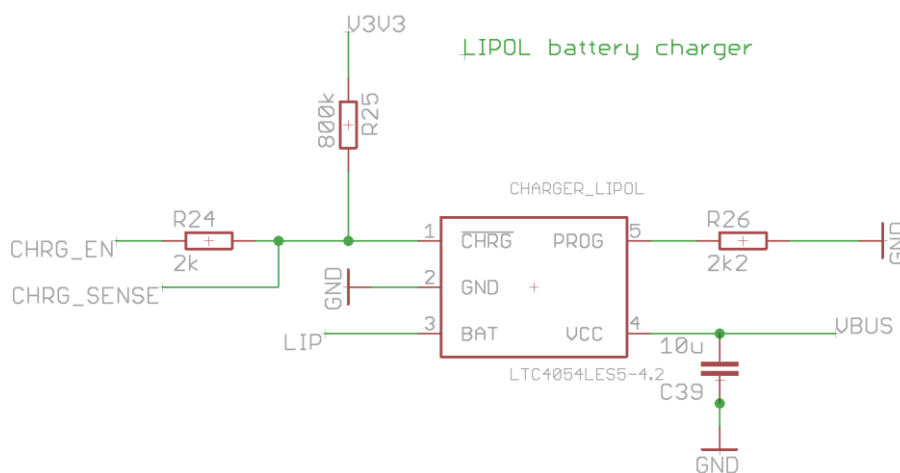
Vodič LIP je připojení baterky. Na vstupu je blokovací 10µF polarizovaný kondenzátor. Měnič má připojenou jednu cívku s hodnotou 2,2µH. Měnič má na pin FB připojenou zpětnou vazbu z výstupního napětí. Shutdown cesta slouží pro vypnutí měniče

při vybité baterii. Na výstup jsem dal dvojici blokovacích polarizovaných kondenzátorů o hodnotách 100 μ F a 10 μ F. Funkci Power Save jsem nastavil na stav high a tím ji i vypnul, aby změny rychlosti spínání nemohly ovlivňovat senzory. [25]

2.1.5.3. Nabíjecí okruh

Nabíjecí okruh slouží k nabíjení vestavěného akumulátoru Li-pol. Integrovaný obvod, který jsem vybral, je LTC4054-4.2 od společnosti Linear Technology. Obvod je navržen specificky pro nabíjení Li-Ion a Li-pol akumulátorů. Součástka je již z výroby nastavena na maximální napětí 4,2 V s možnou chybou až $\pm 1\%$. Nabíjecí obvod je spínaný a má integrované ochranné diody. Obvod byl specificky navržen, aby hlavním zdrojem energie pro dobíjení bylo rozhraní USB. Nabíječ ve vypnutém stavu má spotřebu proudu 2 μ A, tedy zanedbatelnou. Nastavitelný rezistor limituje maximální nabíjecí proud. [26]

Schéma zapojení nabíječky LTC4054-4.2 vidíme na následujícím obr. 20.

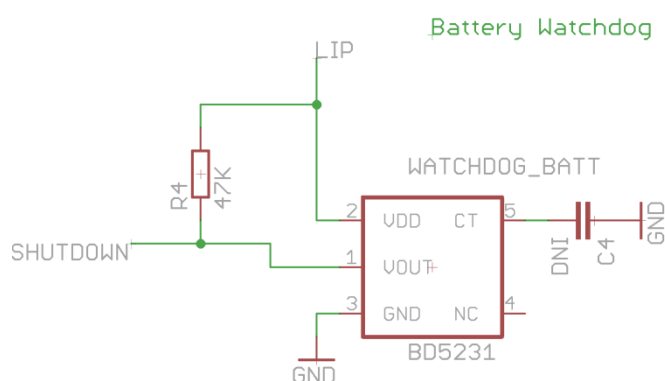


obr. 20: Schéma zapojení nabíječky Li-pol článku

Nabíječku jsem zapojil na zdroj napětí přes 10 μ F kondenzátor. Pro lepší stabilizaci napětí jsem použil 10x větší kondenzátor než je doporučený v technické dokumentaci. Pin BAT jsem zapojil na kladný pól Li-pol akumulátoru. Pin CHRG je připojený dle technické dokumentace na procesor a na napájení 3,3 V zařízení. Na pinu PROG je zapojený rezistor, který nastavuje maximální dobíjecí proud. [26]

2.1.5.4. Hlídač napětí akumulátoru

Hlídač napětí na akumulátoru jsem přidal pro ochranu akumulátoru. Li-pol články jsou náchylné na podvybití a můžou tím být trvale poškozeny. Vybral jsem integrovaný obvod BD5231 od společnosti ROHM Semiconductor. Integrovaný obvod má nastavené hraniční napětí z výroby na 3,1V s chybou $\pm 1\%$. Hranici vypínacího napětí jsem vybral vyšší než je nutné, ale chtěl jsem mít dostatečnou rezervu. Hlídač se vyznačuje nízkou spotřebou typicky do $1\mu\text{A}$. Na následujícím obr. 21 je schéma zapojení hlídače stavu napětí akumulátoru. [27]

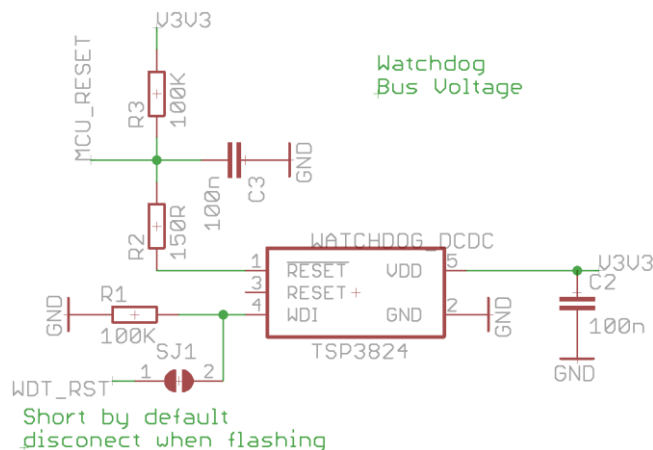


obr. 21: Schéma zapojení hlídače akumulátoru BD5231

Cesta shutdown slouží k držení měniče napětí ve vypnutém stavu, když akumulátor nemá dostatečné napětí. Rezistor R4 je pull-up cesty shutdown. Hlídač umožňuje nastavení zpoždění vypnutí po detekci nízkého napětí. Toto zpoždění se nastavuje kondenzátorem na pinu CT. Místo je na desce připravené, zatím ale neosazené. BD5231 je dostupné v pěti pinovém pouzdru SSOP5 s rozměry 2,9x2,8x1,25mm. [27]

2.1.5.5. Hlídač napětí měniče a mikrokontroléru

Jako hlídač pracovního napětí a stavu procesoru jsem zvolil integrovaný obvod TPS3824 od společnosti Texas Instruments. Tento hlídač v zařízení plní dvě funkce. Hlídá hladinu pracovního napětí v systému a kontroluje mikrokontrolér, zda se nedostal do nekonečné smyčky a zasekl se. Procesor hlídá pomocí přímé linky, na které procesor musí každých 1,6s změnit hladinu napětí. Hodnota časového limitu je napevno nastavená v obvodu. Integrovaný obvod má nízkou spotřebu proudu $15\mu\text{A}$. Schéma zapojení je na následujícím obr. 22. [28]



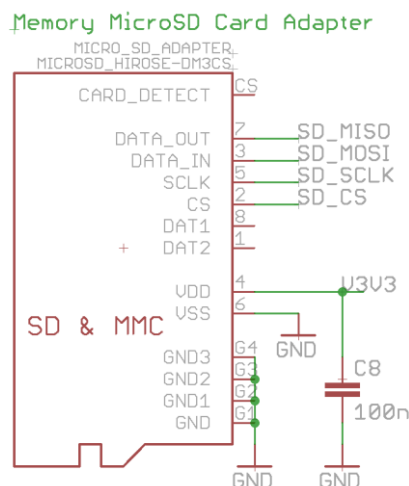
obr. 22: Schéma zapojení hlídače pracovního napětí a procesoru TSP3824

Součástku jsem zapojil dle technické dokumentace. Na vstupu je blokovací kondenzátor. Resetovací vstup je připojený přes odpor. Signál WDT_RST slouží pro změny napětí pro resetovací hodiny. Hodnota na něm se musí nejpozději každých 1,6s změnit nebo hlídač restartuje procesor. Součástka SJ1 je letovací spojka. Pro potřeby nahrávání nového firmwaru musí být spojka rozpojená a tím se vyřadí hlídač z činnosti. Součástka je dostupná v pouzdře SOT-23 s rozměry 2,9x2,9x1,6mm. [28]

2.1.6. Ukládání dat

Pro ukládání dat jsem zvolil paměťovou kartu typu microSD. Rozměrově srovnatelné paměťové čipy nemají tak velkou paměťovou kapacitu jako paměťové karty. Paměťové čipy také mají obtížně pájitelné pouzdro typu BGA. Adaptér pro microSD kartu jsem zvolil DM3CS-SF od společnosti HIROSE Electric company. Adaptér je vybaven systémem vkládání a vyndávání microSD karty pomocí otočných výklopných dvířek. Otočná dvířka mají zároveň i posunovací pojistku proti samovolnému uvolnění.

Schéma zapojení je na následujícím obr. 23. [29]



obr. 23: Schéma zapojení adaptéru paměťových karet microSD HIROSE DM3CS

Na napájecí větvi je přidán stabilizační 100nF kondenzátor. Signál SD_SCLK je synchronizační signál pro sběrnici SPI. Signály SD_MISO a SD_MOSI jsou příchozí a odchozí data zapojené na příslušné piny na procesoru. Pin CS slouží pro vybrání zařízení na sběrnici. Součástka má rozměry 13,9x13,8x1,8mm. [29]

2.1.7. Přenos dat

Pro přenos dat do počítače slouží rozhraní USB, které je nastavené v procesoru jako mass storage device z paměťové karty. Druhý způsob bude v budoucnu přesun pomocí Bluetooth modulu, pro který jsem již provedl přípravu, ale jeho implementace není v souladu se zadáním této DP její součástí.

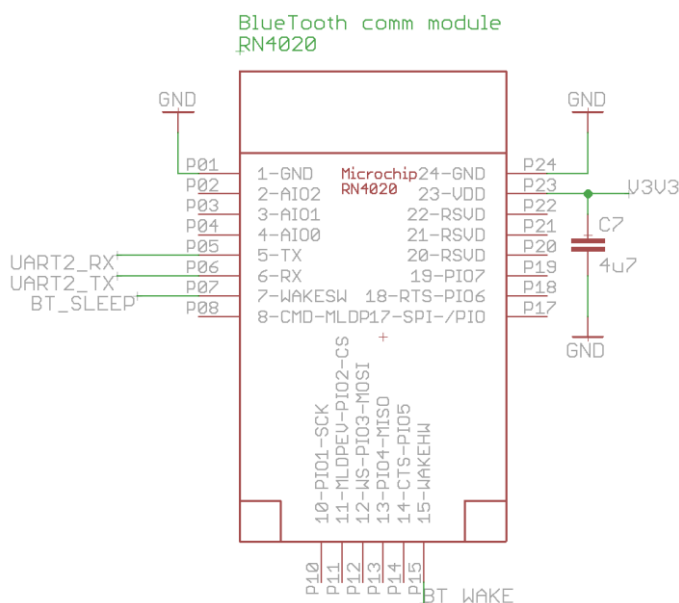
2.1.7.1. USB rozhraní

Universal Serial Bus využívám v systému k nabíjení a přesun dat. USB využívám pro přenos dat uložených na vložené paměťové kartě. Konektor jsem vybral typu mikroUSB typ B verze USB 2.0 se standardní montáží zespodu desky. Tento konektor jsem zvolil, protože je velice rozšířený, zejména v mobilních telefonech, a také nejmenší svými rozměry z dostupných USB konektorů.

Schéma zapojení je na následujícím obr. 24.

s mikrokontrolérem. Já využiji rozhraní UART. [32][33]

Modul je vybaven integrovanou anténou na součástce, která se musí umístit dle pravidel popsanych v technické dokumentaci. Část s anténou jsem umístil mimo desku plošného spoje. Schéma mého zapojení můžeme vidět na následujícím obr. 25.



obr. 25: Schéma zapojení BT modulu RN4020

Z hlediska napájení má modul, kvůli vysokým startovacím a vysílacím špičkovým odběrům, připojený jeden na vstup 4,7μF. Pro komunikaci je zapojená dvojice cest linky UART. Zbylé dvě cesty BT_WAKE a BT_SLEEP jsou spojené s procesorem na GPIO piny a slouží k ovládání spánkových režimů. [32]

2.1.8. Shrnutí

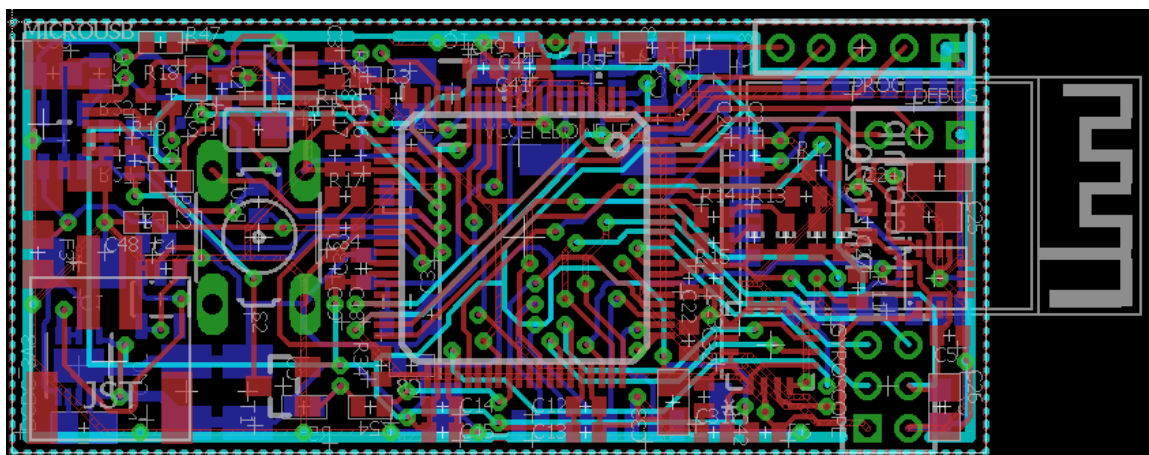
V této kapitole je uveden seznam všech významných součástek. U každé je popsán její účel v zapojení, jejich popis a podrobné schéma zapojení z programu EAGLE. V této kapitole jsem vytvořil schéma zapojení v programu EAGLE a tím splnil část zadání DP.

2.2. Realizace

Obsahem kapitoly je popis vyrobené desky plošných spojů. Vytvoření vhodného voděodolného pouzdra pro spojení s manuálním kartáčkem. Naprogramování firmwaru a oživení vyrobeného hardwaru. Otestování funkčnosti jednotlivých komponent včetně testu senzorů.

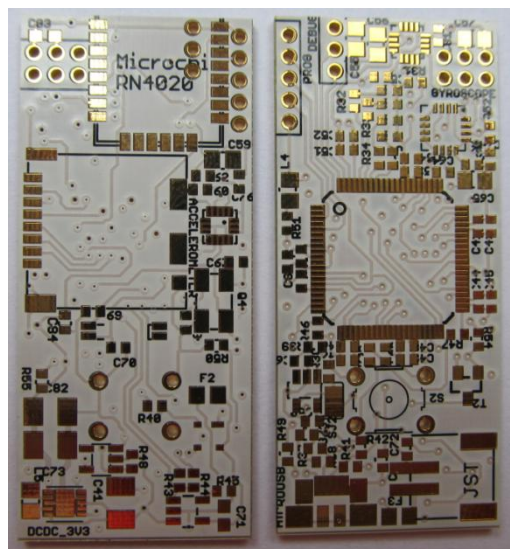
2.2.1. Deska plošných spojů

Desku plošných spojů jsem navrhl v příslušné komponentě programu EAGLE na základě vytvořeného schématu zapojení. Desku jsem navrhoval jako 4 vrstvou. Desku jsem nechal vyrobit v externí firmě, která se na tyto služby specializuje. Návrh desky jsem zaměřil na udržení její co nejmenší šířky s menším důrazem na její délku. Délku nepovažuji z hlediska ergonomického použití za překážku. Desku se všemi vrstvami nám zobrazuje obr. 26.

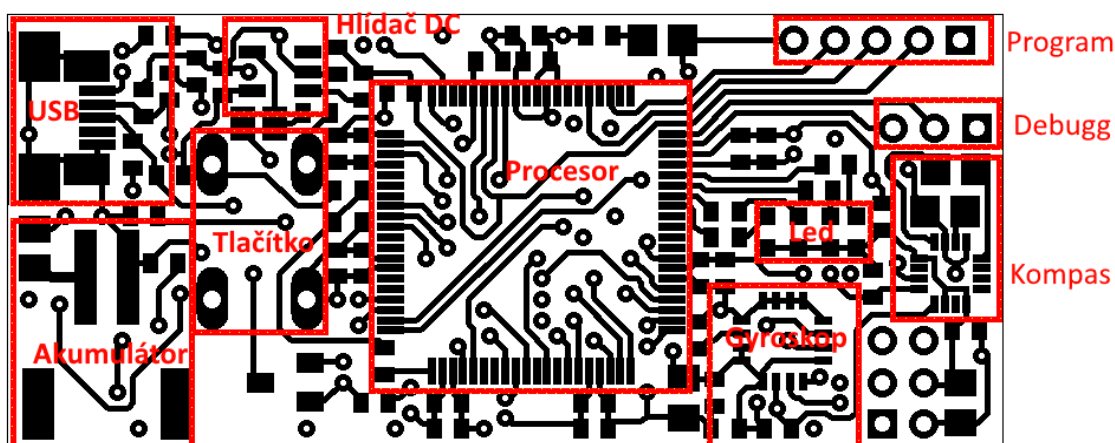


obr. 26: DPS všechny vrstvy vyobrazené přes sebe. Červená je horní, tyrkysová je druhá, červeně šrafovaná je třetí a modrá je spodní

Navrhl jsem desku o rozměrech 55x21 mm. Dalšího snížení šířky desky se mi nepodařilo dosáhnout kvůli procesoru a jeho napájení a velkému množství spojů s ostatními součástkami. Neosazenou desku z obou stran můžeme vidět na následujícím obr. 27.

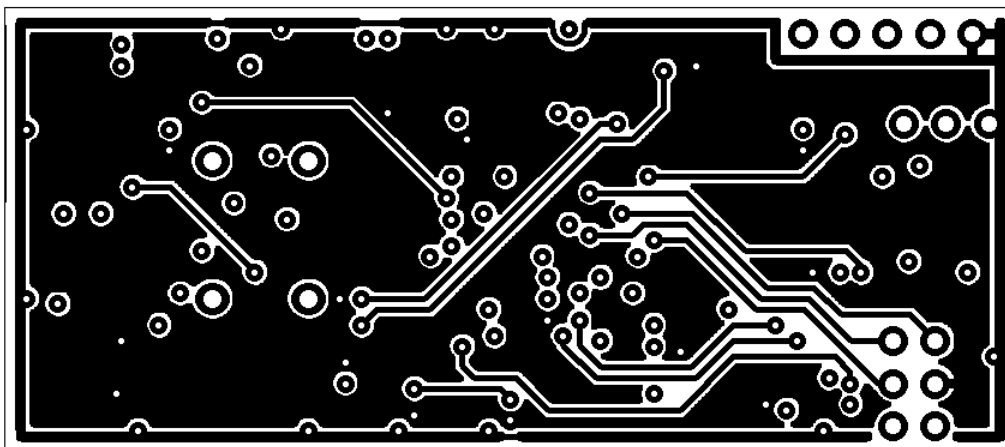


obr. 27: Neosazená deska plošných spojů s bílou maskou



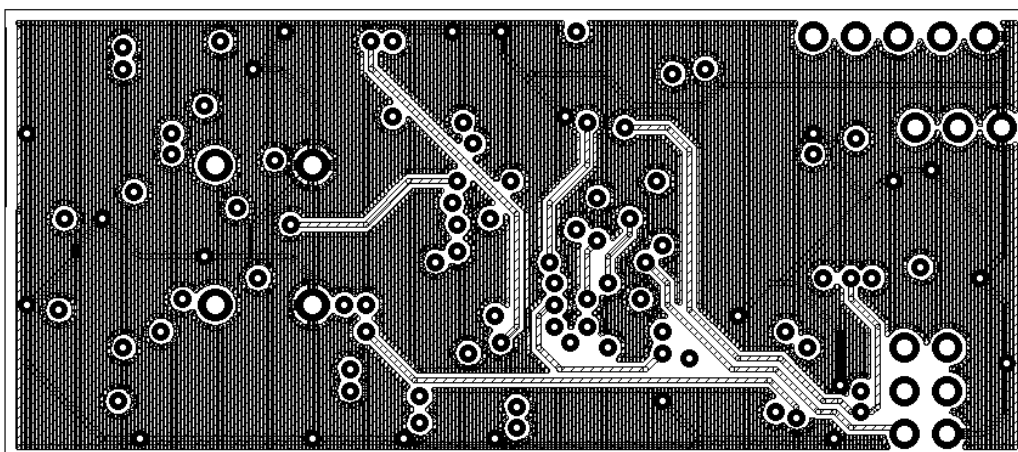
obr. 28: Horní vrstva DPS

Horní vrstva DPS je na obr. 28. Deska obsahuje následující součástky: procesor, konektor USB, konektor akumulátoru, programovací konektor, led diody, hlídač napětí procesoru a gyroskop. USB značí mikroUSB konektor. Akumulátor je konektor pro připojení baterie. Tlačítko je umístěné přesně ve středu šířky desky stejně jako LED diody pro signalizaci stavů. V pravém horním rohu je umístěn programovací konektor. Konektor Debugg slouží pro ladění firmwaru. Hlídač DC sleduje pracovní napětí a procesor, zda se nedostal do nekonečné smyčky. Je zde gyroskop a příprava na kompas.



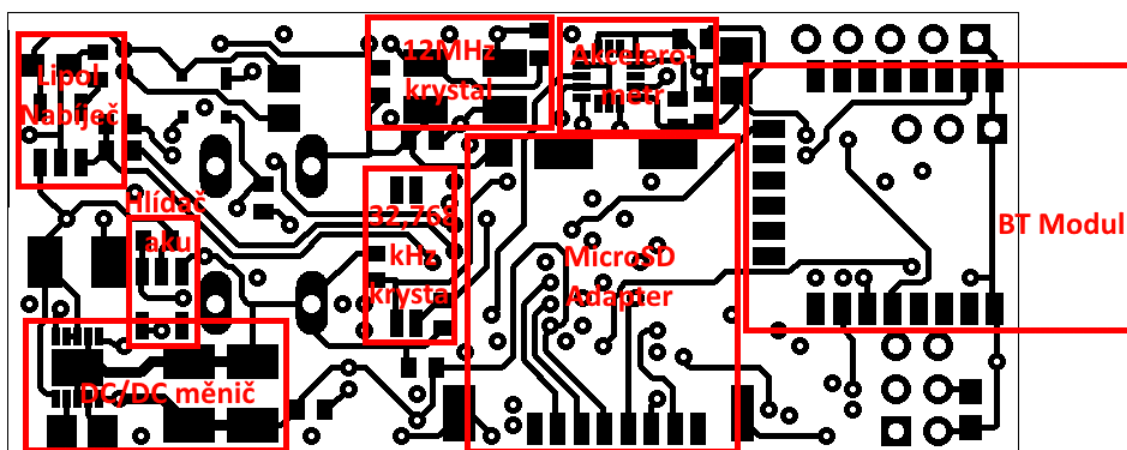
obr. 29: Druhá vrstva DPS, rozlité napětí

Druhá vrstva je zobrazena na obr. 29. Ve druhé vrstvě je po celé ploše pracovní napětí 3,3V. Ve vrstvě je několik signálových linek. Okolo celého plošného spoje je vyveden zemní vodič. Tento okruh je zde z důvodu omezení sršení náboje do okolí.



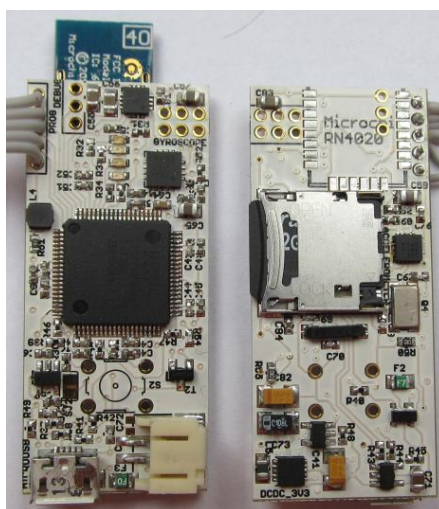
obr. 30: Třetí vrstva DPS, rozlitá zem

Na obr. 30 je třetí vrstva. Ve třetí vrstvě je rozlitá zem a také zde vede několik signálních cest.



obr. 31: Spodní vrstva DPS

Na obr. 31 je spodní vrstva, na které jsou součástky. Na spodní straně dps je umístěna Li-pol nabíječka. Je zde Hlídač napětí akumulátoru. V levém dolním rohu je DC/DC měnič s kondenzátorovou kaskádou. Na této vrstvě jsou krystaly procesoru. Adaptér na microSD kartu je zhruba uprostřed. Vedle adaptéru je akcelerometr. Vpravo jsem připravil místo pro BT modul.



obr. 32: Osazený plošný spoj

Na obr. 32 je vidět osazený plošný spoj. V této kapitole jsem popsal plošný spoj elektronické části zubního kartáčku vyexportované z návrhového programu EAGLE ve verzi, ve které jsem ho nechal vyrobit. Touto kapitolou jsem splnil část zadání DP, která se týkala výroby a osazení desky plošných spojů.

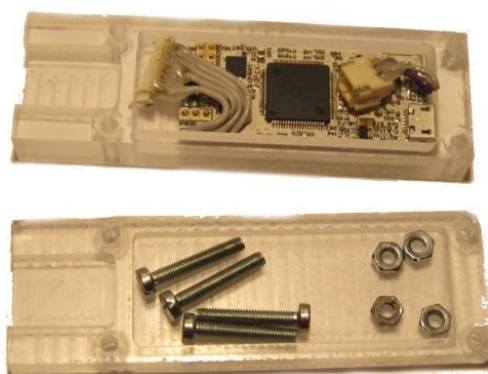
2.2.2. Zapouzdření

Elektronickou část jsem se rozhodl připojit na konec kartáčku v pouzdru, které se sešroubuje okolo konce kartáčku. Celý komplet je vidět na obr. 33. Pouzdro na elektroniku jsem navrhnul v softwaru GALAD a vyrobil z plexiskla na CNC frézce.



obr. 33: Experimentální zubní kartáček

Pouzdro se skládá ze dvou polovin. Pouzdro má přesně vyfrézované místo pro vložení kartáčku Curaprox CS. Kartáček se v uchycení neviklá. Uchycení dps do obalu je vyřešené přesným vyfrézováním na šířku dps. Pouzdro je spojené pomocí 4 šroubků M3 s hlavou na plochý šroubovák. Šrouby jsou částečně zapuštěné do pouzdra. Jediné místo, které je teoreticky propustné pro vodu a vlhkost, budu proto těsnit silikonem, čímž dosáhnou absolutní vodotěsnosti. Rozebrané pouzdro je vidět na obr. 34.



obr. 34: Obě poloviny pouzdra včetně desky a šroubků

Do pouzdra jsem nepřipravil žádný vstup pro konektor záměrně. Pouzdro jsem vytvářel

pro potřeby plnění DP, nikoliv pro použití v praxi. Předpokládal jsem rozebrání pouzdra po každém použití nebo měření, proto jsem nepřidělal do pouzdra další slabé místo. Pouzdro jsem nevyužíval při syntetických testech polohy.



obr. 35: Test odolnosti pouzdra proti pronikání vody

Vodotěsnost pouzdra jsem otestoval ponořením do vody na 60 minut (obr. 35). Po vyjmutí jsem pouzdro rozebral a zkontroloval těsnost. Pouzdro nebylo uvnitř vlhké a prošlo testem. Tímto jsem splnil část zadání o vytvoření vhodného pouzdra pro experimentální zubní kartáček.

2.3. Firmware

Firmware mikrokontroléru LPC1759 je naprogramovaný v jazyce C. Mezi jeho výhody velká rozšířenost, rychlost a jednoduchost. V jazyce C také pro procesor existuje velké množství knihoven. Pracoviště na Albertově si aktivně vyvíjí i knihovny vlastní, které usnadňují programování a zpřehlednění kódu. Mikrokontrolér může být programován pomocí JTAG nebo SWD. Vývojové prostředí jsem použil open source program Eclipse v mutaci pro psaní C/C++. O nahrávání firmwaru se stará programátor (obr. 36), který umožňuje i ladění firmwaru. Programátor je od společnosti Segger, konkrétně J-link, verze edu pro studenty a školní výuku.

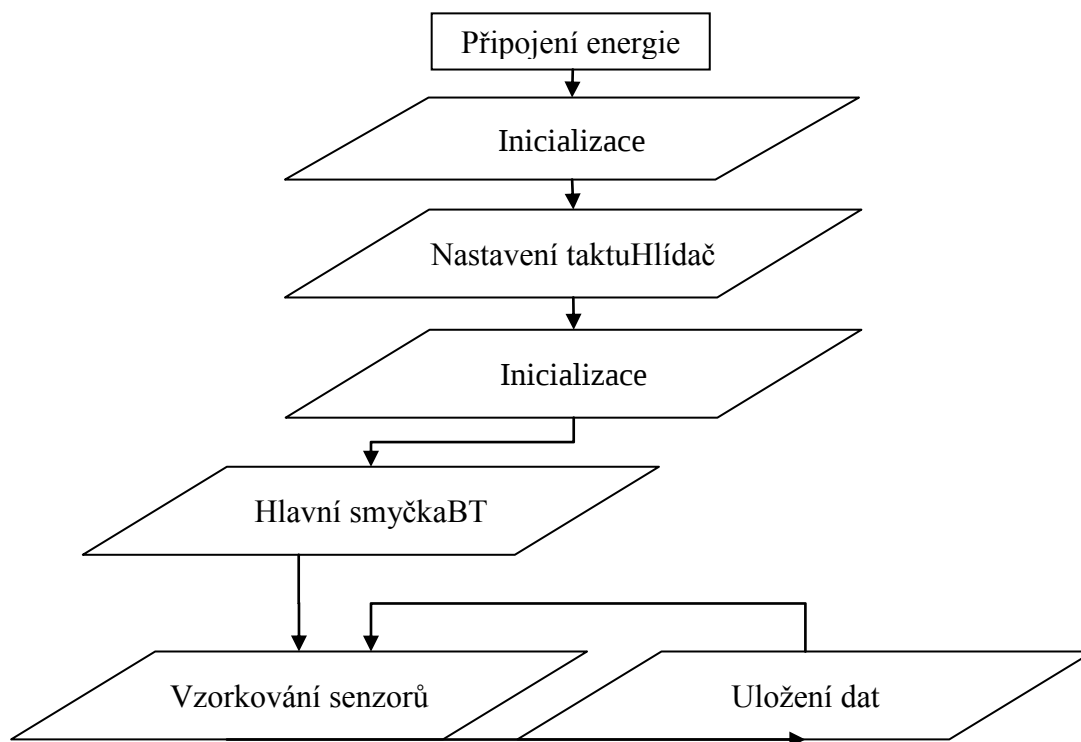


obr. 36: Programátor J-link s programovací redukcí

Až napětí dosáhne pracovní úrovně, mikrokontrolér naběhne do svého základního stavu.

Po naběhnutí do základního stavu začne zavádět mnou napsaný firmware, jehož diagram je na obr. 37. Firmware jako první mění pracovní takt na vyšší. Poté probíhá inicializace všech ostatních periférií a procesor přejde do základní smyčky, kde je vyčítání senzorů a ukládání dat na mikroSD kartu nebo mass storage device režim.

Firmware mám rozdělený do několika zdrojových a hlavičkových souborů. Základní soubor je main.c. Další soubor je led.c, kde jsou všechny části kódu pro inicializaci a nastavení světelné signalizace. V souboru initialization.c, je základní nastavení a inicializace všech periférií. Poslední soubor handlers.c obsahuje všechny uživatelské rutiny přerušení.



obr. 37: Princip funkce firmwaru

Do periférií patří všechny součásti řízené procesorem, tedy signalizace LED diodami, UARTy, I²C, SPI, akcelerometr, gyroskop, USB, timery a podobné.

2.3.1. Inicializace

Jako první proběhne přenastavení hlavního oscilačního signálu z integrovaného RC oscilátoru na externí krystal, který je připojen na vstupech xtal 1 a 2. Zároveň s touto akcí změním pracovní frekvenci na maximálních 120 MHz.

Po nastavení taktu a hlavního oscilátoru inicializuji Timer, kterým vytvářím vzorkovací frekvenci senzorů. Timer je časovač, který počítá do nastavené hodnoty a poté spustí svůj interrupt s naprogramovanou funkcí. Timer je poprvé spuštěn při rozběhnutí pracovní hlavní smyčky.

Jako další provádím inicializaci GPIO pinů, které ovládají většinu periférií. Spouštím a nastavuji LED diody. Na GPIO pinech portů 0 a 2, kam jsou připojené senzory, nastavuji funkci interruptu.. Na piny s funkcí interruptu jsou připojeny DATA READY signály od senzorů.

Inicializuji sériovou sběrnici I²C, na kterou mám připojené digitální senzory. S inicializací sběrnice nastavuji senzory. Nastavuji měřicí rozsahy, vzorkovací frekvence, typ bufferu a další.

Akcelerometr má nastavený měřicí rozsah na $\pm 8g$. Gyroskop má nastavený měřicí rozsah na $\pm 2000^{\circ}s^{-1}$.

Inicializuji sériovou sběrnici SPI. Na této sběrnici je připojený adaptér na mikroSD kartu, kterou využívám jako úložiště dat.

Jako poslední periférii inicializuji USB rozhraní. Nastavuji jeho chování na mass storage device, hlásí se tedy v počítači jako výměnný USB disk.

Nakonec spouštím hlavní smyčku.

2.3.2. Hlavní smyčka

Do kartáčku jsem naprogramoval dvě hlavní smyčky respektive stavy. Pouze jeden stav může být aktivní v jeden moment. Pro přepínání mezi stavy slouží v mém případě připojení na mikroUSB konektor.

První ze stavů je měřicí stav. Ten je aktivní, když není připojeno napětí na USB konektoru. V tomto stavu jsou zapnuté senzory a měří se vzorkovací frekvencí 200 Hz. Procesor data ukládá do souboru s názvem DATA-000 typu .csv, čísla se postupně mění. Soubor vytvářím každých 30 vteřin nový. Soubor ukládá data do sloupečků. První je pořadí vzorku od prvního startu této hlavní smyčky. Další jsou data ze senzorů podle os v pořadí XYZ. Akcelerometr má data uloženy v miliG. Gyroskop má uložené osy ve stejném pořadí a jednotky jsou stupně za sekundu.

Druhý ze stavů je stav Mass storage device režim. Ten je aktivní, když je připojeno napětí na USB konektoru. Je-li kartáček připojený k počítači, připojí se jako vyjímatelný disk. Na disku jsou uloženy všechny soubory. Aby kartáček mohl pracovat s microSD kartou, musí být naformátována na souborový systém FAT. Pro úsporu energie jsou v tomto režimu všechny ostatní periferie uspané a je snížen takt procesoru. Po vysunutí USB konektoru kartáček přejde opět do měřicího stavu.

Tímto jsem tedy splnil část zadání, když jsem zařízení oživil napsaným firmwarem.

2.4. Otestování funkčního vzorku

Náplní této kapitoly je otestování správné funkce periferií desky a celého systému. První kapitola se zabývá otestováním součástek. Druhá kapitola se věnuje ověření správného měření senzorů.

2.4.1. Funkčnost součástek

Tato kapitola je velmi úzce spjata s programováním firmwaru elektroniky. Správná funkce součástek závisí na správném naprogramování procesoru.

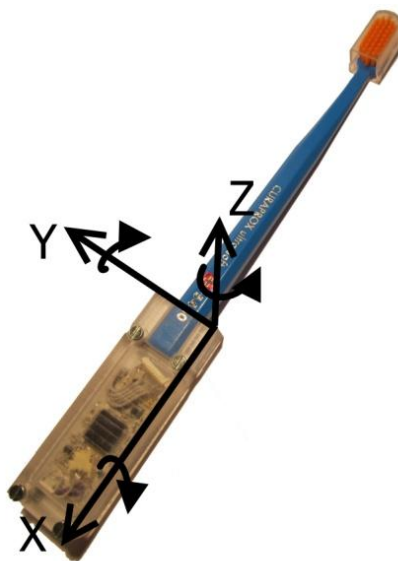
První jsem provedl jednoduchý test signalizace. LED diody jsem pomocí firmwaru rozsvítil.

Otestoval jsem stejnosměrný měnič napětí, zda dodává správné pracovní napětí. Voltmetrem jsem změřil napětí. Naměřil jsem hodnoty, které se pohybovaly v rozpětí 3,292-3,294 V. Měnič napětí je v pořádku.

Nabíječku Li-pol akumulátoru jsem otestoval na vybité baterii. Test jsem provedl připojením vybitého akumulátoru s hodnotou napětí 3,393 V a zapojením elektroniky do běžně dostupné 5 V nabíječky skrze obvod, který umožňuje měřit aktuální napětí, proud, celkový proud a celkový čas nabíjení. Hned po zapojení jsem změřil voltmetrem napětí na článku a bylo 4,09 V a s proudovým odběrem 0,43 A. Po deseti minutách jsem změřil napětí 4,17 V s odběrem 0,2 A. Po celkem 22 minutách bylo napětí na akumulátoru 4,18V s odběr elektroniky 0,14 A. Po 37 minutách nabíjecího cyklu se napětí článku ustálilo na 4,19V s odběrem 0,07 A. Celkem jsem nabil 104 mAh⁻¹. Nabíjecí obvod funguje.

Hlídač napětí baterie jsem ověřil pomocí připojení baterie skoro úplně vybité. Kartáček se nezapnul. Hlídač napětí baterie funguje správně.

Akcelerometr jsem otestoval za pomoci zemského gravitačního zrychlení. Postupně jsem umístil senzor do orientace všech tří os. Orientace jsem znal z technické dokumentace v kombinaci s usazením na desce plošných spojů. Následující obr. 38 ukazuje orientaci os akcelerometru vůči kartáčku. Šipky jsou ve směru kladného přírůstku hodnot.



obr. 38: Projekce os do kartáčku

Test gyroskopu jsem provedl pomocí otáčení desky v ruce. Ze znalosti orientace os vůči pouzdru a tedy i dps jsem věděl, jakým směrem tedy musím otočit rukou s elektronikou, aby se pohyb propagoval v daných osách senzoru.

Na obr. 38 můžeme vidět orientaci os gyroskopu vůči dps. Šipky jsou ve směru kladného přírůstku hodnoty. Rotační osy X a Y jsou prohozené v softwaru, aby se seděla konvence.

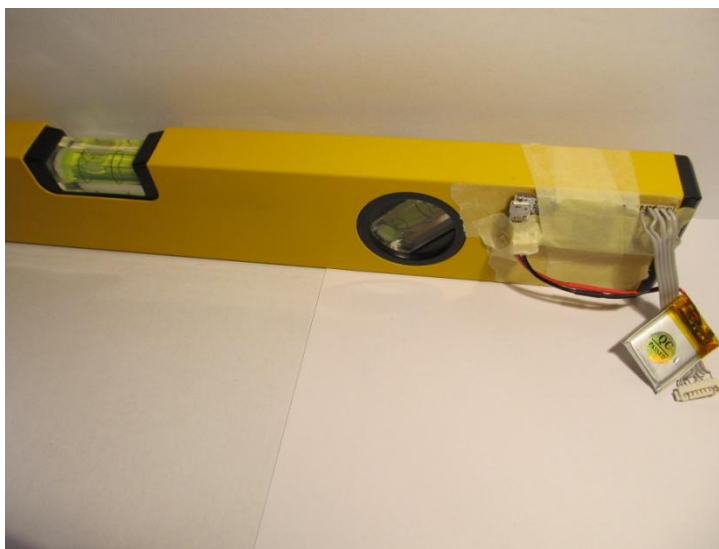
Vyčítání dat pomocí USB je také funkční a zařízení se hlásí jak vyjímatelný disk v prostředí Windows.

V této kapitole jsem ověřil funkčnost jednotlivých částí desky plošných spojů. Všechny části vyhověly.

2.4.2. Ověření přesnosti senzorů

Digitální senzory jsou již kalibrovány v továrně při výrobě. Pro ověření správnosti měření a úpravy offsetu jsem navrhl následující testy.

Pro akcelerometr mohu provést velice jednoduchý test pomocí zemského gravitačního zrychlení. Desku tištěných spojů jsem pomocí papírové lepicí pásky co nejpřesněji připevnil ke krátké vodováze jak je vidět na obr. 39. Desku plošných spojů jsem se snažil co nejlépe srovnat s povrchem vodováhy. Desku jsem připevnil hranami DPS souběžně s hranami vodováhy.



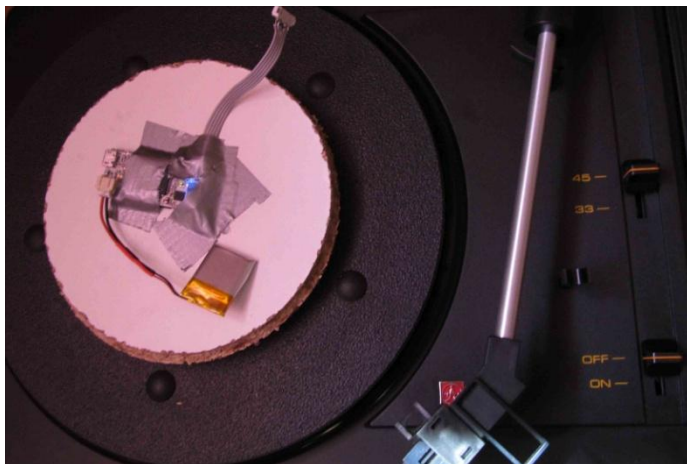
obr. 39: Ověření senzorů vodováhou

Tímto postupem jsem kontroloval všechny osy a to jak ve směru kladného přírůstku tak záporného. Test jsem měřil po dobu 30 vteřin pro každou osu každým směrem. Celkem jsem provedl 6 měření.

Pro úpravu nulového offsetu gyroskopu jsem využil data z měření akcelerometru pomocí vodováhy, kdy bylo zařízení po dobu měření v naprostém klidu. Offset se pohyboval maximálně v rámci jednotek stupňů za sekundu.

Jako druhý ověřovací test jsem využil starého gramofonu. Gramofonový talíř má přesně definované otáčky řízené pomocí rozvodné sítě. Gramofon zároveň nemá příliš rychlé otáčky na mnou použitý gyroskop. Dosáhnout limitu měřicího rozsahu gyroskopu lze pouhým rychlým otočením ruky. Měřicí rozsah jsem na gyroskopu nastavil na maximální rozsah $\pm 2000^{\circ}\cdot s^{-1}$. Gramofon má dvě rychlosti otáčení $33\frac{1}{3}$ a 45 otáček za minutu. V přepočtu na stupně za sekundu je to $200^{\circ}\cdot s^{-1}$, respektive $270^{\circ}\cdot s^{-1}$. Rychlost

otáčení gramofonu jsem si ověřoval. Ověření jsem provedl změřením času, za který se talíř otočil 20x respektive 30x pro rychlejší rotaci. Rotace jsem spočítal na $202^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$ a $273^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$. Rozdíl mohl být způsoben nepřesným odměřením času nebo drobnou odchylkou ve frekvenci sítě. Testovací uspořádání je vidět na obr. 40.



obr. 40: Test gyroskopu osa Z

Desku jsem se snažil upevnit co nejpresněji nad osu rotace talíře. Uchytil jsem ji do mirelonu pro měření os X a Y. Mirelon jsem přilepil na dřevotřískovou desku. Rotaci okolo osy Z jsem měřil přilepením přímo na desku. Deska má uprostřed vyvrtanou díru, do které sedne trn talíře gramofonu. Test byl 30s dlouhý a provedl jsem ho pro obě rychlosti a rozdíly byly do $^{\circ}$ za sekundu.

2.5. Syntetické testy polohy

Syntetické testy polohy jsem se rozhodl udělat, protože potřebuji provést snadno vypočitatelný nebo změřitelný pohyb, abych mohl ověřit přesnost výpočtu polohy z inerciálního systému kartáčku. Proto jsem navrhl několik testů lišících se počtem dimenzí, ve kterých počítám. Pro výpočet jsem napsal několik skriptů. Skripty jsem napsal v programu Matlab2014b a jsou přiložené na CD nosiči. K zobrazení průběhu akceleraace a úhlového zrychlení jsem vytvořil skript showme.m.

Začal jsem 1D testem. Jedná se o jednoduché posunutí modulu kartáčku po stole podél hrany o definovanou vzdálenost. Posun probíhá pouze v ose X a následně pomocí výpočtu dle rovnic (1) a (2) z kapitoly 1.3 vypočítám délku posunu. Výpočetní algoritmus je ve skriptu posun1D.m.

Dále testuji výpočet ve 2D prostoru. Jedná se o posunutí v rovině XY. Nejdříve 50 cm

ve směru osy aX a poté o 30 cm ve směru osy Y. Pro výpočet jsem napsal skript posun2D.m. Druhý 2D test je posun pod úhlem 45° na osy X a Y o 42 cm.

Jako poslední jsem provedl test sledování polohy ve 3D prostoru. Napsal jsem algoritmus pro výpočet 3D polohy do skriptu inertia.m. Tento algoritmus jsem vyzkoušel na sadě dat posunu pod úhlem 45° z předchozího 2D testu. Algoritmus jsem otestoval na datech z ověřovacího testu akcelerometru, konkrétně osy Z.

2.6. Pilotní testy

Tato kapitola obsahuje testovací metodiku experimentálního zubního kartáčku. V poslední části se budu zabývat testovací metodikou pro měření reálných dat.

Měření vyžaduje, aby se subjekt při čištění co nejméně hýbal. Hlava pro správné vyhodnocení musí být ve vzpřímené poloze. Pohyb hlavou, jako je například otočení, během čištění znehodnocuje pouze data daného úseku nikoliv celého měření.

Nejdříve jsem naměřil referenční a obvyklé pohyby při čištění zubů. Propagaci jednotlivých způsobů čištění jsem popsal.

Provedl jsem test na reálných datech zaměřený na otestování schopnosti ověřit možnost zpětného rozlišení čistících technik. Měření reálných dat probíhalo v koupelně a průběh měření se nahrával na kameru pro pozdější ověření správné identifikace pohybů. Kamera bude umístěna na úrovni úst. Snímat obličej bude z profilu za účelem lepšího výhledu na kartáček.

2.7. Shrnutí kapitoly

V kapitole jsem popsal návrh zapojení a použitý hardware. Popsal jsem navrženou desku plošných spojů vyrobenou na základě návrhu dps. Desku jsem osadil součástkami a oživil firmwarem, který je v této kapitole popsán. Otestoval jsem funkci všech komponentů vzniklého funkčního vzorku desky. Sestrojil pouzdro pro připevnění k manuálnímu kartáčku. Navrhl jsem syntetické testy pro otestování možností sledovat polohu, pro výpočty vytvořil skripty v matlabu. Navrhl jsem testovací metodiku pro pilotní měření.

3. Výsledky

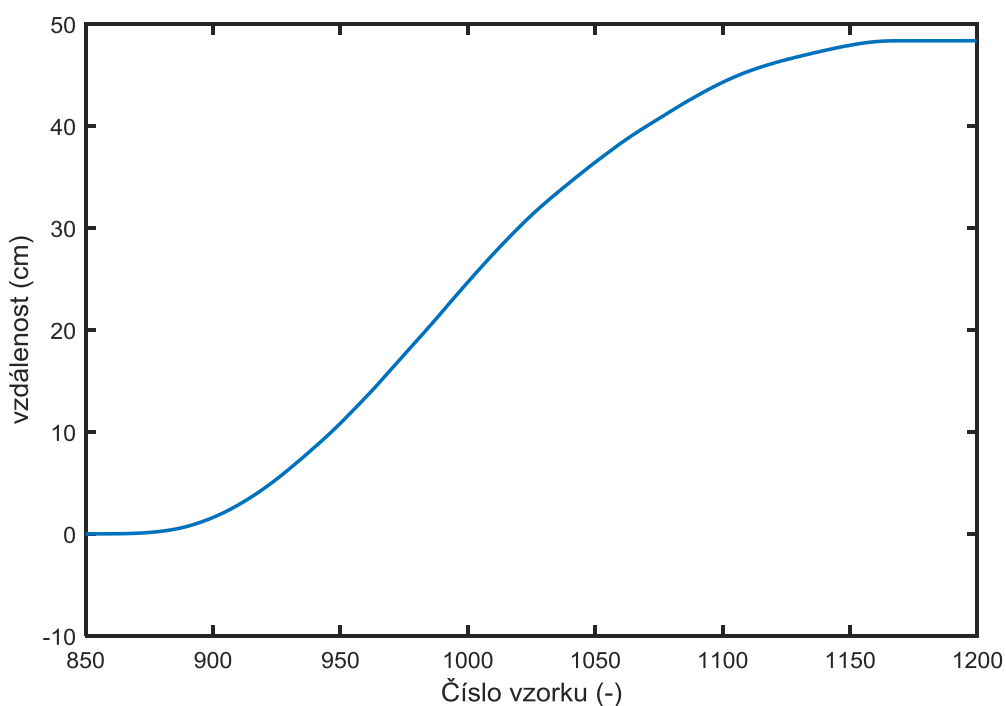
V této kapitole jsou výsledky měření sledování polohy. Obsahuje naměřené průběhy referenčních křivek. Kapitola také obsahuje vyhodnocení dat z reálného testu.

3.1. Syntetické testy sledování polohy

V této kapitole se budu zabývat výsledky syntetických testů polohy. Začnu od nejjednodušších 1D pohybů až po test využívající celý inerciální systém.

3.1.1. Posuvný 1D test

Pomocí skriptu posun1D.m, který jsem napsal na numerický výpočet polohy z rovnic (1) a (2). Vypočítal hodnoty posunutí o 50 cm.



obr. 41: 1D posunovací test, průběh vzdálenosti od počátku v závislosti na počtu vzorků

Na obr. 41 je průběh vzdálenosti bodu X od počátku v závislosti na počtu vzorků. Maximální vzdálenosti byla 48,4 cm. Tato hodnota je velice blízká posunu o 50 cm. Podobný test jsem provedl celkem šestkrát. Výsledky vidíme v tab. 5.

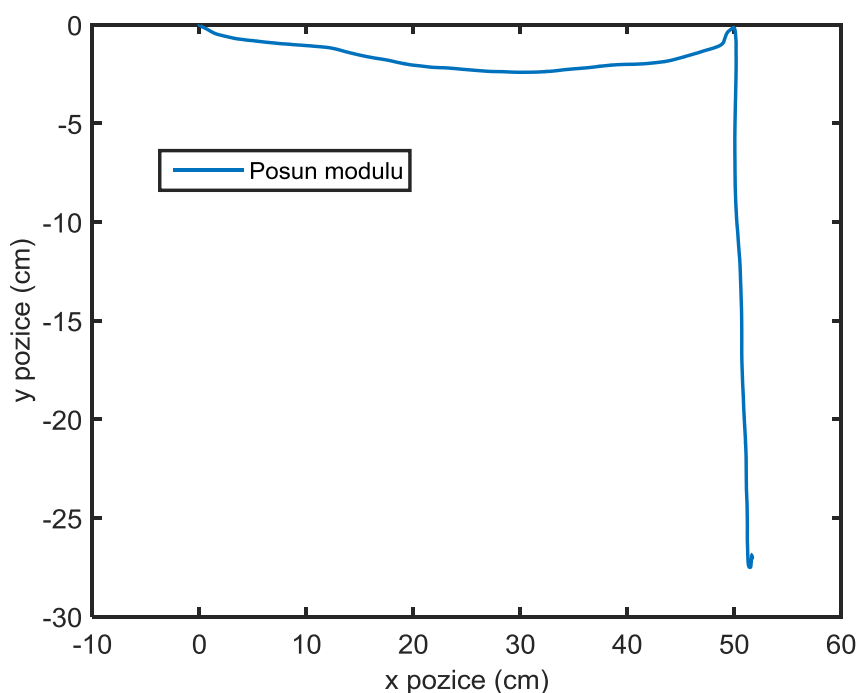
tab. 5: Výsledky posuvného testu, včetně průměrů

Vzdálenost (cm)	Vypočtený posun (cm)	Relativní chyba (%)
50	48,4	3,2
50	49,0	2,0
50	44,3	11,4
50	44,6	10,8
45	40,7	9,6
45	41,8	7,1
Průměr		7,3

Z naměřených dat je vypočtená relativní chyba 7,3 %. Domnívám se, že nepřesnost je způsobena kombinací faktorů nepřesného posunutí, chybou akcelerometru, chvěním při posunu a chybou vznikající při numerickém výpočtu.

3.1.2. Posuvný 2D test

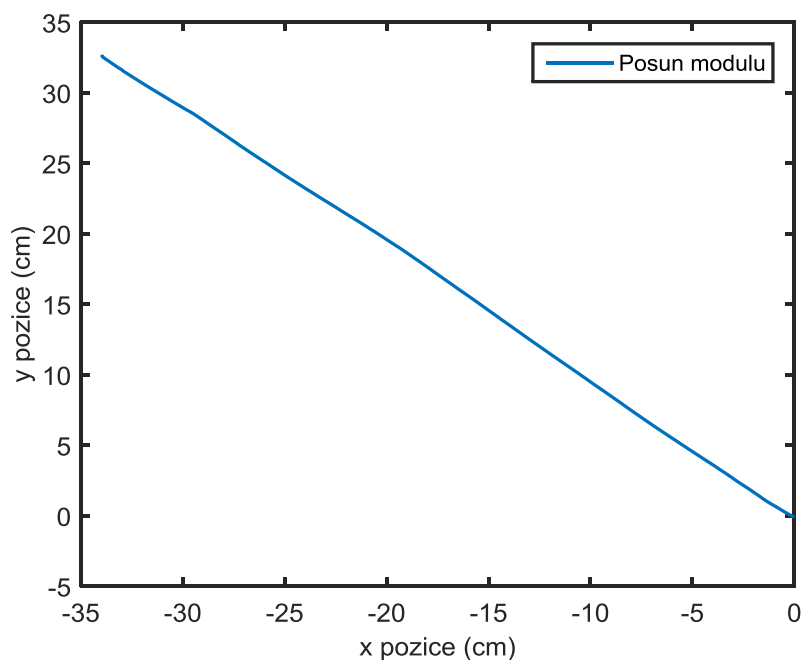
Posuvných testů ve 2D jsem prováděl více druhů. Nejdříve jsem vyzkoušel jednoduchý L-test, posunutí do L ve směru os X a Y. Poté jsem prováděl test posunutí pod úhlem 45° po úhlopříčce rovnoramenného trojúhelníku.



obr. 42: 2D L posunovací test, posun v souřadném systému XY

Na obr. 43 vidíme posunutí nejdříve v ose X a poté v ose Y. Důsledek nerovnosti křivek

je způsoben nepřesným posunutím. Vypočtené vzdálenosti jsou pro osu X 51,6 cm a pro osu Y -27,5 cm.



obr. 43: 2D st45 posunovací test, posun v souřadném systému XY

V tomto testu jsem kartáček posunul zhruba pod úhlem 45° po přeponě rovnoramenného trojúhelníku s délkou ramen 35cm. Vypočtené vzdálenosti byly 33,9 cm pro osu X a 32,6 pro osu Y. Test jsem ještě jednou opakoval.

V tab. 6 vidíme vypočtené posuny v absolutních hodnotách s vypočtenou relativní chybou.

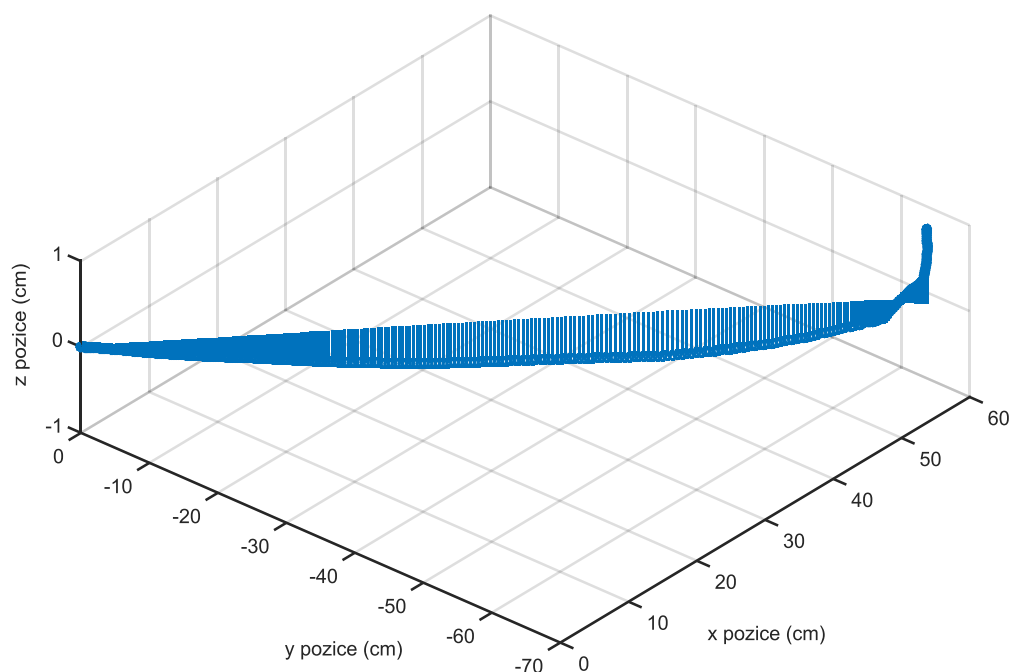
tab. 6: Výsledky posunovacích testů ve 2D včetně vypočtené relativní chyby

Typ a osa	Vzdálenost (cm)	Vypočtený posun (cm)	Relativní chyba (%)
L-test X	50	48,4	3,2
L-test Y	30	27,5	8,3
45° X	30	33,9	13,0
45° Y	30	32,6	8,7
45° X	30	24,0	20,0
45° Y	30	26,6	11,3
Průměr			10,8

Relativní chyba výpočtu polohy ve 2D je v průměru 10,8 %. Tato chyba je způsobena stejnými projevy jako pro předchozí 1D test.

3.1.3. Sledování polohy ve 3D prostoru

Skript posun2D.m použil na data 2D_st45_2 z předchozího 2D testu.



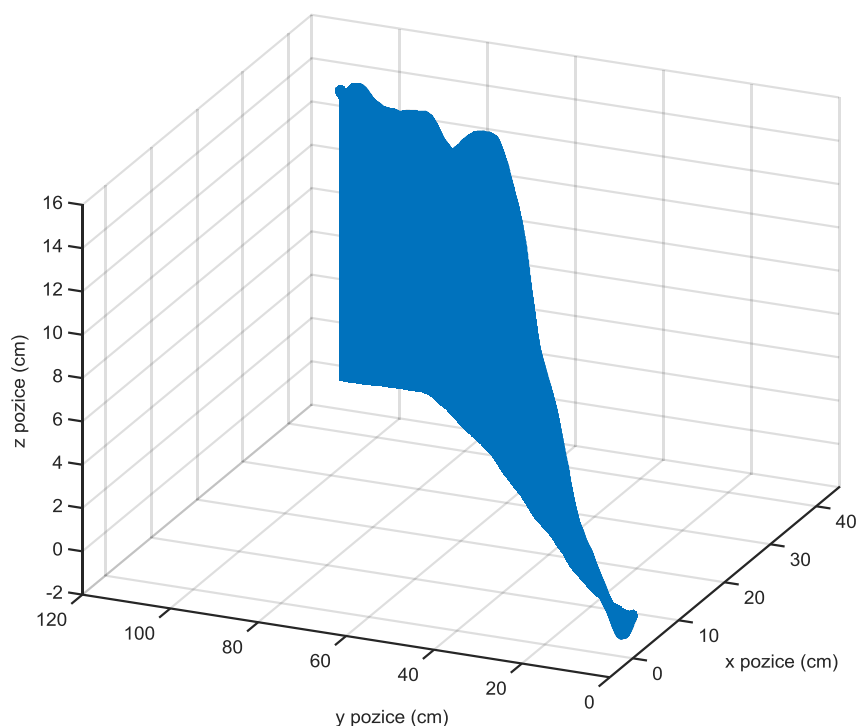
obr. 44: 3D s45 test, posun v souřadném systému XY a zobrazení v XYZ

Výsledek testu je zobrazen na obr. 44. Na předchozí test jsem aplikoval nový algoritmus. Tento algoritmus počítá ve 3D prostoru. V tab. 7 můžeme vidět, že algoritmus má velkou relativní chybu.

tab. 7: Výpočet relativní chyby výpočtu 3D algoritmu

Osa	Vzdálenost (cm)	Vypočtený posun (cm)	Relativní chyba (%)
X	30	58,6	95,3
Y	30	65,2	117,3
Z	0	1,3	nelze

Algoritmus pro výpočet 3D jsem poté použil na data z testu ověření offsetu akcelerometru osy Z. Výsledek je na obr. 45.



obr. 45: Test driftu 3D algoritmu

Výpočetní algoritmus měl drift 42,3cm na ose X, na ose Y měl 110,3cm a na ose Z 14,5cm. Tento výsledek není uspokojivý. V aktuální implementaci nelze algoritmus použít na výpočet polohy kartáčku.

3.1.4. Shrnutí testování sledování polohy

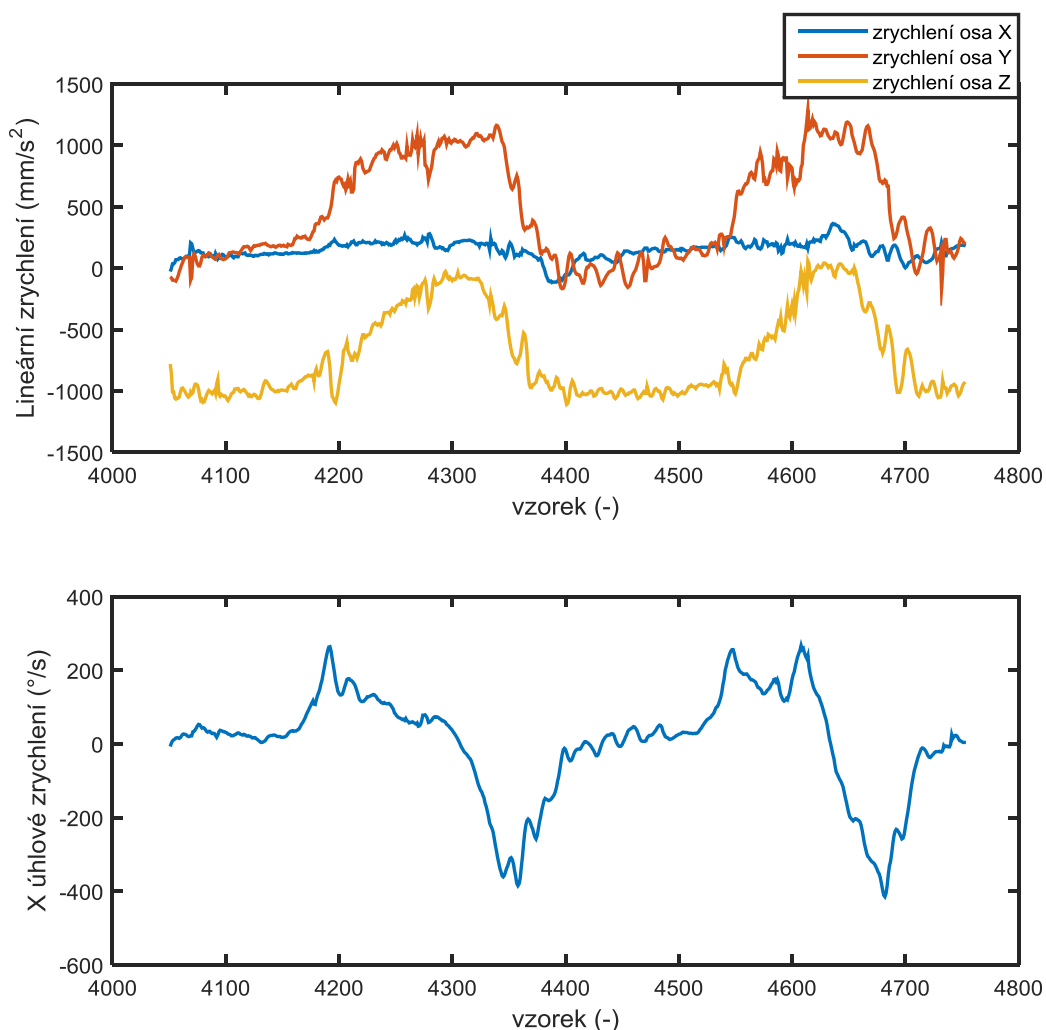
Napsané algoritmy pro výpočet polohy v 1D a 2D pracují dle očekávání. Algoritmus pro 3D pracuje již se značnou chybou. K jejímu odstranění bude sloužit 3-osý magnetometr, pro který je již celé zařízení připravené a jeho vlastní implementace nebyla součástí cílů a prací této DP.

3.2. Tvary křivek způsobů čištění referenčních čištění

V této kapitole budou komentované křivky naměřené kartáčkem pro jednotlivé způsoby techniky čištění zubů popsané v kapitole 1.2. Důležité osy, do kterých se pohyby propagují, jsou všechny osy XYZ akcelerometru (a_X , a_Y , a_Z) a osa X gyroskopu (g_X) procházející drždlem. Souřadný systém os je na **obr-**

3.2.1. Technika Rolling stroke.

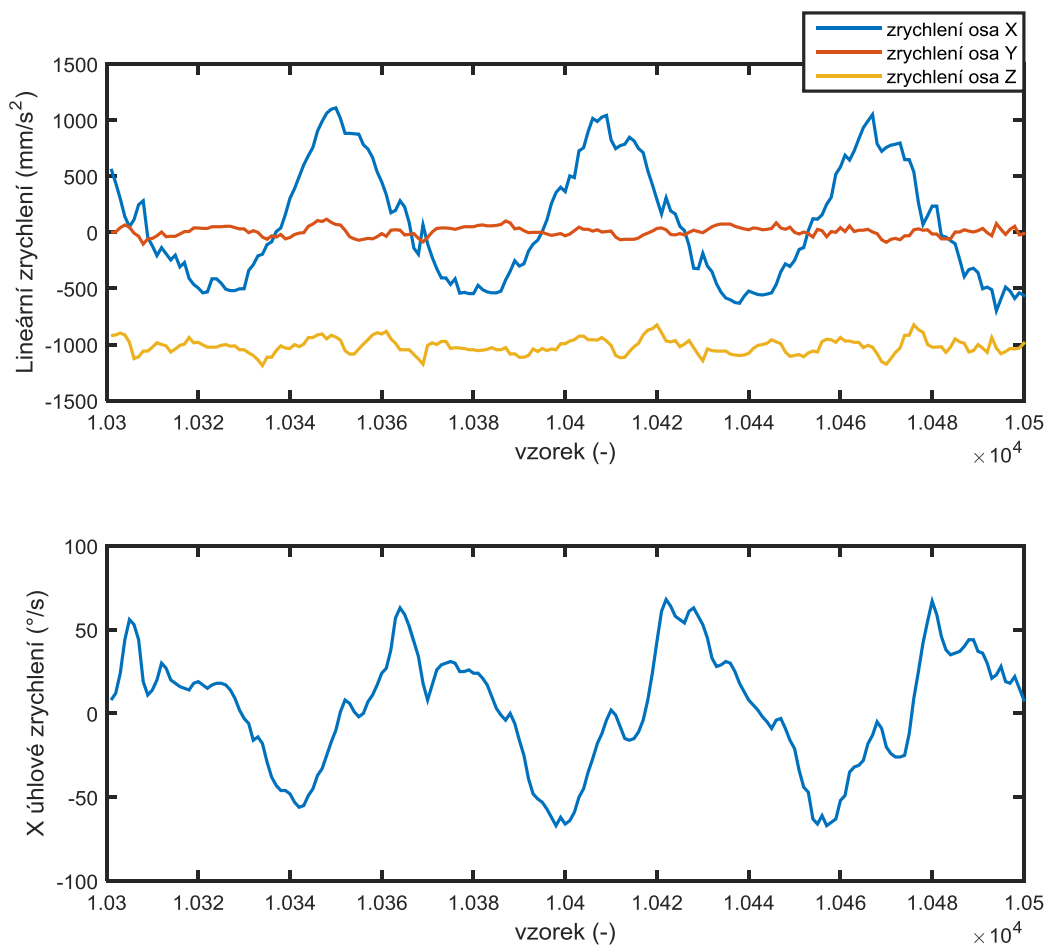
Základní pohyb čištění zubů techniky rolling stroke.



obr. 46: Průběhy akcelerace a úhlové rotace během základního pohybu techniky rolling stroke

Při čištění bočních stran zubů se nám do roviny aYaZ přesune veškeré gravitační zrychlení. Nejdříve je veškeré zrychlení v ose aZ poté při začátku rotačního pohybu se začne přesunovat na osu aY. Do této roviny se také začne projevovat zrychlení dolů jdoucího pohybu. Zrychlení na ose aX by mělo být co nejmenší a pohybovat se okolo nuly. Rotace se při správné technice projeví na gX souběžně na s akcelerací v aY a aZ.

3.2.2. Čištění žvýkacích plošek zubů

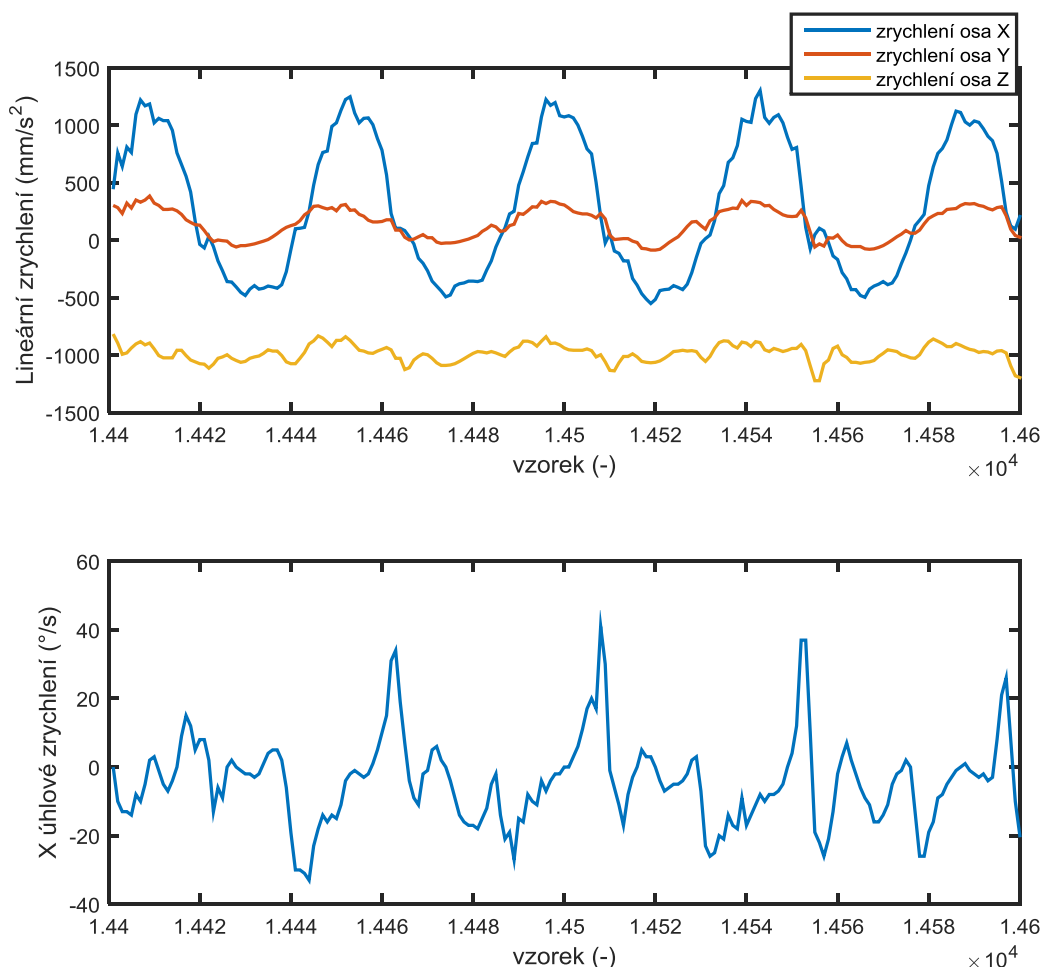


obr. 47: Průběhy akcelerace a úhlové rotace během čištění mělnících ploch zubů

Při čištění mělnících plošek se nám promítá pohyb do osy aZ gravitačního zrychlení, protože štětiny směřují na horní zuby nebo na spodní zuby. Čistící pohyb nahoru a dolů se nám projevuje v ose aX oscilací. Osa aY a gX naopak mají zůstat co nejklidnější v okolí nulové hodnoty. Oscilace v těchto osách jsou způsobeny, pohyby ruky při čištění neprobíhají přesně podél os, které měří kartáček.

3.2.3. Čištění předních řezáků z jazykové strany

Přední řezáky se čistí stejným typem pohybu jako mělníci plošky zubů.

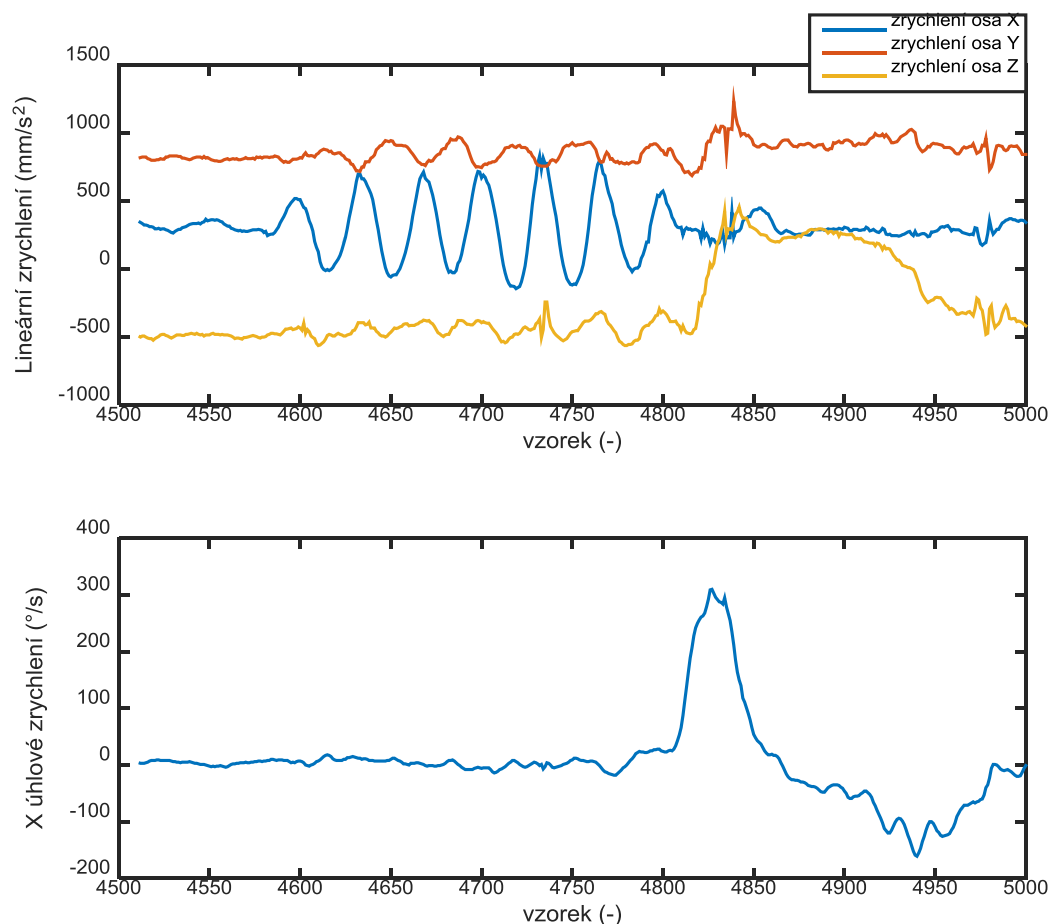


obr. 48: Průběhy akcelerace a úhlové rotace během čištění předních zubů z jazykové strany

Je zde pouze ten rozdíl, že gravitační zrychlení se projevuje do roviny aXaZ a nikoliv pouze do osy aZ jinak je pohyb stejný. Také je zde aktivita na ose aY. Ta vznikla z faktu, že při čištění těchto prostorů se ruka nepohybuje přesně v ose, ale je mírně vychýlená. Oscilace v těchto osách jsou způsobeny, pohyby ruky při čištění neprobíhají přesně podél os, které měří kartáček.

3.2.4. Technika modified Bass

Při použití této techniky se neliší způsob čištění zubů mělnících plošek a předních řezáků.

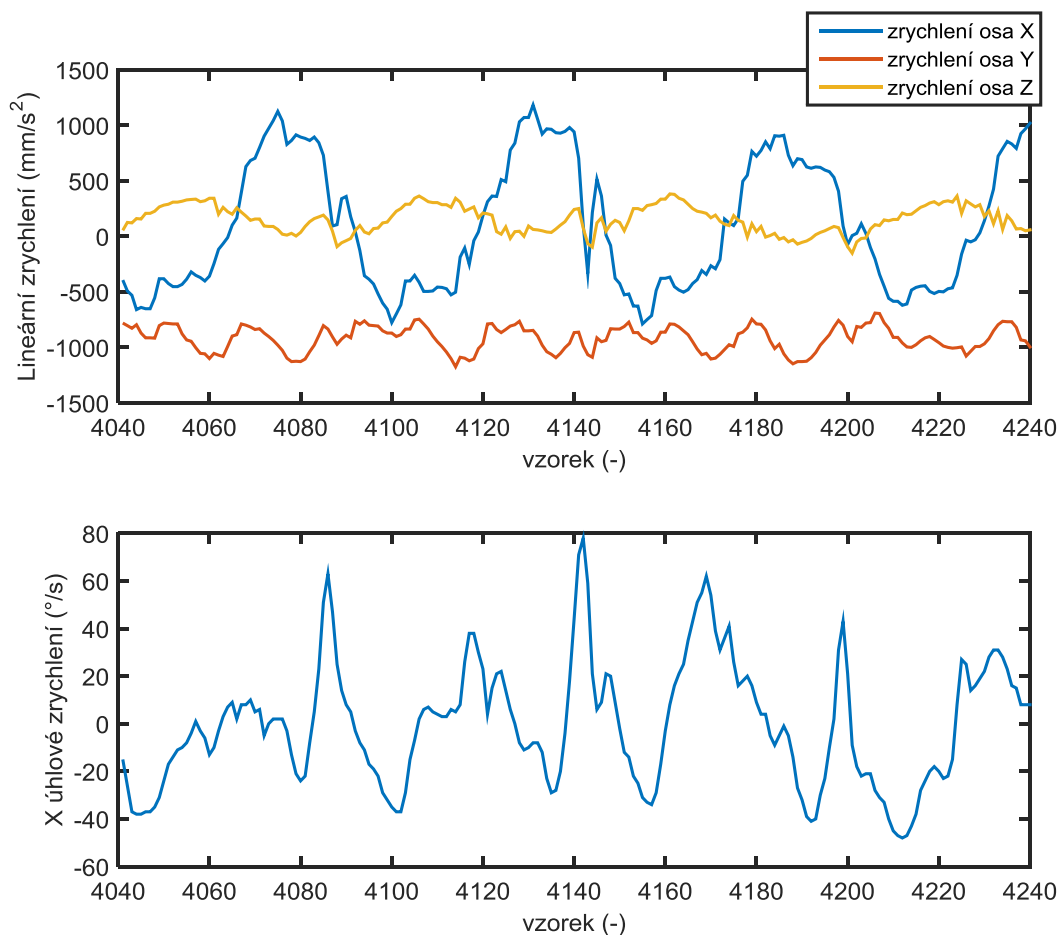


obr. 49: Průběhy akcelerace a úhlové rotace během základního pohybu techniky modified Bass

Průběh tohoto způsobu se je velmi podobný technice rolling stroke. Při čištění bočních stran zubů se nám do roviny aYaZ přesune veškeré gravitační zrychlení. Nejdříve je veškeré gravitační zrychlení v ose rozdělené zhruba na poloviny mezi osy aY a aZ. Poté začne část, kde se má s kartáčkem vibrovat a do všech os se promítnou velice rychlé oscilace s největší amplitudou do osy aX. Poté začne fáze stahování, kde se objeví rotacev ose gX a gravitační zrychlení a zrychlení pohybu se začne promítat hlavně do osy aY.

3.2.5. Čištění boků zubů tahy podél oblouku

Tento způsob je velice rozšířený, proto ho zde také ukazují. Co se týče křivek jedná se stejný pohyb jako v kapitolách 3.2.2 a 3.2.3 s rozdílem přesunu gravitačního zrychlení do osy aY z osy aZ.

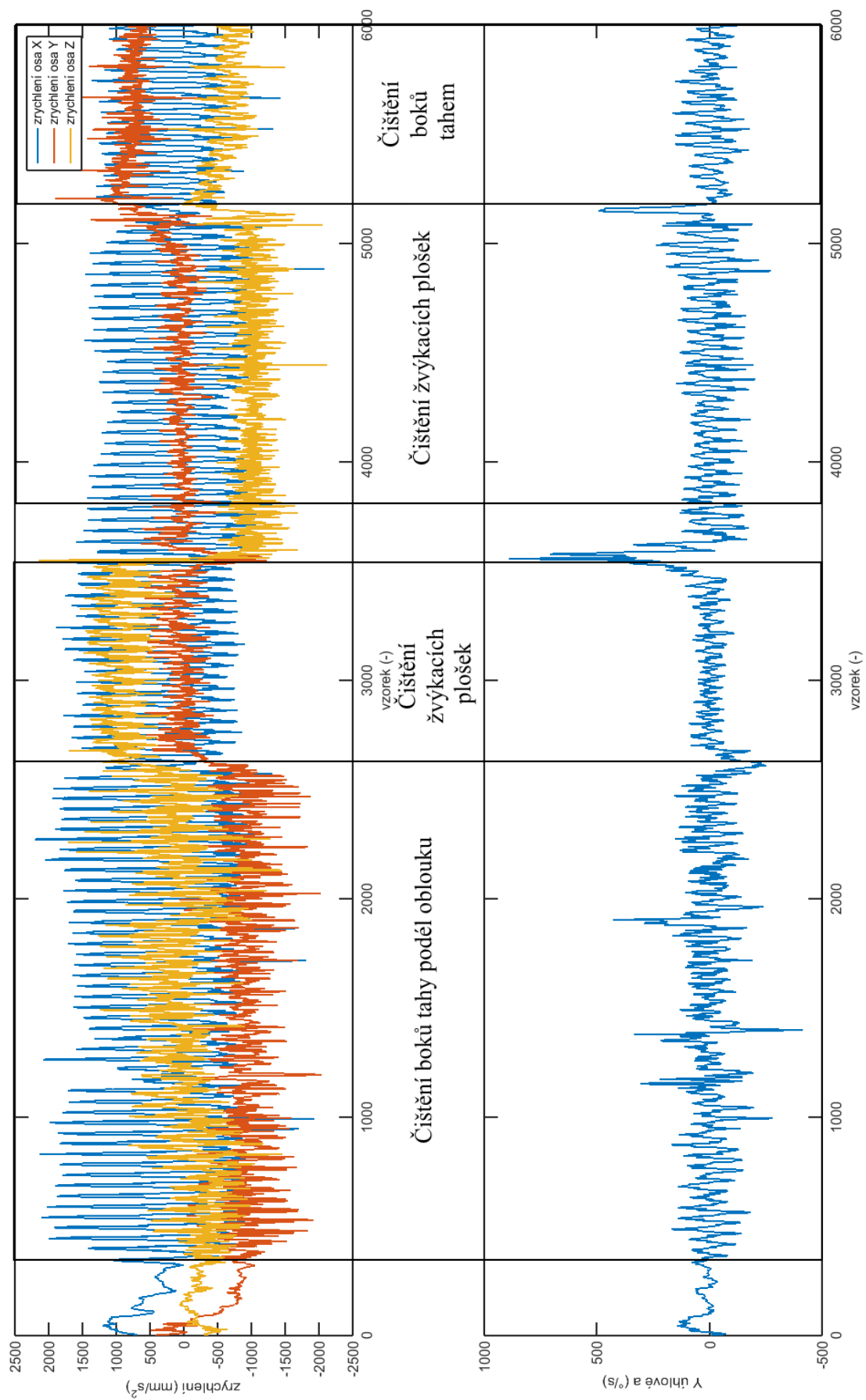


obr. 50: Průběhy akcelerace a úhlové rotace během pohybu čištění boků zubů podél oblouku

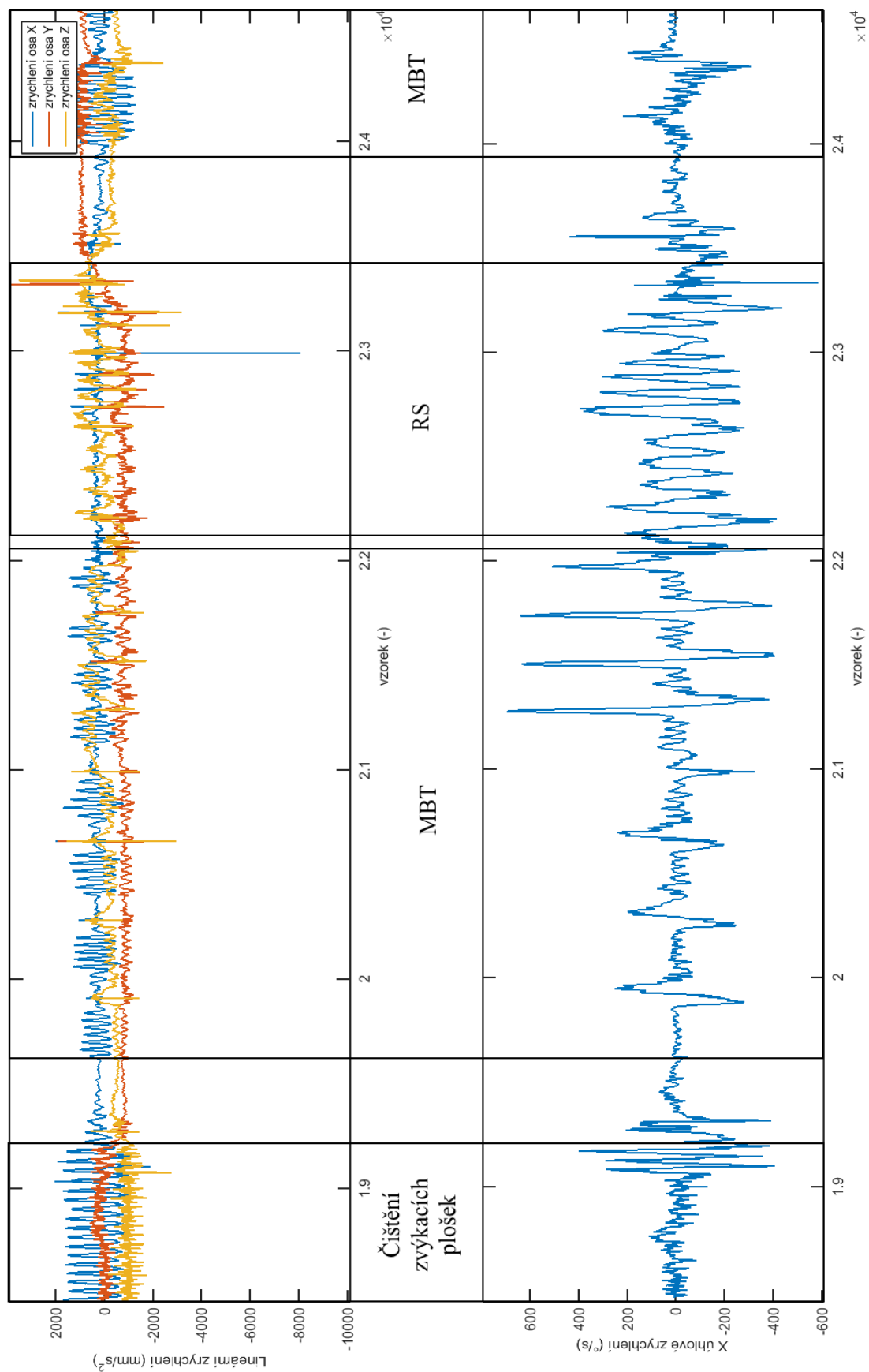
Gravitační zrychlení se nám promítá do osy aY. Čistící pohyb se nám projevuje v ose aX oscilací. Osy aZ a gX naopak mají zůstat co nejklidnější v okolí nulové hodnoty. Oscilace v těchto osách jsou způsobeny, pohyby ruky při čištění neprobíhají přesně podél os, které měří kartáček.

3.2.6. Test rozlišitelnosti způsobů čištění

Na obr. 51 a obr. 52 jsou průběhy čištění zubů s rozlišenými způsoby čištění. První průběh od počátku čištění po dobu 30s. Druhý odpovídá úseku čištění 90 až 120s.



obr. 51: Průběh čištění v čase 0-30s



obr. 52: Průběh čištění v čase 90-120s

Z průběhů křivek naměřených během běžného cvičení je možno zpětně rozlišit jednotlivé způsoby čištění. Z dat je identifikovatelné i otočení kartáčku v ruce při změně místa čištění. Průběh celého měření včetně obrazového záznamu je na přiloženém CD nosiči ve složce měření.

3.3. Shrnutí

V této kapitole jsem provedl testy polohy. Napsané algoritmy pro výpočet polohy v 1D a 2D pracují dle očekávání. Současná implementace algoritmu pro výpočet ve 3D prostoru není zatím vzhledem ke své vysoké relativní chybě dostatečná. To bude následně řešeno využitím magnetometrického senzoru, na který jsem celé zařízení již připravil. Naměřil jsem rovněž průběhy jednotlivých způsobů čištění. Na naměřených datech z čištění jsem úspěšně otestoval možnost zpětné rozlišitelnosti jednotlivých způsobů měření. Tím jsem splnil odpovídající cíle ze zadání této DP.

4. Diskuze

V práci jsem navrhl a zkonstruoval experimentální zubní kartáček, který sleduje pohyby při čištění. Navrhl jsem koncept kartáčku i s ohledem na další vývoj. Na základě konceptu jsem navrhl a nechal vyrobit desku plošných spojů, kterou jsem spojil s kartáčkem pomocí ochranného pouzdra. Toto pouzdro je vyrobené pouze pro testovací účel a jde na něm dosáhnout konstrukčních zlepšení. Chybí například otvor pro konektor nabíjení, který jsem pro zachování co největší odolnosti proti vodě do pouzdra zatím nenavrhl.

Experimentální zubní kartáček jsem otestoval, abych ověřil funkčnost všech osazených součástek. Zaměřil jsem se na ověření akcelerometru a gyroskopu. V uložených datech ze senzorů se občas vyskytují artefakty. Artefakty jsou typu náhodně objevující se maximální hodnoty dané veličiny. Jsou tři možnosti způsobu vzniku tohoto artefaktu. První, že se hodnota nekorektně načte do procesoru. Hodnota se může poškodit ukládáním na paměťovou kartu. Také se může jednat o chybu senzorů.

Dále jsem se zaměřil otestování schopnosti rozlišit čistící pohyby a polohu.

Pro výpočty polohy v různých dimenzích jsem napsal několik algoritmů v programu Matlab. Napsané algoritmy pro výpočet polohy v 1D a 2D aplikované na jednoduché pohyby v rovině fungují dle očekávání. Výpočty provádím za použití dat pouze z akcelerometru. Chyba se pohybuje do 10 % a je pravděpodobně způsobena nepřesností posouvání, chvěním podložky, chybou senzoru, která prošla přes filtraci a možnou kvantizační chybou způsobenou vzorkováním.

Při výpočtech zjišťování polohy v prostoru pomocí inerciálního systému tvořeném gyroskopem a akcelerometrem jsem zjistil, že současné implementaci nemá dostatečnou vypovídající hodnotu. Můj systém dosahuje přesnějších výsledků při testech v klidu než [15], který zkoušel přesnost systému Xsens Mtx ve své technické zprávě. Problém je pravděpodobně způsoben driftem orientace gyroskopu. Ten je velice obtížně kompenzovatelný, protože je náhodný a neměřitelný. Při vytváření návrhu jsem připravil místo pro integraci třiosého digitálního kompasu, ten by měl umožnit odebrat ze systému jeden stupeň volnosti, stabilizovat celý systém a omezit samovolný drift gyroskopu. Dalšího zlepšení přesnosti lze dosáhnout použitím metod fúze senzorů. V dalším vývoji se zaměřím na použití připraveného kompasu v kombinaci s algoritmy

fůze senzorů, a tím se budu snažit zlepšit přesnost pro použití v experimentálním kartáčku.

V další části DP jsem se zabýval měřením charakteristických průběhů jednotlivých způsobů čištění. Kartáček je schopen snímat průběhy zrychlení a rotace velice dobře. Na základě naměřených dat jsem identifikoval časté způsoby čištění a správné způsoby vycházející z doporučených vybraných technik. Pro správnou identifikaci pohybů není důležitý směr zrychlení, ale poměr jejich absolutních hodnot doplněných o informaci z gyroskopu.

Závěrem jsem provedl měření, jehož smyslem bylo prokázat, že z nahraných dat můžu při znalosti průběhů jednotlivých pohybů jednoznačně identifikovat způsoby čištění zubů. Při procházení celkového záznamu bylo jen 10-15 % dat neidentifikovatelných.

Závěr

Cílem této diplomové práce byl návrh a výroba experimentálního senzorického kartáčku (systému), přičemž měl mít tento systém možnost sledovat čistící pohyby a možnost rozlišit jednotlivé typy čištění zubů.

Nejdříve jsem navrhl koncept kartáčku. Na základě konceptu a zadání jsem vymezil náplň této práce. Snímání pohybů jsem zajistil tříosým akcelerometrem a tříosým gyroskopem. Získaná data jsem ukládal na paměťovou kartu a prostřednictvím USB i do osobního počítače k jejich následnému vyhodnocení.

Vytvořil jsem schéma zapojení a navrhl desku plošných spojů v programu EAGLE. Tento software jsem využil i k vyrobení technologických podkladů pro společnost zabývající se výrobou DPS. Vyrobenou desku jsem ručně osadil součástkami. Naprogramoval jsem firmware, kterým jsem systém oživil. Firmware pracuje dle očekávání, zpracovává data ze senzorů a ukládá je na paměťovou kartu. Na vyrobené a osazené desce jsem provedl test funkčnosti součástek.

Pro ochranu elektrické části před vodou a pevné spojení s kartáčkem jsem vyrobil pouzdro. Kartáček je lehkým servisním úkonem vyměnitelný.

Provedl jsem testy možnosti snímání polohy systému. Testy jsem provedl v dimenzích 1D, 2D a 3D. Pro výpočet polohy jsem vytvořil několik algoritmů, které lze použít pro výpočet polohy v úlohách 1D a 2D. Současná implementace 3D algoritmu vykazuje značnou relativní chybu, avšak systém je již od návrhu připraven na její budoucí kompenzaci pomocí tříosého magnetometru.

Provedl jsem měření průběhu jednotlivých čistících pohybů a identifikoval charakteristické průběhy výstupních signálů ze senzorů. Průběhy jsou charakterizovány pomocí lineárního zrychlení ve třech osách a rotačního zrychlení v ose podélné s kartáčkem.

Na základě provedených testů bylo zjištěno, že realizace experimentálního kartáčku odpovídá požadavkům na možnost jednoznačné identifikace jednotlivých čistících pohybu. Provedl jsem sadu pilotních měření s cílem ověřit možnost zpětné rozlišitelnosti jednotlivých charakteristických způsobů čištění zubů. V naměřených datech lze bez problémů identifikovat jednotlivé pohyby vybraných referenčních čistících technik.

Všechny cíle této práce jsem splnil. Vytvořil jsem systém experimentálního kartáčku za účelem umožnit sledování polohy a pohybu. Ověřil jsem možnost systému detekovat čistící pohyby, identifikovat a zpětně je rozlišit jednotlivé čistící pohyby. Budoucí vývoj tohoto systému se zaměří na zlepšení implementace algoritmu sledování pohybu a doplnění systému o digitální kompas, který umožní potřebné zvýšení přesnosti. Také se zaměří na ovládání systému a rozšíření jeho konektivity pomocí BT modulu.

Reference

- [1] CLARKSON, J. E., L. YOUNG, C. R. RAMSAY, B. C. BONNER a D. BONETTI. How to Influence Patient Oral Hygiene Behavior Effectively. *Journal of Dental Research* [online]. 2009, **88**(10), 933-937 [cit. 2016-05-09]. DOI: 10.1177/0022034509345627. ISSN 0022-0345. Dostupné z: <http://jdr.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/0022034509345627>
- [2] Andrew Gallagher, DMD, Joseph Sowinski, DDS, James Bowman, MS, Kathy Barrett, Shirley Lowe, Kartik Patel, PhD, Mary Lynn Bosma, DDS a Jonathan E Creeth, PhD. The Effect of Brushing Time and Dentifrice on Dental Plaque Removal *in vivo J Dent Hyg Summer* [online] 2009, **83**(3), 111-116 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://jdh.adha.org/content/83/3/111.refs>
- [3] SCHLUETER, N., J. KLIMEK, G. SALESCHKE a C. GANSS. Adoption of a toothbrushing technique: a controlled, randomised clinical trial. *Clinical Oral Investigations* [online]. 2010, **14**(1), 99-106 [cit. 2016-05-09]. DOI: 10.1007/s00784-009-0269-1. ISSN 1432-6981. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00784-009-0269-1>
- [4] LEE, Jeong-Whan, Kang-Hwi LEE, Kyeong-Seop KIM, Dong-Jun KIM a Kyungho KIM. Development of Smart Toothbrush Monitoring System for Ubiquitous Healthcare. In: *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. IEEE, 2006, s. 6422-6425 [cit. 2016-05-09]. DOI: 10.1109/IEMBS.2006.259232. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4463281>
- [5] GRAETZ, Christian, Jule BIELFELDT, Lars WOLFF, Claudia SPRINGER, Karim M. FAWZY EL-SAYED, Sonja SÄLZER, Sabah BADRI-HÖHER a Christof E. DÖRFER. Toothbrushing Education via a Smart Software Visualization System. *Journal of Periodontology* [online]. 2013, **84**(2), 186-195 [cit. 2016-05-09]. DOI: 10.1902/jop.2012.110675. ISSN 0022-3492. Dostupné z: <http://www.joponline.org/doi/abs/10.1902/jop.2012.110675>
- [6] Oral B: Electric Toothbrushes - Bluetooth. *Oral B* [online]. 2014-10 [cit. 2015-05-17]. Dostupné z: <http://www.oralb.com/bluetooth-toothbrush>
- [7] O'REILLY, Lara. Oral-B just unveiled a new smart toothbrush which shows the

- potential P&G has to make more of its products 'smart'. In: *Businessinsider: Tech* [online]. NYC: Businessinsider, 2016 [cit. 2016-02-27]. Dostupné z: <http://www.businessinsider.com/oral-b-genius-toothbrush-hints-at-future-connected-pg-products-2016-2>
- [8]SAYER, Peter. Oral B's high-tech toothbrush has Bluetooth, gyroscopes, accelerometers, and cloud storage. In: *PCWorld: Consumer Electronic/Home* [online]. 2016 [cit. 2016-02-27]. Dostupné z: <http://www.pcworld.com/article/3037464/consumer-electronics/say-ahh-the-toothbrush-will-see-you-now.html>
- [9] So Smart, It's GENIUS – Oral-B Unveils the World's First Electric Toothbrush that Sees What You Don't. In: *BusinessWire* [online]. Berkshire Hathaway Company, 2016 [cit. 2016-02-27]. Dostupné z: <http://www.businesswire.com/news/home/20160221005099/en/Smart-It%E2%80%99s-GENIUS-%E2%80%93-Oral-B-Unveils-World%E2%80%99s>
- [10]LEE, Young-Jae, Pil-Jae LEE, Kyeong-Seop KIM, Wonse PARK, Kee-Deog KIM, Dosik HWANG a Jeong-Whan LEE. Toothbrushing Region Detection Using Three-Axis Accelerometer and Magnetic Sensor. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2012, vol. 59, issue 3, s. 872-881 [cit. 2015-05-14]. DOI: 10.1109/tbme.2011.2181369.
- [11]LEE, Young-Jae, Pil-Jae LEE, Jeong-Whan LEE, Kyeong-Seop KIM, Jin-Sun JEONG, Wonse PARK a Kee-Deog KIM. Quantitative assessment of toothbrushing education efficacy using smart toothbrush. *2011 4th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMEI)*. IEEE, 2011, : 1160-1164 [cit. 2015-05-16]. DOI: 10.1109/BMEI.2011.6098455. ISBN 978-1-4244-9352-4. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6098455>
- [12]LEE, Kang-Hwi, Jeong-Whan LEE, Kyeong-Seop KIM, Dong-Jun KIM, Kyungho KIM, Heui-Kyung YANG, Keesam JEONG a Byungchae LEE. Tooth brushing Pattern Classification using Three-Axis Accelerometer and Magnetic Sensor for Smart Toothbrush. In: *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. 2007 [cit. 2015-05-16]. DOI: 10.1109/iembs.2007.4353265.
- [13]INADA, Emi, Issei SAITOH, Yong YU, Daisuke TOMIYAMA, Daisuke

MURAKAMI, Yoshihiko TAKEMOTO, Ken MORIZONO, Tomonori IWASAKI, Yoko IWASE a Youichi YAMASAKI. Quantitative evaluation of toothbrush and arm-joint motion during tooth brushing. *Clinical Oral Investigations* [online]. 2014 [cit. 2015-05-10]. DOI: 10.1007/s00784-014-1367-2.

[14] Types of Tooth Brushing Techniques. *JuniorDentist.com* [online]. 2013 [cit. 2016-03-14]. Dostupné z: <http://www.juniordentist.com/types-of-tooth-brushing-techniques.html>

[15] WOODMAN, Oliver J. *An introduction to inertial navigation* [online]. Cambridge, 2006, **2007**, 37 [cit. 2016-04-20]. ISSN 1476-2986. Dostupné z: <https://www.cl.cam.ac.uk/techreports/UCAM-CL-TR-696.pdf>

[16] GIANANTI, D., G. MACCIONI a V. MACELLARI. The Development and Test of a Device for the Reconstruction of 3-D Position and Orientation by Means of a Kinematic Sensor Assembly With Rate Gyroscopes and Accelerometers. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2005, **52**(7), 1271-1277 [cit. 2016-05-14]. DOI: 10.1109/TBME.2005.847404. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1440605>

[17] KUTÍLEK, Patrik a Adam ŽIŽKA. *Měření kinematiky a dynamiky pohybu končetin pomocí akcelerometru*. [online]. 2013 [cit. 2016-04-20]. Dostupné z: http://esf.fbmi.cvut.cz/sites/default/files/KA03_4_Mereni_kinematiky_a_dynamiky_pohybu_koncetin_pomoci_akcelerometru_komplet.pdf

[18] NXP Semiconductors. Datasheet – LPC1759/58/56/54/52/51 [online]. Rev. 8.6, 2015, srpen [cit. 19. břez. 2016]. URL: http://cache.nxp.com/documents/data_sheet/LPC1759_58_56_54_52_51.pdf?pspll=1

[19] NXP Semiconductors. Usermanual – LPC176x/5x [online]. 2014, 02. duben [cit. 19. břez. 2016]. URL: http://www.nxp.com/documents/user_manual/UM10360.pdf

[20] Kunstovný, Aleš. Bezdrátová síť (WBAN) pro snímání pohybové aktivity. 2014, květen [cit. 10. duben 2016]. Fakulta Biomedicínského inženýrství ČVUT

Vedoucí práce: Ing. Tomáš Veselý

[21] Freescale, Datasheet – Digitální akcelerometr – MMA8452Q [online]. 2013, říjen [cit. 28. leden. 2016].

URL: http://www.freescale.com/files/sensors/doc/data_sheet/MMA8452Q.pdf

[22] Zdobinský, Jaroslav. Senzory pro systém snímání pohybové aktivity. 2014, květen [cit. 10. duben 2016]. Fakulta Biomedicínského inženýrství ČVUT

Vedoucí práce: Ing. Tomáš Veselý

[23] STMicroelectronics, Datasheet – Digitální gyroskop – L3GD20 [online]. 2013, únor [cit. 28. leden. 2016]. URL:[http://www.st.com/st-webui/static/active/en/resource/technical/document/datasheet/DM00036465.pdf](http://www.st.com/webui/static/active/en/resource/technical/document/datasheet/DM00036465.pdf)

[24] Honeywell, Datasheet – Třiosý digitální kompass IC HMC5883L [online]. 2012, duben [cit. 28. březen. 2016].

URL: <http://www.farnell.com/datasheets/1683374.pdf>

[25] Texas Instruments, Datasheet – TSP6300x High-Efficient single induktor Buck-Boost converter with 1.8-A switches [online] říjen, 2015. [cit. 13.04.2016].

URL: <http://www.ti.com/product/TPS63001>

[26] Linear technology, Datasheet – Li-Ion battery charger – LTC4054-4.2 [online] 2003. [cit. 09.04.2016].

URL: <http://www.linear.com/product/LTC4054-4.2>

[27] Texas Instruments, Datasheet – TPS382x Voltage Monitor With Watchdog Timer - 3824, [online] listopad, 2015. [cit. 09.04.2016].

URL: <http://www.ti.com/product/TPS3824-30>

[28] ROHM Semiconductor, Datasheet – Free Delay Time Setting CMOS Voltage Detector IC Series –BD5231, [online] květen, 2013. [cit. 09.04.2016].

URL: <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/516733/ROHM/BD5231.html>

[29] HIROSE Electric Company, Datasheet – DM3 Series microSD Card Connectors, [online] duben, 2016. [cit. 28.04.2016].

URL: <https://www.hirose.com/product/en/products/DM3/DM3CS-SF/>

[30] Philips semiconductors, Datasheet – PRTR5V0U2X, [online] září, 2005. [cit. 28.04.2016].

URL: http://www.alldatasheet.net/view_datasheet.jsp?Searchword=PRTR5V0V2X

[31] Jin-Shyan Lee, Yu-Wei Su, Chung-Chou Shen. A Comparative Study of Wireless Protocols: Bluetooth, UWB, ZigBee, and Wi-Fi [online]. 2007, 5-8. listopad [cit. 12.

duben 2016].

URL:<http://80.ieeexplore.ieee.org/dialog/cvut.cz/xpl/articleDetails.jsp?tp=&arnumber=4460126&queryText%3DA+Comparative+Study+of+Wireless+Protocols%3A+Bluetooth%2C+UWB%2C+ZigBee%2C+and+Wi-Fi>

[32] Microchip. Datasheet – RN4020 – Bluetooth Low Energy Module [online].

Červenec, 2015 [cit. 19. března. 2016]. URL:

<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/50002279A.pdf>

[33] Microchip. User's Guide – RN4020 Bluetooth Low Energy Module [online].

března, 2014 [cit. 19. března. 2016]. URL:

<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/70005191B.pdf>

[34] Abeceda baterií a akumulátorů, Battex, spol s.r.o. [cit. 10. dubna 2016].

URL: <http://www.battex.info/elektricke-akumulatory-obecne/hermeticke-akumulatory>

[35] How to prolong lithium base batteries, Batteryuniversity.com , © Isidor Buchmann [cit. 10. dubna 2016].

URL:http://batteryuniversity.com/learn/article/how_to_prolong_lithium_based_batteries

Seznam obrázků

obr. 1: Ukázka aplikace Oral-B [6].....	3
obr. 2: Ukázka čištění zubů s kartáčkem Oral B Genius [7].....	4
obr. 3: Zobrazení souřadné systému kartáčku [10].....	5
obr. 4: Změna časové dotace mezi jednotlivými regiony na konci studie [11]	6
obr. 5: Konfigurace kamerového systému [13]	6
obr. 6: Rolling Stroke technika [http://thehygienedepartment.blogspot.cz/2015/08/back-to-basics.html].....	8
obr. 7: MBT místo a úhel přiložení kartáčku [http://pocketdentistry.com/wp-content/uploads/285/B9780323188241000450_f045-005ab-9780323188241.jpg]	8
obr. 8: Koncept funkce experimentálního kartáčku.....	10
obr. 9: Typický profil kartáčku curaprox.....	12
obr. 10: Koncept elektroniky kartáčku	13
obr. 11: Pouzdro procesoru [18]	15
obr. 12: Obrázek modulu a orientace os akcelerometru MMA845X [21].....	16
obr. 13: Schéma zapojení akcelerometru MMA845X ze software EAGLE.....	17
obr. 14: Orientace os vůči pouzdru gyroskopu [23]	18
obr. 15: Schéma zapojení gyroskopu L3GD20 ze software EAGLE	19
obr. 16: Orientace magnetometru a popis pinů [24]	20
obr. 17: Schéma zapojení magnetometru HMC5883L ze software EAGLE.....	20
obr. 18: Pouzdro a rozložení padů [24].....	23
obr. 19: Schéma zapojení měniče napětí TSP63001DRCT	23
obr. 20: Schéma zapojení nabíječe Li-pol článku.....	24
obr. 21: Schéma zapojení hlídače akumulátoru BD5231	25
obr. 22: Schéma zapojení hlídače pracovního napětí a procesoru TSP3824	26
obr. 23: Schéma zapojení adaptéru paměťových karet microSD HIROSE DM3CS.....	27
obr. 24: Schéma zapojení USB konektoru a obslužných cest.....	28
obr. 25: Schéma zapojení BT modulu RN4020	29
obr. 26: DPS všechny vrstvy vyobrazené přes sebe. Červená je horní, tyrkysová je druhá, červeně šrafovaná je třetí a modrá je spodní	30
obr. 27: Neosazená deska plošných spojů s bílou maskou	31
obr. 28: Horní vrstva DPS.....	31

obr. 29: Druhá vrstva DPS, rozlité napětí	32
obr. 30: Třetí vrstva DPS, rozlité zem	32
obr. 31: Spodní vrstva DPS.....	33
obr. 32: Osazený plošný spoj.....	33
obr. 33: Experimentální zubní kartáček	34
obr. 34: Obě poloviny pouzdra včetně desky a šroubků.....	34
obr. 35: Test odolnosti pouzdra proti pronikání vody	35
obr. 36: Programátor J-link s programovací redukcí	35
obr. 37: Princip funkce firmwaru.....	36
obr. 38: Projekce os do kartáčku.....	39
obr. 39: Ověření senzorů vodováhou	40
obr. 40: Test gyroskopu osa Z	41
obr. 41: 1D posunovací test, průběh vzdálenosti od počátku v závislosti na počtu vzorků	43
obr. 42: 2D L posunovací test, posun v souřadném systému XY	44
obr. 43: 2D st45 posunovací test, posun v souřadném systému XY.....	45
obr. 44: 3D s45 test, posun v souřadném systému XY a zobrazení v XYZ	46
obr. 45: Test driftu 3D algoritmu.....	47
obr. 46: Průběhy akcelerace a úhlové rotace během základního pohybu techniky rolling stroke.....	48
obr. 47: Průběhy akcelerace a úhlové rotace během čištění mělnících ploch zubů.....	49
obr. 48: Průběhy akcelerace a úhlové rotace během čištění předních zubů z jazykové strany.....	50
obr. 49: Průběhy akcelerace a úhlové rotace během základního pohybu techniky modified Bass	51
obr. 50: Průběhy akcelerace a úhlové rotace během pohybu čištění boků zubů podlé oblouku	52
obr. 51: Průběh čištění v čase 0-30s	53
obr. 52: Průběh čištění v čase 90-120s	54

Seznam tabulek

tab. 1: Nejdůležitější vlastnosti procesoru [18]	14
tab. 2: Vlastnosti akcelerometru MMA845X [21].....	17
tab. 3: Vlastnosti gyroskopu L3GD20 [23]	18
tab. 4: Vlastnosti magnetometru HMC5883L [24]	19
tab. 5: Výsledky posuvného testu, včetně průměrů	44
tab. 6: Výsledky posunovacích testů ve 2D včetně vypočtené relativní chyby	45
tab. 7: Výpočet relativní chyby výpočtu 3D algoritmu	46

Seznam příloh

- Příloha A: Seznam souborů na CD nosiči
- Příloha B: Schémata zapojení
- Příloha C: Jednotlivé vrstvy DPS.

Příloha A

- Složka: DPS: obsahuje podklady k elektronické části
 - Toothbrush.sch – EAGLE schéma zapojení elektronické části
 - Toothbrush.brd – EAGLE návrh desky plošných spojů
 - DPS_1.png – podoba první vrstva DPS
 - DPS_2.png – podoba druhé vrstva DPS
 - DPS_3.png – podoba třetí vrstva DPS
 - DPS_4.png – podoba čtvrté vrstva DPS
 - DPS_docu_b.png – obrysy součástek spodní vrstvy
 - DPS_docu_t.png – obrysy součástek spodní vrstvy
 - DPS_mask_down.png – nepájivá maska spodní vrstvy
 - DPS_mask_top.png – nepájivá maska horní vrstvy
 - DPS_print_down.png – potisk horní vrstvy
 - DPS_print_top.png – potisk dolní vrstvy
 - DPS_schematic_1.png – schéma zapojení procesoru
 - DPS_schematic_2.png – schéma zapojení napájení
 - DPS_schematic_3.png – schéma zapojení senzorů a adaptéru microSD
 - Partlist.txt – seznam součástek
- Složka: Firmware – obsahující firmware kartáčku
- Složka: Mereni obsahuje záznam ukázaného měření
 - 1-7.png – Identifikace křivek na
 - DATA-001-7.CSV – surová data testovacího měření
 - Video.mkv – záznam odpovídající přiloženým datům
- Složka: Scripts – obsahuje skripty sloužící pro výpočet nebo zobrazení dat.
 - ashowme.m
 - inertia-m
 - posun1D.m
 - posun2D.m
 - show_brushing.m
- kořenová složka
 - DP_zadani.pdf
 - 17PMBDP_392513_Ales_Kunstovny.pdf
 - Abstrakt_CZ.pdf
 - Abstract_EN.pdf
 - Keywords_EN.pdf
 - Klicova_slova_CZ.pdf

Příloha B: Schémata zapojení

