

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV AUTOMATIZACE A MĚŘICÍ TECHNIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF CONTROL AND INSTRUMENTATION

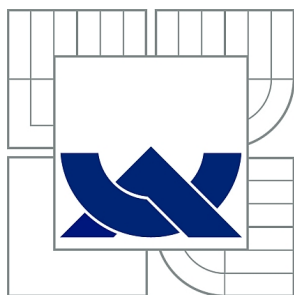
VYUŽITÍ MOBILNÍCH ZAŘÍZENÍ VE ZPĚTNOVAZEBNÍ LÉKAŘSKÉ
REHABILITACI

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

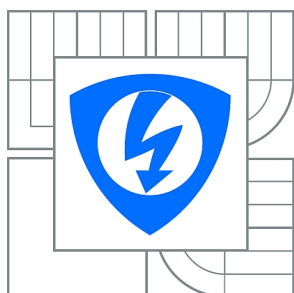
ONDŘEJ MYNAŘÍK

BRNO 2015



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV AUTOMATIZACE A MĚŘICÍ TECHNIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF CONTROL AND INSTRUMENTATION

VYUŽITÍ MOBILNÍCH ZAŘÍZENÍ VE ZPĚTNOVAZEBNÍ LÉKAŘSKÉ REHABILITACI

USING MOBILE PHONE IN FEEDBACK REHABILITATION

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

ONDŘEJ MYNAŘÍK

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. ADAM CHROMÝ

BRNO 2015



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav automatizace a měřicí techniky

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Automatizační a měřicí technika

Student: Ondřej Mynařík

ID: 158202

Ročník: 3

Akademický rok: 2014/2015

NÁZEV TÉMATU:

Využití mobilních zařízení ve zpětnovazební lékařské rehabilitaci

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Cílem práce je ověřit možnosti využití inerciálních snímačů v mobilních telefonech pro zpětnovazební rehabilitaci.

1. Seznamte se s principem zpětnovazební rehabilitace pomocí balanční plošiny a s programováním aplikací pro mobilní telefony.
2. Vytvořte aplikaci pro mobilní telefony využívající vestavěné akcelerometry a gyroskopy, snímající aktuální naklonění plošiny ve dvou osách a přenášející data přes Bluetooth nebo WiFi do počítače. V případě potřeby data ze snímačů vhodně filtrujte.
3. Aplikaci z bodu 2 nainstalujte na nejčastěji používané mobilní telefony a proměřte hlavní charakteristiky měření náklonu.
4. Pomocí přesnějšího systému xSens proměřte obdobné charakteristiky pohybů člověka na balanční plošině a určete, zda parametry snímačů v mobilních telefonech jsou dostatečné pro praktické použití ve zpětnovazební rehabilitaci (srovnajte je s referenčními údaji xSens).
5. Zhodnoťte, zda lze v praxi nahradit xSens snímači mobilních telefonů.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

UJBÁNYAI, Miroslav. Programujeme pro Android. Vyd. 1. Praha: Grada, 2012, 187 s. Průvodce (Grada). ISBN 978-80-247-3995-3.

Termín zadání: 9.2.2015

Termín odevzdání: 25.5.2015

Vedoucí práce: Ing. Adam Chromý

Konzultanti bakalářské práce:

doc. Ing. Václav Jirsík, CSc.

Předseda oborové rady

ABSTRAKT

Cílem této práce je prozkoumat snímače náklonu používané v mobilních zařízeních Android a porovnat je s přesným referenčním senzorem Xsens. Dalším z cílů bylo vytvořit Android aplikaci na měření náklonu balanční plošiny, která komunikuje přes Bluetooth s počítačem. Z měření vyplývá, že snímače v mobilních telefonech jsou dostatečně kvalitní, aby mohli nahradit přesný referenční senzor Xsens pro měření náklonů balanční plošiny. Na základě těchto výsledků byla vytvořena aplikace. Mobilním telefonem s touto aplikací lze senzor Xsens nahradit, čímž dojde k výraznému zlevnění celého řešení, a tudíž možnému rozšíření mezi pacienty a rehabilitační zařízení.

KLÍČOVÁ SLOVA

akcelerometr, gyroskop, náklon, měření náklonu, komplementární filtr, Android, posturální stabilita, stabilita, balanční plošina, rehabilitace

ABSTRACT

The aim of this thesis is to evaluate sensors used in Android mobile phones for measuring inclination and their comparison with precise reference sensor Xsens. Another goal is to create Android application for measuring inclination of balance desk. This application communicates with a computer by Bluetooth. Results indicate that sensors in mobile phones are sufficient enough to replace the precise sensor Xsens for measuring inclination of balance desk. Based on the results mobile application was created. Using a mobile phone with this application can replace Xsens, which results in rapid decrease of the price and the possible use in rehabilitation centers or by patients.

KEYWORDS

accelerometer, gyroscope, inclination, inclinometer, complementary filter, Android, postural stability, stability, balance desk, rehabilitation

MYNAŘÍK, Ondřej *Využití mobilních zařízení ve zpětnovazební lékařské rehabilitaci*: bakalářská práce. V Brně: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav automatizace a měřicí techniky, 2015. 46 s. Vedoucí práce byl Ing. Adam Chromý,

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Využití mobilních zařízení ve zpětnova-
zební lékařské rehabilitaci“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího baka-
lářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou
všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením
této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl
nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a
jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zá-
kona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským
a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně
možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4
Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně

.....

podpis autora

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucímu bakalářské práce, panu Ing. Adamovi Chromému za odborné vedení, konzultace, trpělivost a podnětné návrhy k práci.

V Brně

.....

podpis autora

OBSAH

Úvod	10
1 Snímače pro měření náklonu	11
1.1 Akcelerometr	11
1.1.1 Princip akcelerometru	11
1.1.2 Typy akcelerometrů	12
1.1.3 Výpočet úhlu	15
1.1.4 Nežádoucí vlivy	16
1.2 Gyroskop	17
1.2.1 Princip gyroskopu	17
1.2.2 Výpočet úhlu	19
1.2.3 Nežádoucí vlivy	20
2 Určení náklonu	21
2.1 Komplementární filtr	21
2.2 Princip komplementárního filtru	21
3 Posturální stabilita	24
3.1 Základní terminologie	24
3.2 Funkce posturální stability	24
4 Srovnání inerciálních snímačů v mobilních telefonech	26
4.1 Vzorkovací frekvence	27
4.1.1 Způsob měření	27
4.2 Přesnost	27
4.2.1 Způsob měření	27
4.3 Latence	27
4.3.1 Způsob měření	28
4.4 Výsledky	28
5 Měření posturální stability mobilním telefonem	32
5.1 Android aplikace Inclimynario	33
5.2 Použití	34
5.3 Přímé porovnání s Xsens	35
5.3.1 Způsob měření	35
5.3.2 Vyhodnocení	35
6 Závěr	38

Literatura	39
Seznam příloh	43
A Protokol kontrolního měření měřicího přípravku	44
B Upínací přípravek	45
C Nastavení počítače a aplikace	46
C.1 Nastavení Bluetooth v počítači	46
C.2 Spárování telefonu a počítače	46
C.3 Propojení telefonu a počítače	46

SEZNAM OBRÁZKŮ

1.1	Princip akcelerometru[1]	12
1.2	Funkce piezoelektrického akcelerometru[20]	13
1.3	Konstrukce tenzometrického akcelerometru[20]	14
1.4	Funkce kapacitního akcelerometru[20]	15
1.5	Vektory snímání akcelerometru v telefonu	16
1.6	Mechanický gyroskop[11]	18
1.7	Precese a nutace[12]	19
1.8	MEMS gyroskop	20
2.1	Blokové schéma komplementárního filtru[16]	22
3.1	Zpětnovazební smyčka rovnováhy[19]	25
3.2	Zpětnovazební smyčka rovnováhy s přidavnou regulací[19]	25
4.1	Vzorkovací frekvence telefonů	29
4.2	Přesnost nastavení úhlu	30
4.3	Latence telefonů	31
5.1	Vlevo: aplikace na Google Play; Vpravo: pokročilé nastavení	32
5.2	Podíl na trhu mobilních telefonů podle operačního systému [28]	33
5.3	Možnosti nastavení aplikace	34
5.4	Přímé poměrové měření	36
5.5	Trajektorie souběžného měření	37
B.1	Upínací přípravek	45

SEZNAM TABULEK

1.1	Rozdělení akcelerometrů podle měřené sekundární veličiny	13
4.1	Výsledky měření parametrů telefonů	30

ÚVOD

Tato bakalářská práce na téma Využití mobilních zařízení ve zpětnovazební lékařské rehabilitaci si klade za cíl prozkoumat kvalitu akcelerometrů a gyroskopů používaných v mobilních telefonech.

Toto téma jsem si vybral ze dvou důvodů. V akademickém roce 2013/2014 jsem se v rámci mého studijního výjezdu na univerzitě v Malmö ve Švédsku věnoval návrhu a programování aplikací pro Android. To mi velmi pomohlo při výběru bakalářské práce a jejího zpracování, poněvadž programování pro Android má svá pravidla a specifika.

Druhým důvodem je pak můj zájem o lékařskou rehabilitaci. Před několika lety jsem měl úraz a několik měsíců jsem strávil rehabilitací. Tato zkušenost ve mě probudila zájem o tento obor.

A právě možnost propojení lékařské rehabilitace a mobilních aplikací mi přišla velmi zajímavá, stejně tak i možné využití závěrů z této práce v praxi.

V současné době se ve zpětnovazební rehabilitaci s úspěchem používá k měření náklonů senzor Xsens. Vzhledem k nevýhodám, které použití tohoto velmi přesného, ale drahého senzoru přináší, je snaha o jeho nahrazení. V případě, že zjistíme, že senzory v mobilních telefonech jsou pro tuto aplikaci dostatečně kvalitní, dojde k podstatnému zlevnění celého řešení, a jeho možnému rozšíření v rehabilitačních zařízeních a mezi pacienty.

Výsledkem práce je tedy vyhodnocení, zda lze použít mobilní telefony pro měření náklonu balanční plošiny používané ve zpětnovazební rehabilitaci.

V první části práce jsou rozebrány teoretické principy senzorů, matematických základů vyhodnocení a zpracování výsledků. To je potřeba pro správné pochopení možností a limitů použití tohoto řešení. Také je popsána zpětnovazební rehabilitace posturální stability a její použití.

V další části jsou rozebrány použité metody měření parametrů senzorů v mobilním telefonu a zhodnocení výsledků. Pomocí těchto exaktních parametrů telefony porovnáváme.

Poslední část se zabývá vytvořenou Android aplikací pro snímání náklonů. Je rozebrána její funkce a možnosti. Použití mobilního telefonu a Xsens zde porovnáváme přímo pomocí počítačového programu ke zpětnovazební rehabilitaci.

Pro tuto práci bylo složité sehnat dostatek telefonů pro měření. Čas měření jednoho telefonu se pohyboval okolo 45 minut. Bylo komplikované sehnat majitele telefonů, kteří by byli ochotni zapůjčit svůj telefon na takto dlouhou dobu a jejichž telefon splňuje potřebné senzorické vybavení. Velkou pomocí byla nabídka společnosti TappyTaps z Hořic, která se zabývá vývojem mobilních aplikací a která nabízí zapůjčení svých testovacích telefonů.

1 SNÍMAČE PRO MĚŘENÍ NÁKLONU

Při měření polohy, natočení a pohybu objektu se používá dvou senzorů pohybu, akcelerometru a gyroskopu. Akcelerometr snímá přímočaré pohyby a gyroskop snímá rotační pohyby.[5]

V této pasáži se zaměříme na funkci uvedených senzorů, jejich přednosti a problémy, které mohou vzniknout jejich použitím.

1.1 Akcelerometr

Akcelerometry jsou senzory, které mají v dnešním světě široké uplatnění. Akční veličina působící na akcelerometry je zrychlení. Zrychlení dělíme na statické a dynamické.[20]

- statické zrychlení - zrychlení vyvolané gravitací
- dynamické zrychlení - zrychlení vyvolané změnou rychlosti senzoru

Akcelerometry se mohou využívat nejen pro měření náklonu, ale i pro měření pohybu a rychlosti, vibrací, ESP atd.[20]

1.1.1 Princip akcelerometru

Princip spočívá v tom, že na piezoelektrický krystal působí v podrezonanční oblasti síla od setrvačné hmotnosti. Deformace piezoelektrického článku od této síly je vyvolána tlakem, kombinací tlaku a tahu, nebo ohybem.[3]

Princip akcelerometru je zobrazen na obrázku 1.1.

Podstatou senzoru je mechanická kmitavá soustava tvořená hmotností m , pružinou o tuhosti k a tlumením, o němž budeme předpokládat, že je úměrné rychlosti pohybu s konstantou úměrnosti λ (viskózní tlumení). Soustava je pak popsána rovnováhou setrvačné, direktivní a tlumící síly, tj. pohybovou rovnicí.[21]

Závislost velikosti mezery x je dána diferenciální rovnicí 2. řádu 1.1.[1]

$$ma = m \frac{d^2x}{dt^2} + \lambda \frac{dx}{dt} + kx \quad (1.1)$$

kde:

m = hmotnost [kg]

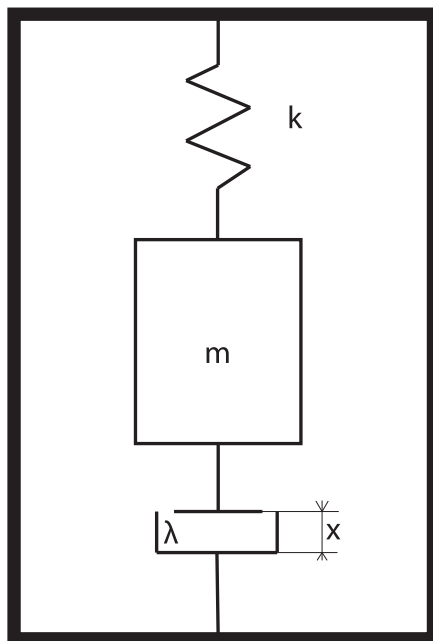
a = zrychlení [$m \cdot s^{-2}$]

x = velikost mezery [m]

t = čas [s]

k = tuhost pružiny [$N \cdot m^{-1}$]

λ = tlumení [$N \cdot s \cdot m^{-1}$]



Obr. 1.1: Princip akcelerometru[1]

Koeficient tlumení λ je závislý na viskozitě a okolních podmínkách. Závislost mezi velikostí mezery a zrychlením je vyjádřena vztahem 1.2.[1]

$$\frac{x}{a} = \frac{m}{k} \quad (1.2)$$

kde:

a = zrychlení [$m \cdot s^{-2}$]

x = velikost mezery [m]

m = hmotnost [kg]

k = tuhost pružiny [$N \cdot m^{-1}$]

Rezonanční frekvence systému je dána vzorcem 1.3.[1]

$$f_r = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{k}{m}} \quad (1.3)$$

kde:

f_r = rezonanční frekvence [Hz]

m = hmotnost [kg]

k = tuhost pružiny [$N \cdot m^{-1}$]

1.1.2 Typy akcelerometrů

Rozlišujeme dvě základní rodiny akcelerometrů dle toho, jakým způsobem převádí sílu na elektrickou veličinu. Přehled je uveden v tabulce 1.1.2.[1]

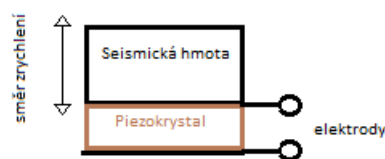
Měřená sekundární veličina	Typ akcelerometru
Síla	piezoelektrický akcelerometr piezorezistivní akcelerometr rezonátor
Vzdálenost	potenciometrický akcelerometr kapacitní akcelerometr indukční akcelerometr servoakcelerometr optický akcelerometr

Tab. 1.1: Rozdělení akcelerometrů podle měřené sekundární veličiny

Piezoelektrický akcelerometr

U tohoto principu se využívá piezoelektrického jevu. Při působení zrychlení dochází k pohybu seismické hmoty, čímž dojde k deformaci piezokrystalu. Ten je vyrobený buď jako SiO_2 nebo BaTiO_3 . Díky tomu vzniká na povrchu krystalu el. náboj Q . Tento náboj je poté odváděn pomocí výstupních elektrod, jimiž je piezokrystal opatřen. (...) Mezi hlavní výhody patří odolnost proti rušivým vlivům. Díky jednoduché konstrukci se používají jednodušší vyhodnocovací obvody. Má vysokou vlastní rezonanční frekvenci. Dokáže měřit velké hodnoty zrychlení. Hlavní nevýhody jsou nemožnost měření statického zrychlení (konstantního zrychlení) a teplotní závislost vyvolaná pyroelektrickým jevem.[20]

Princip piezoelektrického akcelerometru je znázorněn na obrázku 1.2.

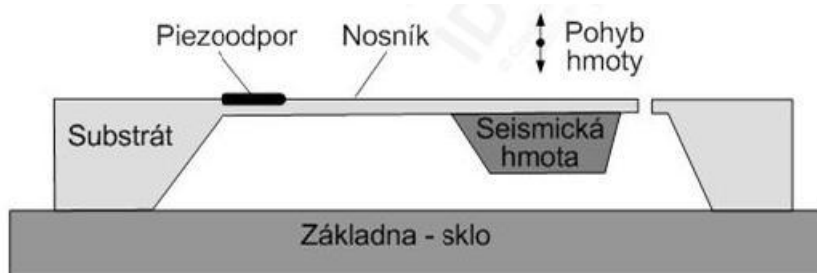


Obr. 1.2: Funkce piezoelektrického akcelerometru[20]

Piezorezistivní akcelerometr

Tento typ akcelerometru pracuje na základě pohybující se seismické hmoty na volném konci vetknutého nosníku. Pohyb hmoty je přes nosník přenášen do místa vetknutí, na kterém je umístěn tenzometr. Dochází tak ke zkracování nebo prodlužování odp. dráhy, což má za následek ohmickou změnu odporu. Tato změna odpovídá výchylce

seismické hmoty. Vyhodnocování se provádí pomocí můstkového zapojení, kdy do něj s výhodou můžeme zapojit dva tenzometry, jeden z nich se stlačuje a druhý roztahuje. Sníží se tak vliv teploty a díky můstku využíváme čtyřvodičové zapojení, čímž snížíme vliv odporu u přívodních vodičů. Piezorezistivní akcelerometry dokážou měřit i neměnné zrychlení tzn, frekvenci změn od 0 Hz. Uspořádání konstrukce popisuje 1.3.[20]



Obr. 1.3: Konstrukce tenzometrického akcelerometru[20]

Kapacitní akcelerometr

Jedná se asi o nejrozšířenější typ akcelerometru. Jeho funkce je znázorněna na obrázku 1.4. Závislost kapacity na rozměrech je dána vztahem 1.4. [20]

$$C = \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{S}{d} \quad (1.4)$$

kde:

C = kapacita [F]

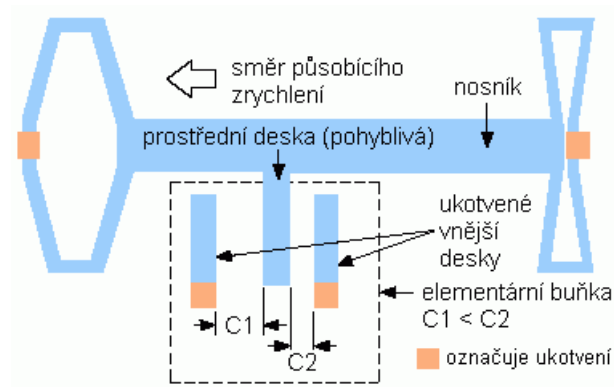
ε_0 = permitivita vakua [$F \cdot m^{-1}$]

ε_r = relativní permitivita prostředí [–]

S = plocha desek kondenzátoru [m^2]

d = vzdálenost mezi deskami [m]

Základ tvoří seismická hmota, na které jsou vyvedeny nosníky, které jsou po stranách opatřeny deskami kondenzátoru, ty tvoří celek s ukotveným vnějšími deskami kondenzátoru umístěnými na pevných nosnících. Při působení zrychlení se jedna kapacita zvětšuje a druhá zmenšuje. Toto uspořádání je také nazýváno jako diferenciální a je využíváno ve složitějších hřebenových strukturách. Což je v podstatě paralelní zapojení desítek až stovek diferenciálních kapacit. Jedná se o strukturu vyrobenou technologií MEMS. Hřebenová struktura je rozdělena do měřicí a testovací části. Testovací část je používána pro SelfTest, kdy při aktivaci dojde k působení elektrostatických sil a seismická hmota je tak definovaně vychýlena, čímž se mění odezva senzoru.[20]



Obr. 1.4: Funkce kapacitního akcelerometru[20]

MEMS Technologie

Všechny výše uvedené senzory jsou vyráběny MEMS technologií.

MEMS, neboli Micro-Electro-Mechanical-Systems, je označení samotné technologie i produktů z ní vyplývajících. Technologie spočívá v sofistikovaném umístění mikro-mechanických prvků na křemíkovou bázi pomocí moderních výrobních metod, které mají svůj původ ve výrobě integrovaných obvodů. Mezi produkty se řadí zejména gyroskopy a akcelerometry, ale i mikročerpadla, mikrocívky aj. V poslední době se jejich použití značně usnadnilo díky možnosti integrovat součástky v jednom čipu s MCU a vytvořit tak inteligentní senzor, který jeho uživatelům značně usnadňuje práci.[25]

1.1.3 Výpočet úhlu

Při určování velikosti náklonu pomocí dat z akcelerometru vycházíme z ortogonálního uspořádání senzoru a působení gravitačního zrychlení.

Skládání a rozkládání vektorů

V klidovém stavu na senzor působí pouze statické gravitační zrychlení. Tato síla se rozkládá na jednotlivé složky. Například pokud bude gravitační zrychlení působit ve směru osy x, bude celá velikost ve směru této osy. Pokud pootočíme senzor o 45° ve směru osy z, pak složky zrychlení budou mít velikost 1.5, 1.6.[22]

$$a_x = |\mathbf{a}| \cdot \cos(\Theta) = 9.81 \cdot \cos\left(\frac{\pi}{4}\right) = 9.81 \cdot \frac{\sqrt{2}}{2} \quad (1.5)$$

$$a_z = |\mathbf{a}| \cdot \sin(\Theta) = 9.81 \cdot \sin\left(\frac{\pi}{4}\right) = 9.81 \cdot \frac{\sqrt{2}}{2} \quad (1.6)$$

kde:

a_x, a_z = zrychlení v příslušném směru [$m \cdot s^{-2}$]

\mathbf{a} = vektor zrychlení [$m \cdot s^{-2}$]

Θ = úhel natočení [rad]

Při měření náklonů používáme stejné principy, ale obráceně. Jednotlivé vektory skládáme. Vycházíme přitom ze vzorce 1.7.[22]

$$\Theta_a = \text{atan2}(a_x, a_z) \quad (1.7)$$

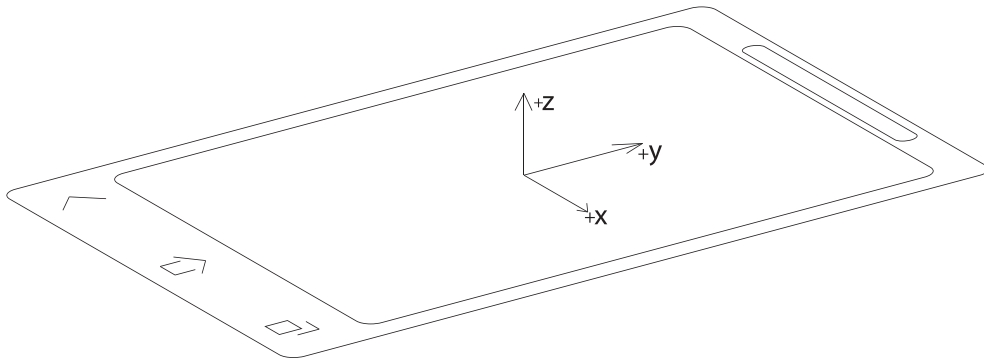
kde:

Θ_a = úhel natočení [rad]

a_z, a_x = hodnoty zrychlení v daném směru [$m \cdot s^{-2}$]

Vzhledem k tomu, že arkustangens má obor hodnot pouze $\text{atan}(\frac{y}{x}) \in \langle -\frac{\pi}{2}; \frac{\pi}{2} \rangle$, používáme čtyřkvadrantový arkustangens $\alpha = \text{atan2}(y, x) \in \langle -\pi, \pi \rangle$. [23]

Umístění senzoru v telefonu je znázorněno na obrázku 1.5.



Obr. 1.5: Vektory snímání akcelerometru v telefonu

1.1.4 Nežádoucí vlivy

Při změně polohy působí na senzor jak gravitační zrychlení, tak i setrvačná zrychlení, která nám zanášejí chybu do výsledků. Mezi tato zrychlení patří Coriolisovo zrychlení 1.8, Eulerovo zrychlení 1.9 a dostředivé zrychlení 1.10.[24]

$$\mathbf{a}_C = 2\boldsymbol{\omega} \times (\mathbf{v}) \quad (1.8)$$

kde:

\mathbf{a}_C = Coriolisovo zrychlení [$m \cdot s^{-2}$]

\mathbf{v} = vektor rychlosti [$m \cdot s^{-1}$]

$$\mathbf{a}_E = \frac{d\boldsymbol{\omega}}{dt} \times \mathbf{r} \quad (1.9)$$

kde:

\mathbf{a}_E = Eulerovo zrychlení [$m \cdot s^{-2}$]

$\boldsymbol{\omega}$ = úhlová rychlost neinerciální soustavy [$rad \cdot s^{-1}$]

t = čas [s]

\mathbf{r} = polohový vektor [m]

$$\mathbf{a}_{do} = \boldsymbol{\omega} \times (\boldsymbol{\omega} \times \mathbf{r}) \quad (1.10)$$

kde:

\mathbf{a}_{do} = dostředivé zrychlení [$m \cdot s^{-2}$]

\mathbf{r} = polohový vektor [m]

1.2 Gyroskop

Obecně je gyroskop volný rotační setrvačnick. Nemusí se však nutně jednat o žádné složité zařízení – gyroskopem můžeme nazvat jakékoliv těleso, které má tendenci zachovat svou osu rotace díky svému momentu setrvačnosti. Tomuto jevu se říká gyroskopický efekt a dochází k němu hlavně v případech, kdy je hmotnost setrvačnicku soustředěná po obvodu. Gyroskopem pak může být například i obyčejné kolo od bicyklu, motorky či jiného dopravního prostředku[13]

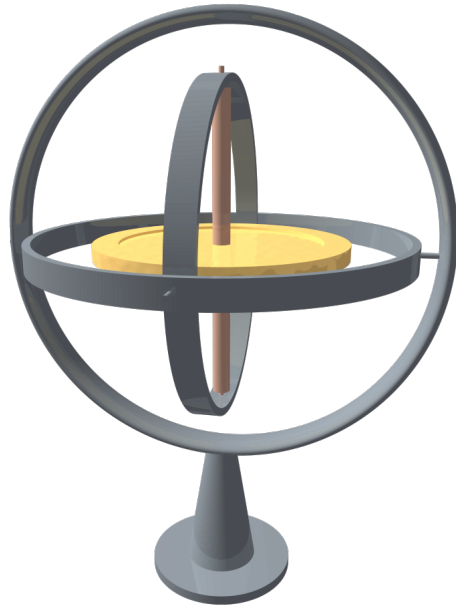
Gyroskopický efekt je spjat s faktem, že se gyroskop pohybuje ve směru kolmém na směr síly, která jeho pohyb vyvolala. Tohoto efektu se využívá k detekci sil a rotačních pohybů zejména v inerciálních navigačních systémech a inerciálních platformách.[2]

1.2.1 Princip gyroskopu

Mechanický gyroskop

V případě mechanického gyroskopu tvoří jádro setrvačnick, který je umístěný ve středu Cardanova závěsu a který má 3 stupně volnosti - viz. obrázek 1.6. Pokud je setrvačnick v klidu, zařízení se chová jako jakékoli těleso v klidu. Pokud však dojde k roztočení setrvačnicku, má jádro tendenci zůstat ve stejné poloze bez ohledu na natočení závěsu.

Čím větší je setrvačnick a čím rychleji jej roztočíme, tím je precese výraznější. Pevnost osy gyroskopu v prostoru je dána prvním Newtonovým zákonem, který říká,



Obr. 1.6: Mechanický gyroskop[11]

že těleso které je v klidu nebo v pohybu zůstává v setrvačném stavu, dokud na něj nezačne působit síla zvnějšku.[7]

Precese udržuje zařízení orientované a můžeme měřit relativní úhel, který svírá zařízení s referenčním povrchem.[4]

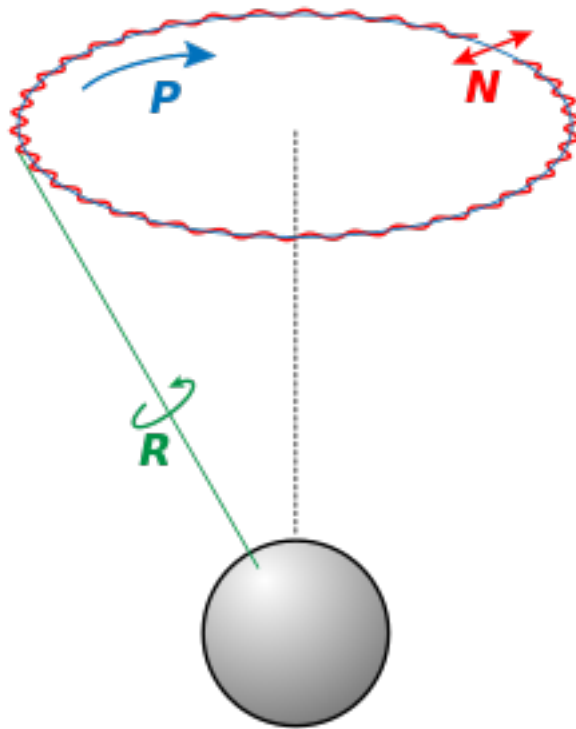
Nutace je pak relativní pohyb, rotace okolo osy konající precesní pohyb. [26] Vliv precese a nutace je znázorněn na obrázku 1.7.

MEMS gyroskop

Princip MEMS gyroskopu je znázorněn na obrázku 1.8. Jedná se o senzor úhlové rychlosti na principu Coriolisovy síly. Je vytvořen ze dvou hmotností, které jsou rozkmitávány elektrostatičticky radiální rychlostí \mathbf{v} . Pokud se vektor otáčí úhlovou rychlostí ω , vznikne tím Coriolisova síla podle vzorce 1.11.[21] Obě Coriolisovy síly se od sebe odečtou. Vzhledem k jejich opačnému působení tedy dostaneme dvojnásobnou velikost.

$$F_C = 2m\omega \times \mathbf{v} \quad (1.11)$$

kde:



Obr. 1.7: Precese a nutace[12]

- F_C = Coriolisova síla [N]
- m = hmotnost [kg]
- ω = úhlová rychlost [$rad \cdot s^{-1}$]
- v = vektor rychlosti [$m \cdot s^{-1}$]

Pokud se senzor pohybuje přímočarým pohybem, působí na obě hmotnosti setrvačná síla ve stejném směru. Po odečtení těchto sil vyjde nula. Tímto způsobem jsme schopni rozlišit přímočarý a rotační pohyb.

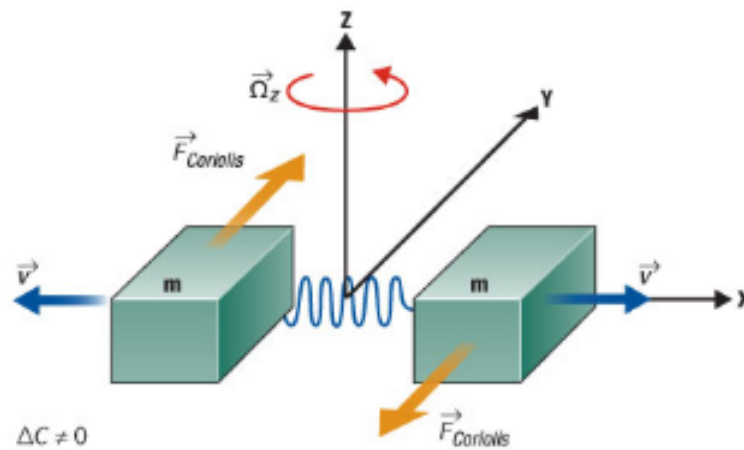
1.2.2 Výpočet úhlu

Vzhledem k tomu, že výstupem gyroskopu je úhlová rychlost ω , je třeba k získání úhlu výstupní hodnoty integrovat podle vzorce 1.12. V našem případě se jedná o diskrétní veličiny, a proto používáme sumaci podle vzorce 1.13. [22]

$$\Theta_g = \int_0^{\infty} \omega dt \quad (1.12)$$

kde:

- Θ_g = úhel [rad]
- ω = úhlová rychlost [$rad \cdot s^{-1}$]
- t = čas [s]



Obr. 1.8: MEMS gyroskop

$$\Theta_g = \sum_{i=0}^{\infty} \omega_i T \quad (1.13)$$

kde:

Θ_g = úhel [rad]

i = index [-]

T = konstantní vzorkovací perioda [s]

1.2.3 Nežádoucí vlivy

U gyroskopů se vyskytuje jev, kterému se říká drift. Jedná se o to, že v klidové poloze gyroskop neukazuje nulu, ale nějakou malou hodnotu. Vzhledem k přepočtu úhlové rychlosti na úhel pomocí vzorce 1.12 je tato chyba neustále přičítána. Měřený úhel se tedy neustále vzdaluje od skutečného úhlu - driftuje. [27]

2 URČENÍ NÁKLONU

K určení náklonu používáme fúzi akcelerometru a gyroskopu. Fúze senzorů je proces, při kterém jsou data z několika senzorů sloučena, abychom získali více informací, než kolik bychom mohli získat jednotlivými senzory.[14] K této fúzi dat používáme komplementární filtr.

2.1 Komplementární filtr

Komplementární filtr se používá k optimálnímu zkombinování senzorů s rozdílnými frekvenčními charakteristikami a vytváří odhad signálu za použití dvou dílčích filtrů s komplementárními přenosovými funkcemi.[15]

2.2 Princip komplementárního filtru

Předpokládejme dvě měření veličiny x podle vzorců 2.1 a 2.2.

$$y_1 = x + u_1 \quad (2.1)$$

$$y_2 = x + u_2 \quad (2.2)$$

kde:

- y_1, y_2 = naměřené hodnoty
- x = měřená veličina
- u_1 = převážně vysokofrekvenční rušení
- u_2 = převážně nízkofrekvenční rušení

Výběr dvojice komplementárních přenosových funkcí podle vzorce 2.3 nám dává filtrovaný odhad veličiny x podle vzorce 2.4.[15]

$$F_1(s) + F_2(s) = 1 \quad (2.3)$$

kde:

- $F_1(s)$ = přenos typu dolní propust
- $F_2(s)$ = přenos typu horní propust

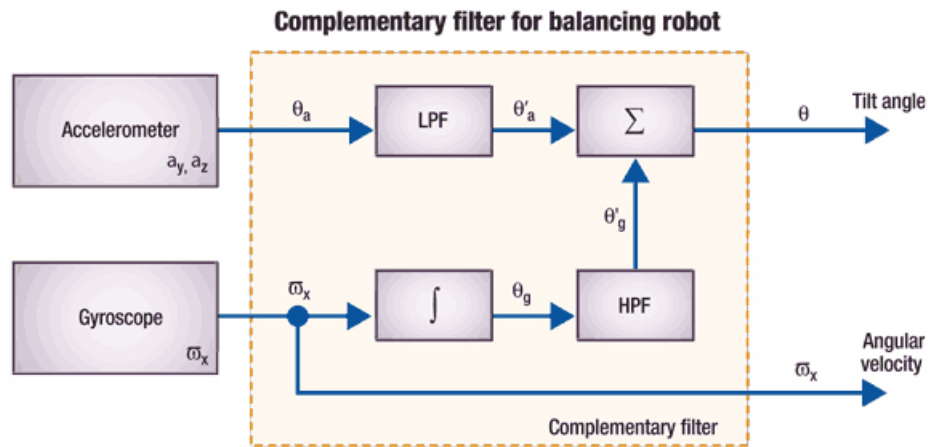
$$\hat{X}(s) = F_1(s)Y_1 + F_2(s)Y_2 = X(s) + F_1(s)U_1(s) + F_2(s)U_2(s) \quad (2.4)$$

kde:

$\hat{X}(s)$ = odhad měřené veličiny X
 $F_1(s)$ = přenos typu dolní propust
 $F_2(s)$ = přenos typu horní propust
 $U_1(s)$ = převážně vysokofrekvenční rušení
 $U_2(s)$ = převážně nízkofrekvenční rušení

V našem případě jsme touto fúzi schopni eliminovat negativní vlivy senzorů. U akcelerometru se jedná o vysokou hladinu šumu a dynamické složky pohybu, u gyroskopu o jeho drift.

Blokové schéma komplementárního filtru je znázorněno na obrázku 2.1.



Obr. 2.1: Blokové schéma komplementárního filtru[16]

Jak jsme si již ukázali v kapitole 1, úhel z akcelerometru se vypočítá pomocí vzorce 2.5.

$$\Theta_a = \arctan\left(\frac{a_y}{a_z}\right) \quad (2.5)$$

kde:

Θ_a = úhel [rad]
 a_y, a_z = hodnoty zrychlení v daném směru [$m \cdot s^{-2}$]

Úhel z gyroskopu se vypočítá pomocí vzorce 2.6

$$\Theta_{gi} = \Theta_{g(i-1)} + g_{xi}T_{vz} \quad (2.6)$$

kde:

Θ_{gi} = úhel v kroku i [rad]
 $\Theta_{g(i-1)}$ = úhel v kroku $(i - 1)$ [rad]
 g_{xi} = úhlová rychlost v kroku i [$rad \cdot s^{-1}$]
 T_{vz} = vzorkovací perioda [s]

Výsledný odhad úhlu je dán vzorcem 2.7.[16]

$$\hat{\Theta} = \beta\Theta_g + (1 - \beta)\Theta_a \quad (2.7)$$

kde:

$\hat{\Theta}$ = odhad měřeného úhlu [*rad*]

β = konstanta filtru, $\beta \in (0, 1)$ [-]

Θ_a = hodnota úhlu z akcelerometru [*rad*]

Θ_g = hodnota úhlu z gyroskopu [*rad*]

Pro tuto úlohu byl zvolen koeficient $\beta = 0.98$. V případě vzorkovací frekvence $f_{vz} = 100\text{Hz}$ je pak časová konstanta filtru τ vypočtena podle vzorce 2.8.[16]

$$\tau = \frac{\beta T_{vz}}{1 - \beta} = \frac{0.98 \cdot 0.01}{1 - 0.98} = 0.49\text{s} \quad (2.8)$$

kde:

τ = časová konstanta filtru [s]

β = konstanta filtru, $\beta \in (0, 1)$ [-]

T_{vz} = vzorkovací perioda [s]

Ze vzorce 2.8 plyne, že u akcelerometru je brána část signálu do 2 Hz, zbytek je odfiltrován. Oproti tomu u gyroskopu je vše do 2 Hz odfiltrováno a bere se zbytek s vyšší frekvencí. Výsledkem je součet těchto dvou signálů.

3 POSTURÁLNÍ STABILITA

Kvalitu lidského organismu lze hodnotit z hlediska stability či schopnosti jí co nejlépe a nejkvalitněji dosáhnout.[18]

3.1 Základní terminologie

Pro lepší pochopení problematiky si nejdříve ujasníme základní terminologii pojmů, které budeme používat.

Postura

Postura je aktivní držení jednotlivých segmentů těla proti působení zevních sil (především síle tíhové). Je zajištěna aktivně vnitřními silami, tedy svalovou aktivitou řízenou prostřednictvím CNS a je realizována anatomicky definovaným pohybovým systémem při respektování biomechanických principů. Postura však není spojena vždy jen se vzpřímeným stojem. Je součástí všech motorických programů (včetně chůze), neboť je potřeba ji zaujmout k provedení optimálního pohybu. Postura tak provází pohyb na jeho začátku, v průběhu jeho provádění i na jeho konci.[17]

Posturální stabilita

Posturální stabilita je pojem označující schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny vnějších a vnitřních sil tak, aby nedošlo k pádu. Jinými slovy schopnost udržet projekci těžiště v opěrné bázi.[17]

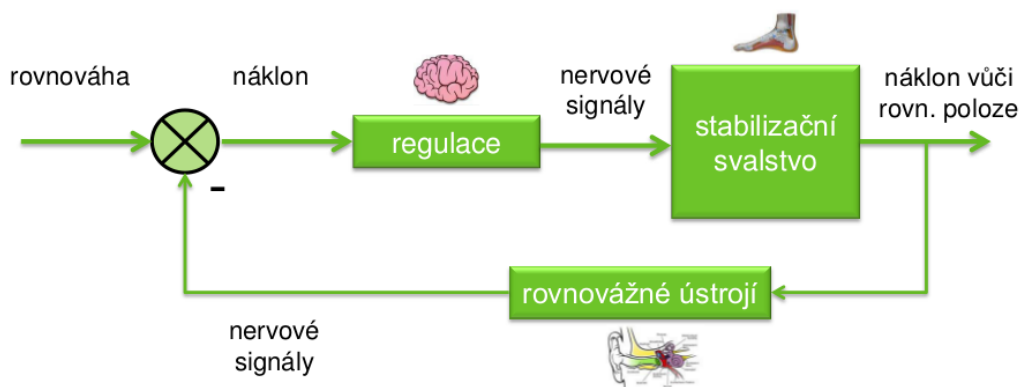
Rovnováha

Rovnováha (balance) je souborem statických a dynamických strategií, které jsou cestou k zajištění posturální stability. Jsou ochranou před pádem a protože jde o neustálé přizpůsobování svalové aktivity a nastavení kloubů, je rovnováha (balance) funkční a velice komplexní motorická schopnost.[17]

3.2 Funkce posturální stability

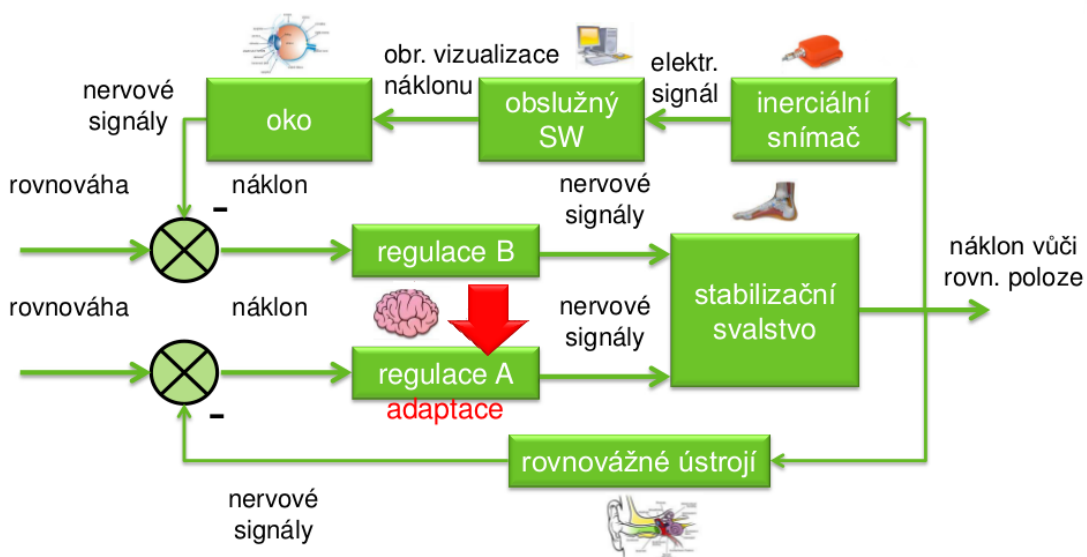
Způsob, jakým je posturální stabilita zajišťována v lidském těle, je zobrazen na obrázku 3.1. V případě, že na tělo působí síla, snaží se regulátor, což je v našem případě mozek, dosáhnout stabilní polohy. Ve zpětné vazbě je rovnovážné ústrojí, které nám dává informaci o dosažení tohoto cíle. Regulátor je v tomto případě adaptivní a je schopný se učit. Proto používáme různé balanční pomůcky, kterými

můžeme zlepšit jeho funkci. V případě cvičení na balanční plošině dochází k vyvedení z rovnovážné polohy těla a mozek se učí udržovat stabilní polohu.[19]



Obr. 3.1: Zpětnovazební smyčka rovnováhy[19]

V případě, že k balanční plošině připevníme inerciální snímač polohy plošiny a přes vizualizaci na obrazovce dáваме člověku dodatečnou informaci o jeho náklonu, tak de facto zavádíme druhou regulační smyčku - obrázek 3.2. Důsledkem toho při cvičení dosahujeme mnohem lepších výsledků, ale hlavně dochází k rychlejšímu a lepšímu učení regulátoru A, takže člověk drží lépe rovnováhu, i když zrovna necvičí.[19]



Obr. 3.2: Zpětnovazební smyčka rovnováhy s přidavnou regulací[19]

4 SROVNÁNÍ INERCIÁLNÍCH SNÍMAČŮ V MOBILNÍCH TELEFONECH

Pro zjištění kvality senzorů v mobilních telefonech byly vybrány tři parametry. Jedná se o vzorkovací frekvenci, přesnost měření úhlu a latenci. Výsledky jsou srovnávány s referenčním senzorem Xsens.

Uvedené parametry lze proměřit v podmínkách mimo laboratoř bez příslušného vybavení. K tomuto účelu byl vyhotoven přípravek na nastavování úhlu, jehož rozměry byly přeměřeny na optickém měřicím přístroji Micro-Vu Vertex 251 - viz. příloha A.

K měření bylo použito 10 různých zařízení s Androidem od různých výrobců, různého stáří a různých typů, aby byl zastoupen co nejrepresentativnější vzorek zařízení.

K měření používáme následující typy telefonů:

- HTC One S
- Samsung GT-I9300
- Samsung GT-I9301
- Samsung GT-I9506
- Samsung Galaxy Nexus
- Huawei G630-U20
- LGE Nexus 5
- LGE LG-D855
- Asus Nexus 7
- Acer A1-840FHD

Ke statistickému vyhodnocení byla použita střední hodnota \bar{q} a směrodatná odchylka - $s(q)$ podle vzorců 4.1 a 4.2.[9]

$$\bar{q} = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n q_j \quad (4.1)$$

kde:

\bar{q} = střední hodnota [podle měřené veličiny]

n = počet vzorků [-]

j = index [-]

q_j = vzorek [podle měřené veličiny]

$$s(q) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{j=1}^n (q_j - \bar{q})^2} \quad (4.2)$$

kde:

$s(q)$ = směrodatná odchylka [podle měřené veličiny]
 n = počet vzorků [-]
 j = index [-]
 \bar{q} = střední hodnota [podle měřené veličiny]
 q_j = vzorek [podle měřené veličiny]

4.1 Vzorkovací frekvence

Vzorkovací frekvence udává, jak často jsou data ze senzoru posílána na výstup. Čím vyšší vzorkovací frekvence, tím lepší máme přehled o sledovaném signálu. V případě, že by vzorkovací frekvence byla příliš nízká, cvičení by bylo uživatelsky nepohodlné, poněvadž by se prodlužovala doba zobrazení a výchylka by se měnila skokově.

4.1.1 Způsob měření

Na telefonu bylo zaznamenáno 300 po sobě jdoucích vzorků s časovým údajem, kdy byly pořízeny. Diferencí těchto údajů byla získána vzorkovací perioda. Statisticky pak určena střední hodnota a směrodatná odchylka 4.1 a 4.2.

Senzor Xsens byl nastaven na vzorkovací frekvenci $f_{vz} = 100Hz$. Vzhledem k tomu, že na tuto frekvenci je nastaveno současné řešení, tato hodnota je považována za dostačující. Senzor Xsens nicméně umožňuje i vyšší vzorkovací frekvenci.[10]

4.2 Přesnost

Přesnost udává jak dobře byl nastavený náklon změřen. Vzhledem k tomu, že měření probíhalo na několika místech, nemohla být zajištěna a změřena rovinnost podloží, na kterém bylo měření prováděno. Z tohoto důvodu je uváděn rozdíl hodnot při měření úhlu $\Theta = 0^\circ$ a $\Theta = 45^\circ rad$.

4.2.1 Způsob měření

K výpočtu bylo použito 300 měření po ustálení senzoru. Při zpracování používáme statistické vyhodnocení podle vzorců 4.1 a 4.2. K výpočtu používáme stejná data jako u měření latence 4.3. Hodnoty jsou brány po ustálení senzoru na dané hodnotě.

4.3 Latence

Latence, neboli dopravní zpoždění, je reakční doba senzoru mezi změnou měřené veličiny a změnou výstupu senzoru. V našem případě budeme měřit latenci celé

přenosové soustavy od změny úhlu až po zobrazení na obrazovce počítače. Jedná se tedy o latenci senzoru, zpracování dat, přenosu a zobrazení na počítači.

4.3.1 Způsob měření

Telefon byl připevněn na horní část přípravku A. Na tomto přípravku byly nastaveny úhly 0 a $\frac{\pi}{4}rad$. Kamerou s vysokou snímkovou frekvencí byly snímány náklony. K tomu byla použita kamera GoPro Hero3+ se snímkovou frekvencí $f_s = 119.88fps$. Na počítači pak snímek po snímku byly odečítány údaje z obrazovky. Použitím kamery bylo dosaženo přesné časové synchronizace nastavení úhlu se zobrazením dat na počítači. Maximální chyba odečtu je dána vzorkovací frekvencí kamery, tedy $8.85ms$. Referenční hodnotou je čas, kdy výstup na senzoru se změní o více než dvojnásobek hodnoty směrodatné odchylky z měření přesnosti.

4.4 Výsledky

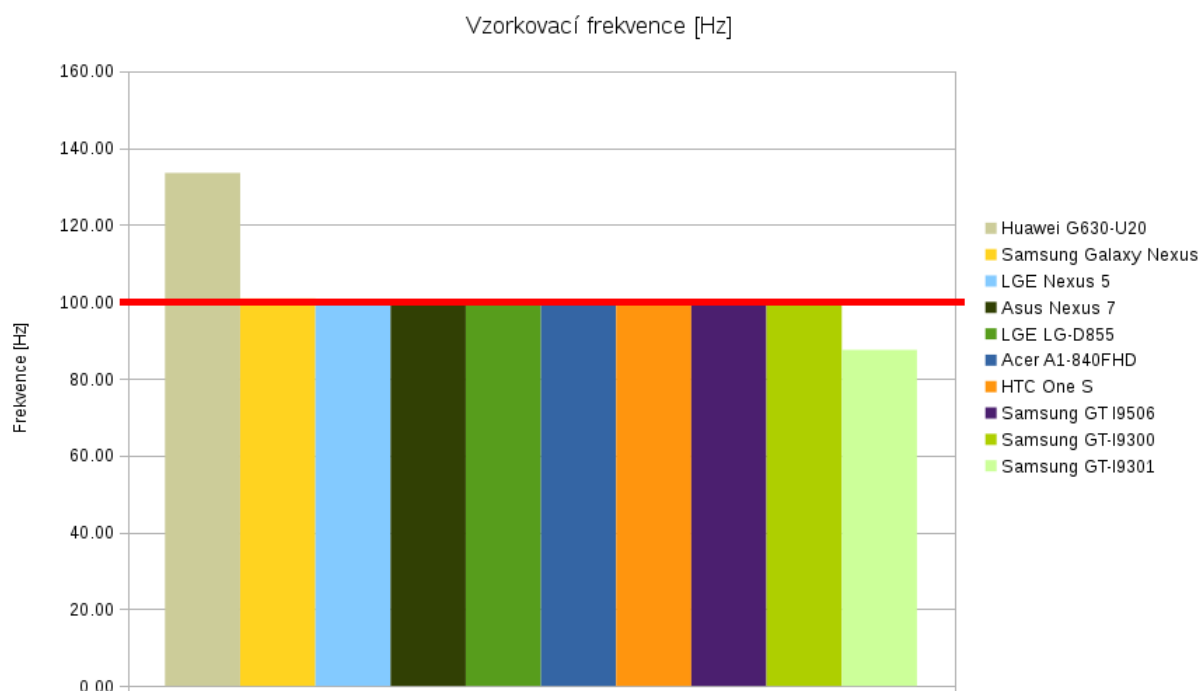
Všechny výsledky jsou uvedeny v tabulce 4.1. V grafech jsou referenční hodnoty z Xsens znázorněny červenou linkou.

Z měření vzorkovací frekvence - viz.4.1 je patrné, že všechny telefony mají dostatečně vysokou vzorkovací frekvenci - $100Hz$. Pouze telefon Samsung GT-I9301 měl o něco nižší vzorkovací frekvenci - $87.5Hz$, ta však pro naše použití také dostačuje.

Velmi vysoké hodnoty rozptylu u měření vzorkovací frekvence jsou dány tím, že Android pošle několik vzorků velmi rychle, a poté několik velmi pomalu. Střední hodnota se drží okolo $100Hz$, ale výkyvy jsou obrovské. Za celou dobu nebylo pozorováno, že by tyto výkyvy měli negativní vliv na zobrazování hodnoty.

Přesnost senzoru Xsens je $0.5^\circ[10]$. Při měření přesnosti byly pozorovány větší odchylky, které lze však částečně kompenzovat zvýšením citlivosti v programu DeskBalance. Největší chybu vykazoval Asus Nexus 7, jehož chyba natočení dosahovala 15% . U tohoto zařízení by bylo potřeba udělat poměrové cvičení s Xsens a ověřit, zda takto velká chyba, byť kompenzovaná zvýšenou citlivostí, příliš nesnižuje kvalitu cvičení. Při měření tohoto zařízení nebyl k dispozici senzor Xsens a proto nebylo toto ověření uděláno.

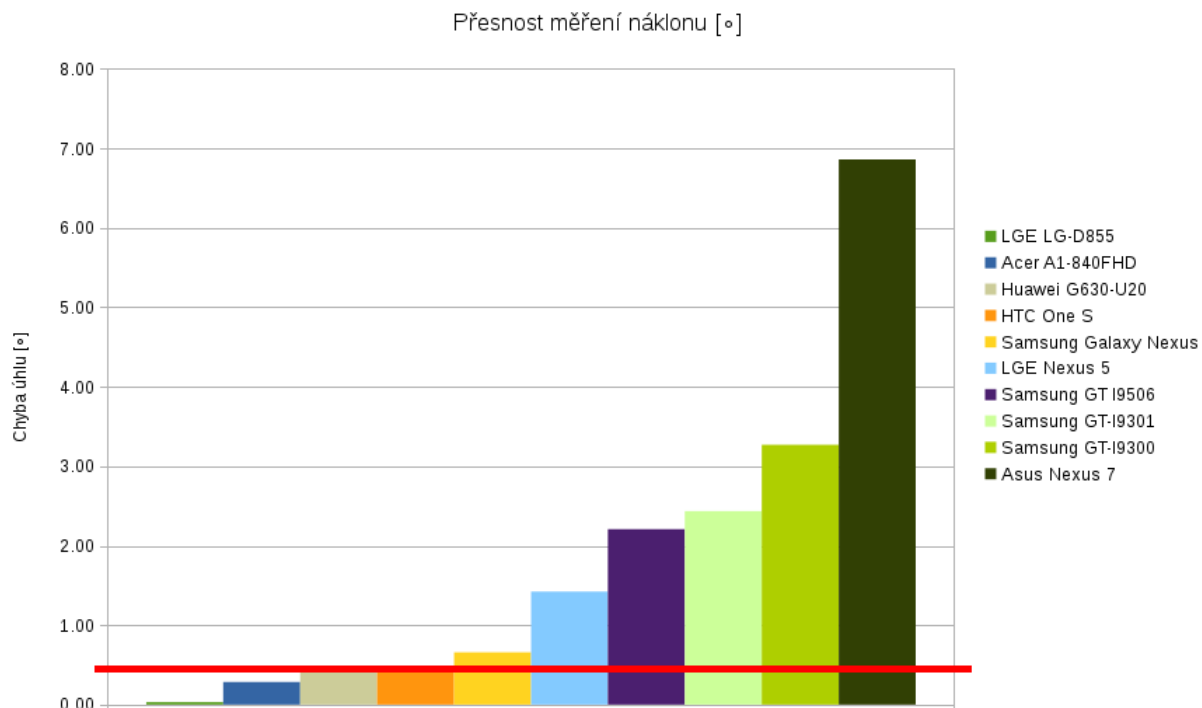
Latence má ze zvolených parametrů asi největší vliv na použitelnost. Pokud by hodnota latence byla příliš vysoká, informace by se k cvičícímu dostala tak pomalu, že by to nejen nepřineslo kýžený výsledek, ale mohlo by to snížit kvalitu cvičení a tudíž opačný efekt, než je požadován. U většiny mobilních zařízení je hodnota latence $2-3x$ větší než u Xsens.



Obr. 4.1: Vzorkovací frekvence telefonů

Z hodnot přímého porovnávání 5.3.2 však vyplývá, že takto vysoká latence je pořád dostatečná pro kvalitní cvičení. K měření byl totiž použit mobilní telefon HTC One S s latencí 125.1ms.

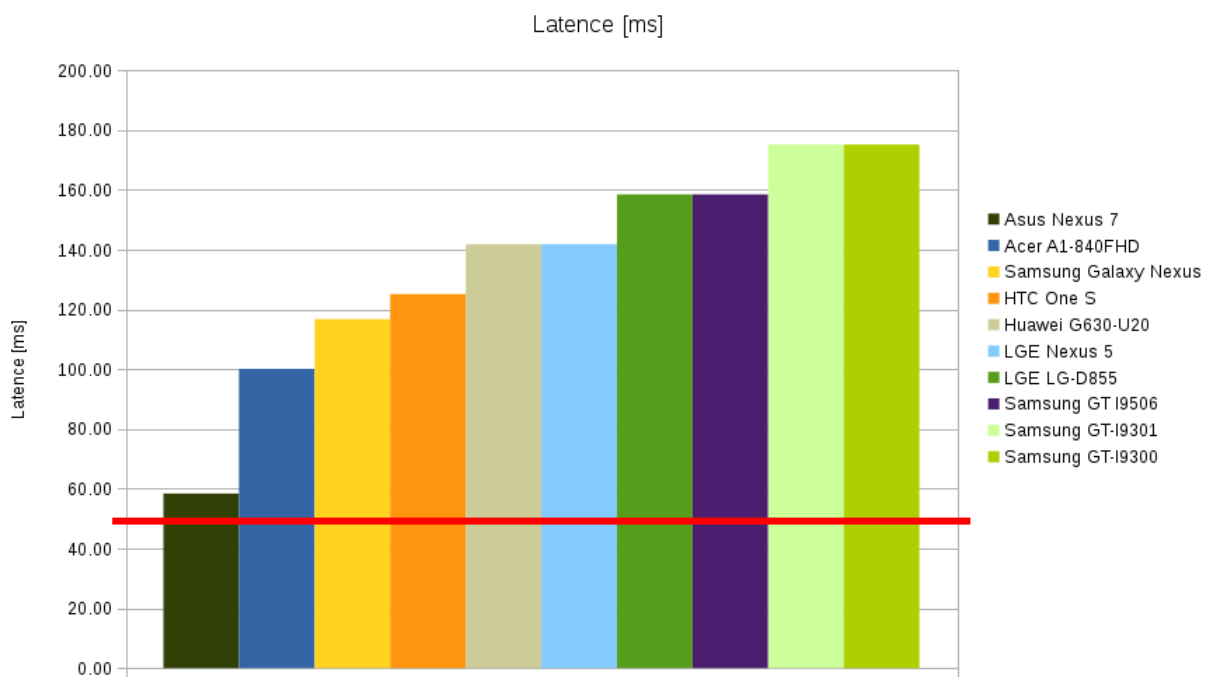
Při měření na telefonu LGE Nexus 5 se významně zvedla hodnota latence a dosahovala 1.52s. Takto vysoká hodnota je už nepoužitelná. Vzhledem k tomu, že k tomuto nárůstu došlo až po nějaké době, lze předpokládat, že byla způsobena softwarově. Bylo by však vhodné provést ještě opravné měření na telefonu stejného typu, které však z technických důvodů nebylo možné udělat.



Obr. 4.2: Přesnost nastavení úhlu

Jméno telefonu	Latence [ms]	Vzorkovací frekvence [Hz]	Přesnost [°]
Acer A1-840FHD	100.1	(99.9 ± 111.2)	(0.28 ± 0.10)
Samsung Galaxy Nexus	116.8	(100.8 ± 104.5)	(0.66 ± 0.36)
LGE LG-D855	158.5	(100.3 ± 102.3)	(0.09 ± 0.03)
Samsung GT-I9300	175.2	(99.5 ± 156.0)	(3.27 ± 0.20)
LGE Nexus 5	141.8	(100.8 ± 102.3)	(1.42 ± 0.18)
Asus Nexus 7	58.39	(100.5 ± 111.9)	(6.86 ± 0.28)
Samsung GT-I9301	175.18	(87.5 ± 96.0)	(2.43 ± 0.16)
Huawei G630-U20	141.8	(133.5 ± 158.3)	(0.42 ± 0.27)
Samsung GT I9506	158.49	(99.7 ± 97.5)	(2.21 ± 0.44)
HTC One S	125.1	(99.8 ± 102.6)	(0.45 ± 0.29)

Tab. 4.1: Výsledky měření parametrů telefonů



Obr. 4.3: Latence telefonů

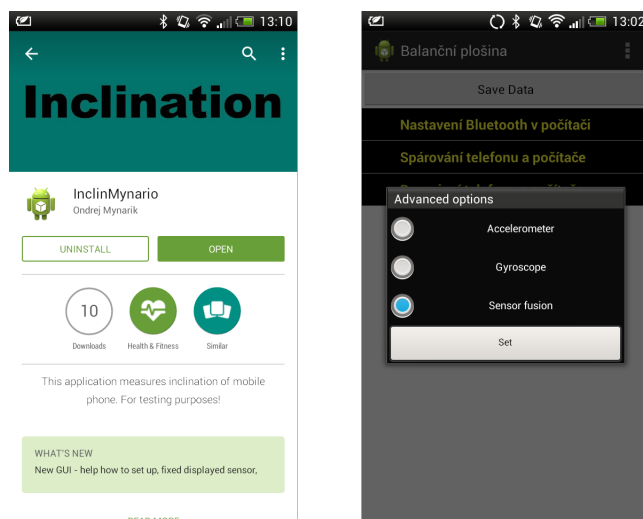
5 MĚŘENÍ POSTURÁLNÍ STABILITY MOBILNÍM TELEFONEM

V současné době se k měření náklonu balanční plošiny úspěšně používá inerciální senzor Xsens MTx. Xsens snímá náklon balanční plošiny a pomocí kabelu posílá data do počítače, kde je zpracovává program DeskBalance. Tento program je schopen zanalyzovat cvičení a vyhodnotit, jak dobře byl cvik prováděn.

Senzor Xsens se vyznačuje vysokou přesností.[10] Jedná se však o nákladný senzor, který je mnohonásobně dražší než balanční plošina, jejíž náklon měří. Druhým problémem je, že tento konkrétní senzor je propojen s počítačem pomocí kabelu, což zhoršuje manipulace a snižuje komfort cvičení.

Aby bylo možné Xsens nahradit, vytvořil jsem Android aplikaci s názvem Inclinmynario, která ke zjištění náklonu využívá vestavěných senzorů měření náklonu. Z výsledků měření inerciálních snímačů v mobilních telefonech vyplývá, že tyto senzory vyhovují našim požadavkům. Toto řešení podstatně snižuje náklady na zařízení a umožňuje rozšíření do rehabilitačních středisek či domovů konkrétních pacientů. Navíc použitím bezdrátového přenosu přes Bluetooth zvýšíme komfort při cvičení.

K upevnění telefonu na balanční plošinu byl na 3D tiskárně RebeliX vytvořen plastový upínací přípravek B.1. Výhodou tohoto přípravku je snadná manipulace a univerzální použití pro různé rozměry telefonu. Nicméně pro samotné cvičení lze s úspěchem použít i jiné způsoby upnutí.



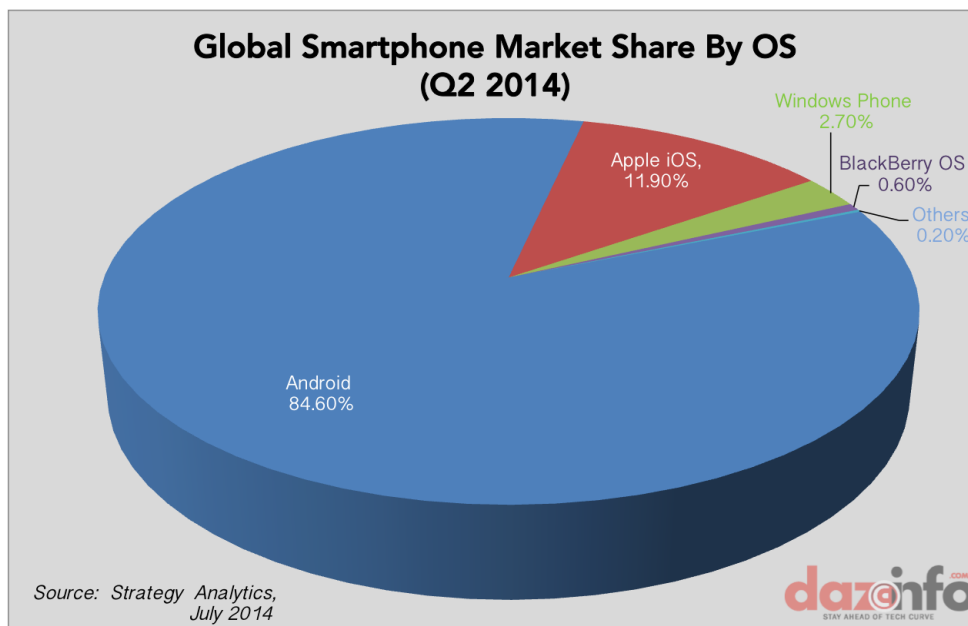
Obr. 5.1: Vlevo: aplikace na Google Play; Vpravo: pokročilé nastavení

5.1 Android aplikace Inclimynario

Mobilní telefon pomocí vestavěných snímačů náklonu - akcelerometru a gyroskopu snímá náklon telefonu. Tato data jsou pomocí komplementárního filtru sloučena a odesílána přes rozhraní Bluetooth do počítače. Použití operačního systému Android bylo zvoleno z důvodu velkého pokrytí trhu, jak je vidět na obrázku 5.2, který ukazuje prodeje mobilních telefonů podle operačního systému ve druhém čtvrtletí 2014.

Pokud bychom chtěli dosáhnout ještě většího pokrytí trhu, bylo by potřeba vytvořit ještě aplikaci pro iOS a Windows Mobile.

Aplikace je navržena pro Android verzi 2.3.3 'Gingerbread', či vyšší z důvodu použitých metod. To pokrývá 99.7% zařízení s Androidem.[29] Jsme nicméně omezeni vybavením telefonu, které musí obsahovat akcelerometr, gyroskop a Bluetooth, aby mohla aplikace správně fungovat.



Obr. 5.2: Podíl na trhu mobilních telefonů podle operačního systému [28]

Pro komunikaci s počítačem byl zvolen Bluetooth z důvodu nízké energetické náročnosti a možnosti využití virtuální sériové linky. V aplikaci byla vytvořena BluetoothServis služba, která se stará o veškerou komunikaci. Je schopna přijímat i odesílat data, ale v této verzi používáme pouze jednosměrnou komunikaci. Zajišťuje také funkce k ovládání Bluetooth jako zapnutí Bluetooth, vypsání seznamu viditelných a spárovaných zařízení, spojení se s nimi, či 'zviditelnit telefon', aby ho mohl počítač nalézt a spárovat se s ním.

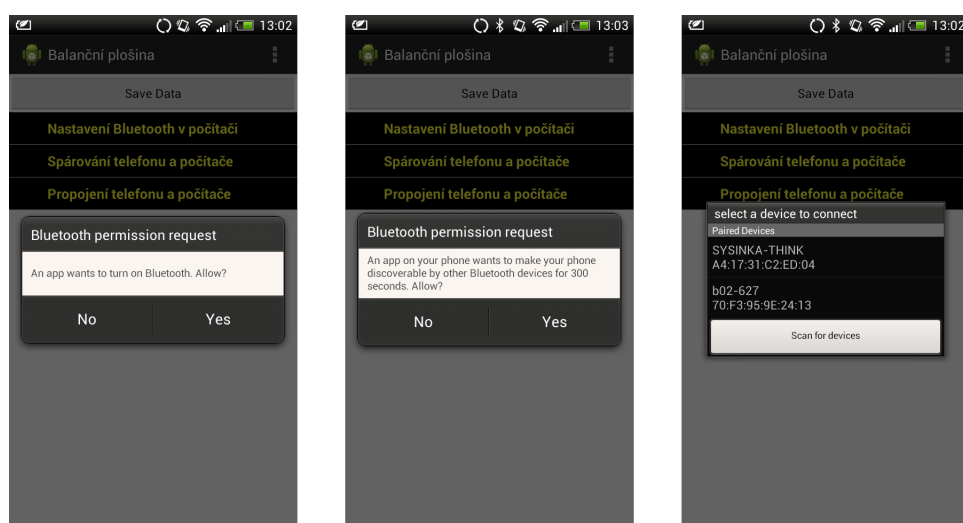
Pro odečítání a zpracování dat byla vytvořena metoda, která je zavolána vždy, když přijde nějaké přerušení od senzoru. Nejprve je rozlišeno o jaký senzor se jedná a poté dojde k jeho zpracování. Podle nastavení jsou buďto posílána surová data, nebo jsou zpracována komplementárním filtrem. Výsledný náklon je pak posílán do služby Bluetooth k odeslání.

Program DeskBalance byl upraven tak, aby mohl přijímat data z virtuální sériové linky a převedl je do vhodného formátu k vykreslení a zpracování.

Aplikace Inclinmynario je nahraná na Google Play market a je zdarma ke stažení - viz Obr. 5.1.

5.2 Použití

Při návrhu byla snaha o co nejjednodušší uživatelskou obsluhu a nastavení. Nejprve je potřeba telefon a počítač propojit přes Bluetooth a tato zařízení spárovat. Po tomto prvotním nastavení si počítač i telefon pamatují nastavení a je možné navázat spojení velmi jednoduše.



Obr. 5.3: Možnosti nastavení aplikace

Aplikace je po zapnutí sama schopna rozpoznat, jestli je zapnuté Bluetooth, a vyžádat si jeho zapnutí, aby nebylo potřeba chodit do nastavení telefonu - viz obrázek 5.3.

Celý postup nastavení je uveden v příloze C.

Aplikace umožňuje pokročilé nastavení pro čtení pouze z akcelerometru, pouze z gyroskopu nebo výchozí nastavení fúze senzorů - viz obrázek 5.1.

5.3 Přímé porovnání s Xsens

Porovnání senzorů pouze pomocí výše zvolených parametrů může být trochu zavádějící. Využili jsme tedy možnosti, které nám poskytuje program na měření posturální stability DeskBalance. Tento program při cvičení zaznamenává odchylky od středu a výsledkem každého cvičení je součet těchto odchylek, což udává jak dobře byl cvik prováděn.

5.3.1 Způsob měření

Na balanční plošinu byl připevněn senzor Xsens a k počítači byl připojen pomocí USB. Zároveň byl ke stejné balanční plošině připevněn i mobilní telefon, který byl přes Bluetooth spojen s paralelně otevřeným programem DeskBalance. Měření bylo spuštěné současně a trvalo 30 sekund. Po tuto dobu byly zaznamenávány odchylky.

V okně programu DeskBalance je zobrazena odchylka od stabilní hodnoty. V jednom měření se cvičící orientoval pomocí okna, které zaznamenávalo hodnoty ze senzoru Xsens. U druhého se orientoval pomocí okna zaznamenávající data z mobilního telefonu. Při třetím nedostával druhou zpětnou vazbu a měl se snažit udržet nulovou výchylku pouze pomocí vlastního pocitu. Tato tři měření tvořila sérii, kterých bylo naměřeno 15. Pořadí měření v sérii se neustále měnilo.

Měření bylo uskutečněno ve dvou termínech s rozstupem dvou týdnů. Rozstup mezi jednotlivými sériemi byl 10 minut. Měření bylo prováděno na mobilním telefonu HTC One S.

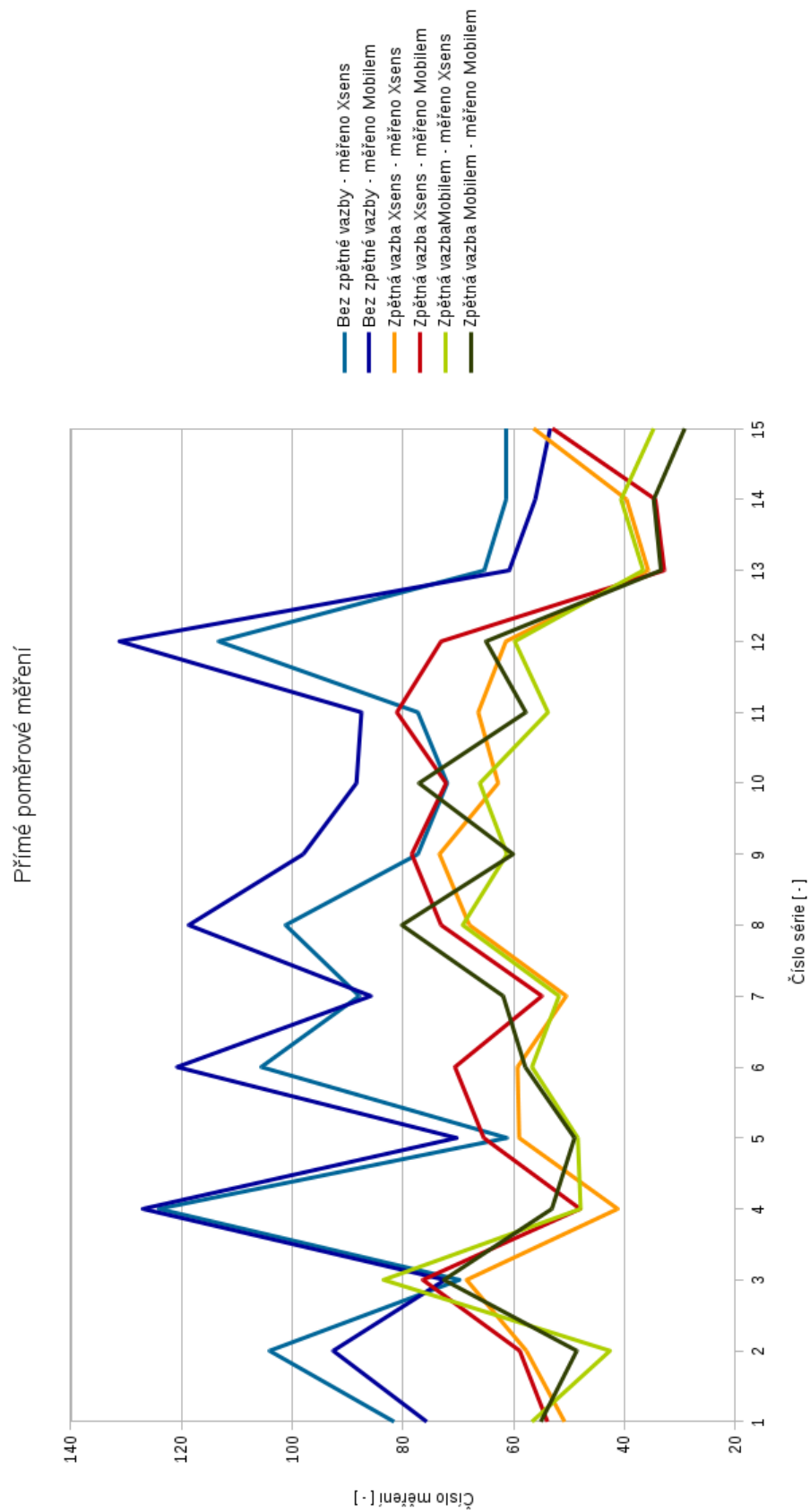
5.3.2 Vyhodnocení

Na grafu 5.4 vidíme vliv použití zpětné vazby. Modré křivky ukazují, když cviky byli prováděny bez toho, aby se cvičící korigoval pomocí obrazovky. Červené křivky ukazují měření, kdy se cvičící orientoval pomocí okna s Xsens. Zelené křivky ukazují měření, kdy se cvičící orientoval pomocí okna s náklonem měřený mobilním telefonem.

Vliv zpětné vazby je výrazný, ale jestli je zpětnou vazbou informace z mobilního telefonu či z Xsens nehraje příliš velkou hodnotu. Z grafu je také patrné pomalé zlepšování se v čas.

Na obrázku 5.5 je zaznamenána trajektorie jak z Xsens tak z mobilního telefonu. U větších výchylek pozorujeme mírné zakřivení trajektorie. Celkově však jsou obě trajektorie velmi podobné.

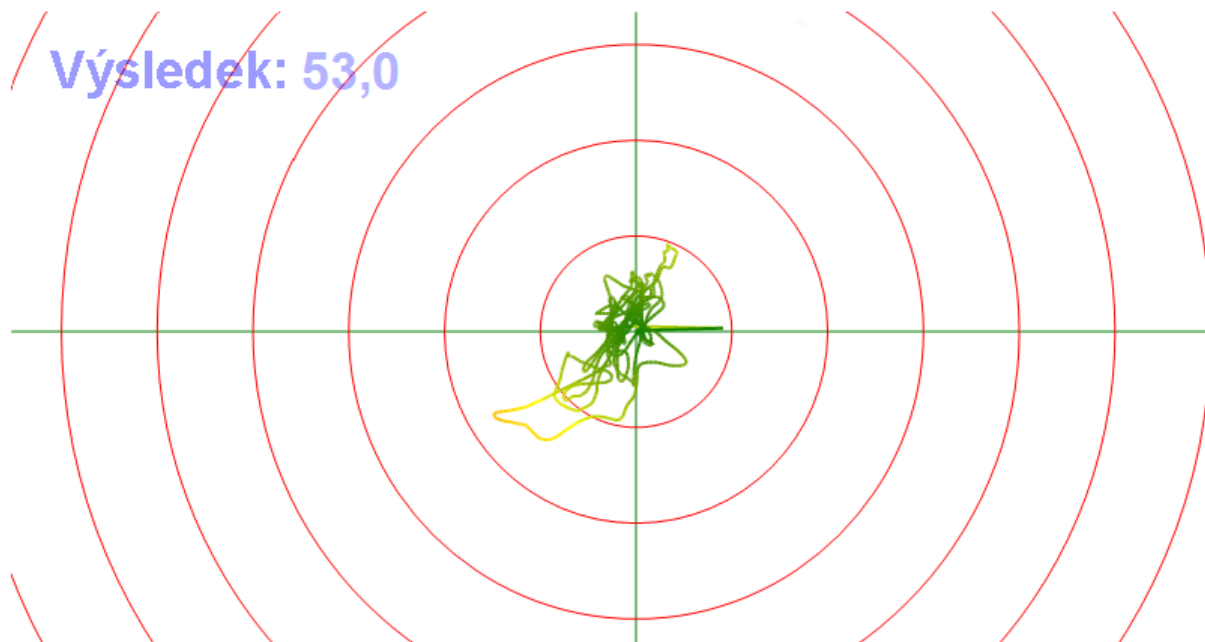
Z pohledu cvičícího při standardním cvičení nešlo rozeznat rozdíl. Pokud však bylo cvičení dynamické s velkými rychlými změnami, odezva z mobilu byla pomalejší, což se viditelně projevovalo na vykreslované křivce.



Obr. 5.4: Přímé poměrové měření

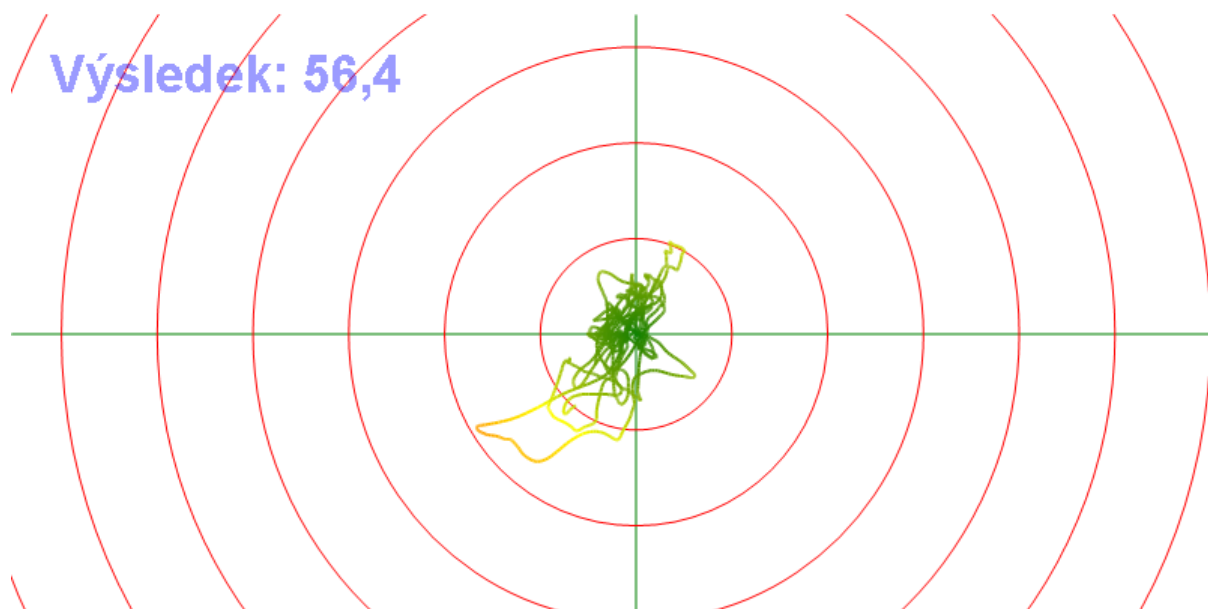
Název cvičení: Stabilita 16.4.
Datum: 16.4.2015 11:02:12
Výsledek: 42,4 (normalizovaný výsledek: 53,0)

Mobilní telefon



Název cvičení: Stabilita 16.4.
Datum: 16.4.2015 11:02:11
Výsledek: 45,1 (normalizovaný výsledek: 56,4)

Xsens



Obr. 5.5: Trajektorie souběžného měření

6 ZÁVĚR

Cílem této práce na téma využití mobilních zařízení ve zpětnovazební lékařské rehabilitaci bylo porovnat snímače pro měření náklonu používané v mobilních zařízeních. Tyto snímače byly porovnány mezi sebou a srovnány s přesným referenčním senzorem Xsens, se kterým funguje v současnosti používané řešení.

Druhým cílem bylo vytvořit aplikaci Android která zpracovává data ze snímačů mobilních zařízení a posílá je bezdrátově do počítače, kde jsou dále zpracovávána. Tato data nám dávají zpětnou vazbu a zkvalitňují rehabilitaci.

Na výsledcích z měření snímačů je vidět, že mobilní zařízení mohou nahradit senzor Xsens v měření náklonu balanční plošiny při cvičení posturální stability. Všechny měřené telefony měly pro vybrané parametry dostatečnou kvalitu, aby zajišťovaly zkvalitnění cvičení.

Nejdůležitějším z měřených parametrů byla latence. Pokud je vysoká latence, cvičící dostává informaci o svém náklonu příliš pozdě, což v případě velmi vysokých hodnot může vést až ke zhoršení cvičení. Z přímého poměrového měření však vyplývá, že horší latence, kterou mají mobilní zařízení je stále ještě v normě.

Všechna měřená zařízení měla dostatečnou vzorkovací frekvenci. Vliv velkého rozptylu není výrazný a lze ho zanedbat.

Přesnost nastavení úhlu je sice důležitým parametrem, lze ho ale částečně kompenzovat změnou citlivosti v programu DeskBalance. Největší chybu vykazoval Asus Nexus 7, jehož chyba natočení dosahovala 15%. U tohoto zařízení by bylo potřeba udělat poměrové cvičení s Xsens a ověřit, zda takto velká chyba, byť kompenzovaná zvýšenou citlivostí, příliš nesnižuje kvalitu cvičení. Při měření tohoto zařízení nebyl k dispozici senzor Xsens a proto nebylo toto ověření uděláno.

LITERATURA

- [1] RIPKA, P a A TIPEK. *Master books on sensors: Part A*. Editor Alois Tipek, Pavel Ripka. Praha: BEN - technical literature, 2003, 1 sv. (různé stránkování). ISBN 80-730-0129-2.
- [2] RIPKA, P a A TIPEK. *Master books on sensors: Part B*. Editor Pavel Ripka, Alois Tipek. Praha: BEN - technical literature, 2003, 1 sv. (různé stránkování). ISBN 80-730-0129-2.
- [3] ZEHNULA, Karel. *Snímače neelektrických veličin*. 2. uprav.dopl.vyd. Praha: SNTL, 1983, 371 s. ISBN 621.317.39.084.2.
- [4] KALANTAR-ZADEH, Kouros. *Sensors*. New York: Springer Science+Business Media, 2013. ISBN 987-1-4614-5051-1.
- [5] YANG, Jiashi. *Analysis of piezoelectric devices*. Hackensack, NJ: World Scientific, 2006, xv, 520 p. ISBN 987-1-4614-5051-1.
- [6] KREIDL, Marcel. *Senzory*. Vyd. 1. Praha: Ediční středisko ČVUT, 1992, 141 s. ISBN 80-010-0810-X.
- [7] Gyroskop. *Fyzmatik.píše* [online]. 30. září 2008 [cit. 2015-05-10]. Dostupné z: <http://fyzmatik.pise.cz/633-gyroskop.html>
- [8] *Bluetooth Basics* [online]. Bluetooth SIG, poslední aktualizace 9.10.2014, [cit. 8.1.2015] Dostupné z URL: <<http://www.bluetooth.com/Pages/Basics.aspx>>.
- [9] EA LABORATORY COMMITTEE *Evaluation of the Uncertainty of Measurement In Calibration* [online]. 18.11.2013, [cit. 8.1.2015] Dostupné z URL: <<http://www.european-accreditation.org/publication/ea-4-02-m>>.
- [10] XSENS TECHNOLOGIES B.V. *MTi and MTx User Manual and Technical Documentation* [online]. 18.3.2014, [cit. 8.1.2015] Dostupné z URL: <<https://www.xsens.com/products/mtx/>>.
- [11] LUCASVB. In:<http://commons.wikimedia.org> [online]. [cit. 10.5.2015]. Dostupné z URL: <http://commons.wikimedia.org/wiki/File:3D_Gyroscope-no_text.png>.
- [12] SULZER, H. In:<http://en.wikimedia.org> [online]. [cit. 10.5.2015]. Dostupné z URL: <<http://en.wikipedia.org/wiki/File:Praezession.png>>.

- [13] HÁJEK, L. a T. HAMBÁLEK. *Gyroskopy*. [online]. 2010 [cit. 2015-05-10]. Dostupné z: <http://fyzsem.fjfi.cvut.cz/2010-2011/Zima10/proc/gyroskopy.pdf>
- [14] Freescale Sensor Fusion. *Freescale* [online]. 2014 [cit. 2015-05-18]. Dostupné z: <http://www.freescale.com/webapp/sps/site/overview.jsp?code=XTRSICSNSTLBOX>
- [15] CHANG, R.H., MU, X.D. and SHEN, X.W., 2010. Attitude Estimation with Complementary Filter. *Applied Mechanics and Materials*, 12, vol. 44-47, pp. 3781 ProQuest SciTech Collection. ISSN 16609336. DOI <http://dx.doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMM.44-47.3781>.
- [16] Solutions for MEMS sensor fusion. *Mouser Electronics* [online]. 2011 [cit. 2015-05-18]. Dostupné z: http://uk.mouser.com/applications/sensor_solutions_mems/
- [17] GLADIŠ, Tomáš. *Hodnocení posturální stability ve stoji u zdravých mladých osob*. Olomouc, 2012. Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci. Vedoucí práce Mgr. Jitka Klugarová, Ph.D.
- [18] PRAUSOVÁ, Lucia. *Fyzioterapeutické metody k ovlivnění hlubokého stabilizačního systému*. Plzeň, 2013. Bakalářská práce. Fakulta zdravotnických studií. Vedoucí práce Mgr. Petra Poková.
- [19] CHROMÝ, A. *Robotika - Aplikace robotiky v biomedicíně*. Přednáška. FEKT, VUT. Brno. 14.4.2015. Dostupné z: http://www.uamt.feec.vutbr.cz/~robotika/prednasky/2015_MRBT_Aplikace_robotiky_v_biomed_bez_videoa.pdf
- [20] HRUŠKA, František. *Náklonoměr s akcelerometrem*. Praha, 2014. Bakalářská práce. České vysoké učení technické v Praze.
- [21] RIPKA, Pavel, ĎAŘO, Marcel KREIDL a Jiří NOVÁK. *Senzory a převodníky*. 1. vyd. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2005, 136 s. ISBN 80-010-3123-3.
- [22] MALÁ, Zuzana, Danuše NOVÁKOVÁ a Tomáš VÍTŮ. *Fyzika I. 3.*, přeprac. vyd. V Praze: České vysoké učení technické, 2009, 188 s. ISBN 978-80-01-04220-5.
- [23] KREJČÍ, Jakub. *System for diagnosing spinal shape in humans*. Olomouc, 2007. Doktorská práce. Palackého univerzita v Olomouci.

- [24] Setrvačné síly. *Ústav teoretické fyziky MFF UK* [online]. 2013 [cit. 2015-05-20]. Dostupné z: <http://utf.mff.cuni.cz/~jobdr/download/FyM/Setrv.pdf>
- [25] UHLÍŘ, Adam. *Konstrukce a řízení kvadrokoptéry*. Pardubice, 2013. Bakalářská práce. Univerzita Pardubice.
- [26] JEDINÝ, Lukáš. *Využití multi-body simulačních nástrojů ve výuce předmětu kinematika*. Brno, 2014. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně.
- [27] HORÁK, Petr. *Řízení laboratorního modelu nestabilního balancujícího vozidla*. Brno, 2011. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně.
- [28] *Global Smartphone Market Share by OS* [online]. 2014 [cit. 2015-05-21]. Dostupné z: <http://dazeinfo.com/wp-content/uploads/2014/08/Global-smartphone-market-share-by-OS-Q2-2014.png>
- [29] *Android Developers* [online]. 2015 [cit. 2015-05-21]. Dostupné z: <http://developer.android.com/index.html>

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

a	zrychlení [$m \cdot s^{-2}$]
v	rychlost [$m \cdot s^{-1}$]
m	hmotnost [kg]
x	vzdálenost [m]
t	čas [s]
λ	tlumení [$-$]
k	tuhost pružiny [$N \cdot m^{-1}$]
f_r	rezonanční frekvence [Hz]
C	kapacita [F]
ε_0	permitivita vakua [$F \cdot m^{-1}$]
ε_r	relativní permitivita prostředí [$-$]
S	plocha desek kondenzátoru [m^2]
d	vzdálenost mezi deskami [m]
Θ	úhel [rad]
a_C	Coriolisovo zrychlení $m \cdot s^{-2}$
a_E	Eulerovo zrychlení $m \cdot s^{-2}$
a_C	dostředivé zrychlení $m \cdot s^{-2}$
ω	úhel [rad]
\mathbf{r}	polohový vektor [m]
F	síla [N]
F_E	Eulerova síla [N]
ε	úhlové zrychlení [$rad \cdot s^{-2}$]
\bar{q}	střední hodnota [stejnou jako veličina]
$s(q)$	směrodatná odchylka [stejnou jako veličina]

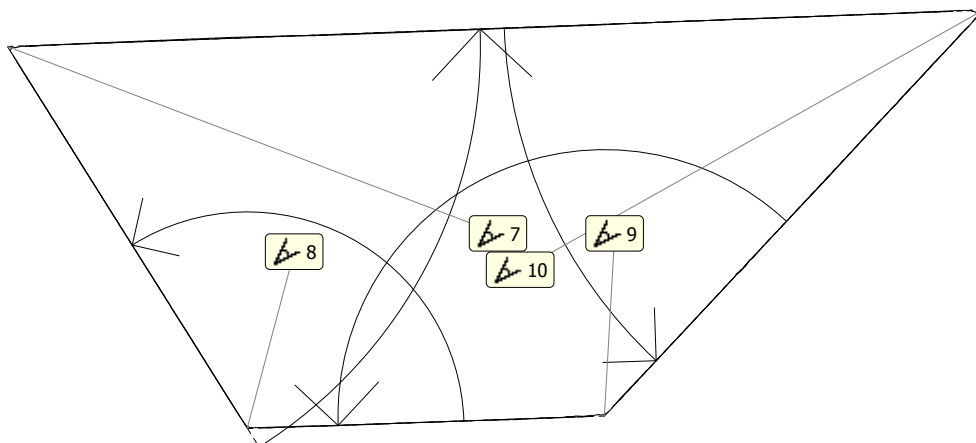
SEZNAM PŘÍLOH

A	Protokol kontrolního měření měřicího přípravku	44
B	Upínací přípravek	45
C	Nastavení počítače a aplikace	46
C.1	Nastavení Bluetooth v počítači	46
C.2	Spárování telefonu a počítače	46
C.3	Propojení telefonu a počítače	46

A PROTOKOL KONTROLNÍHO MĚŘENÍ MĚŘICÍHO PŘÍPRAVKU

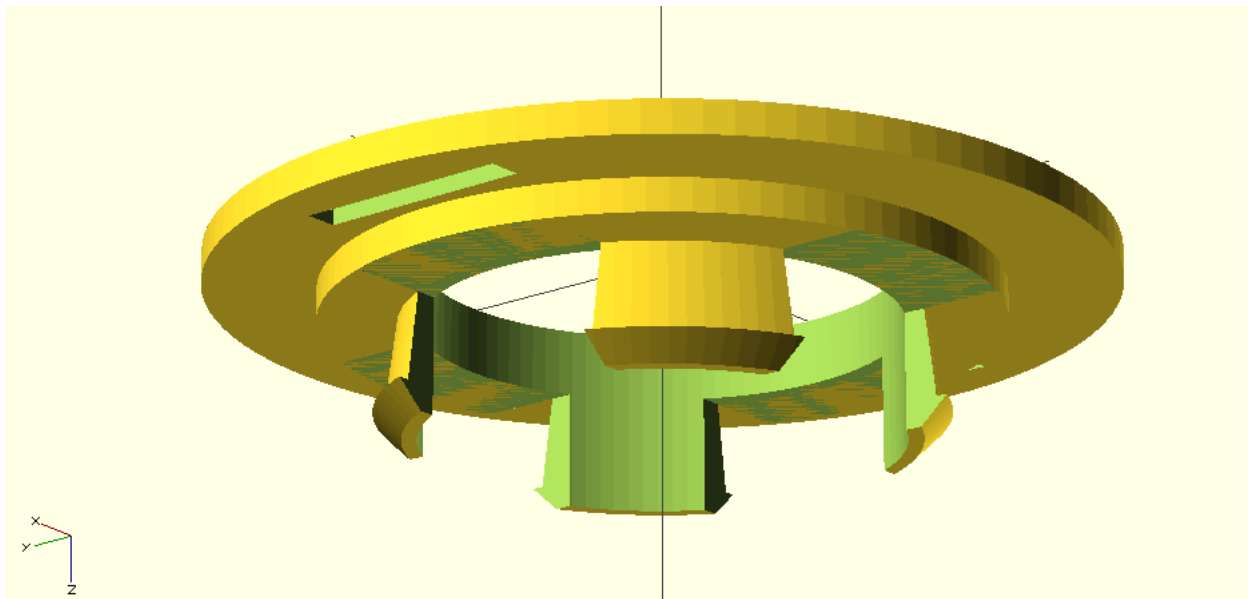
Program: Untitled
Jednotky: mm, dec deg

Datum: Mon Dec 01 2014 Čas: 09:57:43



Charakteristika	Skutečný	Nominální	Horní tol.	Dolní tol.	Odch/Nom	Mimo/Tol
Úhel 7	[MCS]					
Úhel	60.0034	60.0034			0.0000	
Úhel 8	[MCS]					
Úhel	120.1239	120.1239			0.0000	
Úhel 9	[MCS]					
Úhel	135.0503	135.0503			0.0000	
Úhel 10	[MCS]					
Úhel	44.8224	44.8224			0.0000	

B UPÍNACÍ PŘÍPRAVEK



Obr. B.1: Upínací přípravek

Upínací přípravek ve formátu .STL je k nalezení na přiloženém CD.

C NASTAVENÍ POČÍTAČE A APLIKACE

C.1 Nastavení Bluetooth v počítači

Zkontrolujeme, že máme připojený Bluetooth adaptér. Ověříme, jestli je spuštěný, a pokud není, tak ho spustíme.

Otevřeme nabídku 'Start' a spustíme 'Ovládací panely'. Do políčka 'Prohledat Ovládací panely' napíšeme Bluetooth.

Klikneme na odkaz 'Změnit nastavení Bluetooth' a přejdeme na záložku 'COM porty'

Pokud máme nastavený příchozí COM port, poznamenejme si jeho číslo.

Pokud nemáme nastavený příchozí COM port, klikneme na tlačítko 'Přidat' a po nainstalování si poznamenejme jeho číslo.

C.2 Spárování telefonu a počítače

Klikneme na tlačítko menu vpravo nahoře (tři tečky nad sebou), pak klikneme na 'Make discoverable' a potvrdíme 'Yes'. Na počítači klikneme na nabídku 'Start' a spustíme 'Ovládací panely'. Do políčka 'Prohledat Ovládací panely' napíšeme Bluetooth.

Klikneme na tlačítko 'Přidat Bluetooth zařízení'. Počkáme, dokud se nevyhledají všechna dostupná zařízení. Pokud telefon není v seznamu, zkusíme znovu zopakovat první bod.

Vybereme telefon a klikneme na tlačítko další. Po zobrazení kontrolního kódu potvrdíme na telefonu i v počítači, že chcete zařízení spárovat.

C.3 Propojení telefonu a počítače

Na počítači zapneme program DeskBalance.exe. Klikneme na 'Nastavení' -> 'Připojit se k jinému zařízení'.

Označíme 'Připojit přes mobilní telefon' a do čísla portu napíšeme, na kterém portu je zařízení připojené - viz 'Nastavení Bluetooth v počítači', a potvrdíme 'Připojit se'.

Klikneme na tlačítko menu vpravo nahoře (tři tečky nad sebou), klikneme na 'Connect a device'. Objeví se seznam spárovaných zařízení, ve kterém označíme počítač, se kterým budeme komunikovat.

Spojení by se mělo navázat během 3 vteřin a kulička na obrazovce bude reagovat na natočení telefonu.