



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

Využití gyro-akcelerometrických senzorů PhidgetSpatial k hodnocení kinematických dat vestibulárního aparátu v klinické neurologii

Utilization of PhidgetSpatial gyro-accelerometer sensors for evaluating kinematic data of vestibular apparatus in clinical neurology

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Vedoucí práce: Ing. Petr Volf

Lucie Lintnerová

Kladno 2016

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2015/2016

Z a d á n í b a k a l á ř s k é p r á c e

Student: **Lucie Lintnerová**
Obor: Biomedicínský technik
Téma: **Využití gyro-akcelerometrických senzorů PhidgetSpatial k hodnocení kinematických dat vestibulárního aparátu v klinické neurologii**
Téma anglicky: Utilization of PhidgetSpatial gyro-accelerometer sensors for evaluating kinematic data of vestibular apparatus in clinical neurology

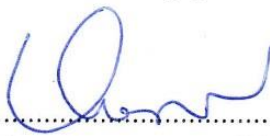
Zásady pro vypracování:

V prostředí Matlab implementujte potřebné algoritmy k hodnocení kinematických dat gyro-akcelerometrických senzorů PhidgetSpatial, které jsou umístěny s ohledem na souřadný systém levého a pravého labyrintu vestibulárního aparátu. Navrhněte fantom, který umožní ověření systému pro měření pohybu částí vestibulárního aparátu. Na základě Vámi navrženého protokolu měření proveďte na fantomu ověření a komparativní měření s gyro-akcelerometry Xsens u pulsního rotačního testu a unilaterálního rotačního testu na Bárányho křesle. V rámci pulsního rotačního testu vyhodnoťte data na souboru alespoň 15 probandů.

Seznam odborné literatury:

- [1] Clarke, A.H., Engelhorn, A., Unilateral testing of utricular function, *Exp Brain Res*, ročník 4, číslo 121, 1998, 457-464 s.
- [2] Ripka, P., Típek, A., *Modern Sensors Handbook*, ed. 1, John Wiley & Sons, 2010, 518 s., ISBN 9780470394892
- [3] Ingle, V., Proakis, J., *Digital Signal Processing Using MATLAB*, ed. 3, Cengage Learning, 2011, 624 s., ISBN 9781111427375
- [4] Bartl, K., Lehnen, N., Kohlbecher, S. and Schneider, E., Head Impulse Testing Using Video-oculography, *Annals of the New York Academy of Sciences*, číslo 1164, 2009, 508 s.

zadání platné do: 30.09.2017
Vedoucí: Ing. Petr Volf
Konzultant: doc. Ing. Jiří Hozman, Ph.D.


vedoucí katedry / pracoviště


děkan

V Kladně dne 22.02.2016

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma „Využití gyro-akcelerometrických senzorů PhidgetSpatial k hodnocení kinematických dat vestibulárního aparátu v klinické neurologii“ vypracovala samostatně. Veškerou použitou literaturu a podkladové materiály uvádím v příloženém seznamu literatury.

V Kladně

.....

Lucie Lintnerová

PODĚKOVÁNÍ

Zde bych ráda poděkovala svému vedoucímu Ing. Petru Volfovi za vedení mé bakalářské práce, za trpělivost, pomoc při měření, za cenné rady a podnětné připomínky, které vedly k úspěšnému dokončení této práce.

Mé díky patří také probandům, kteří se účastnili měření a Jakubu Mejstříkovi za pomoc při měření.

Poděkování patří také mým rodičům, kteří mi byli oporou během celého studia.

Název bakalářské práce:

Využití gyro-akcelerometrických senzorů PhidgetSpatial k hodnocení kinematických dat vestibulárního aparátu v klinické neurologii

Abstrakt:

Bakalářská práce se zabývá ověřením schopnosti gyro-akcelerometrické helmy reprezentovat účinky sil působící na vestibulární aparát a možností využití senzorů PhidgetSpatial k měření kinematických dat vestibulárního aparátu v soustavě gyro-akcelerometrické helmy. Za tímto účelem byl navržen fantom hlavy, na kterém bylo provedeno komparativní měření v průběhu pulsního rotačního testu a unilaterálního testu na Bárányho křesle. Ověření v rámci pulsního rotačního testu bylo dále provedeno na 19 probandech. Na základě analýzy dat získaných experimentálním měřením bylo pomocí korelace dat s gyro-akcelerometrickými senzory Xsens prokázáno možné využití gyro-akcelerometrických senzorů PhidgetSpatial k hodnocení kinematických dat částí vestibulárního aparátu, přičemž pro jejich využití v praxi bude v budoucnu potřeba řešit především přenos a synchronizaci dat spolu s pokročilou filtrací v důsledku možného rozkmitání helmy, které bylo zjištěno za pomoci navrženého fantomu.

Klíčová slova:

Pulsní rotační test, Gyro-akcelerometrický senzor, Vestibulární aparát, Barányho křeslo.

Bachelor's Thesis title:

Utilization of PhidgetSpatial gyro-accelerometer sensors for evaluating kinematic data of vestibular apparatus in clinical neurology

Abstract:

The bachelor's thesis aims to verify the ability of gyro-accelerometer helmet to represent the effect of forces acting on the vestibular apparatus and the possibilities of using PhidgetSpatial sensors to measure kinematic data of the vestibular apparatus in the system of a gyro-accelerometer helmet. A phantom-head used to carry out comparative measurements during the Head Impulse Test and Unilateral test on Bárány chair was

designed for this purpose. Verification was performed on 19 probands as a part of the Head Impulse Test. Based on the analysis of the data gathered from experimental measurements and their correlation with data gathered from Xsens gyro-accelerometer sensors it was proven possible to use PhidgetSpatial gyro-accelerometer sensors for evaluation of kinematic data of parts of the vestibular apparatus. However, for their use in practice it will be necessary to address issues related to data transfer and synchronization, along with advanced filtering due to the possible oscillations of the helmet, which has been identified using the phantom for the experiment.

Key words:

Head Impulse Test, Gyro-accelerometer sensors, Vestibular system, Bárány chair.

Obsah

Úvod	1
1 Vestibulární aparát.....	2
1.1 Polokruhovitě kanálky	2
1.2 Utriculus a saculus	3
1.3 Vestibulo-okulární reflex	4
2 Poruchy rovnováhy.....	5
2.1 Vertigo.....	5
2.2 Benigní paroxysmální polohové vertigo	5
2.3 Meniérova choroba.....	6
3 Vyšetření vestibulárního systému.....	7
3.1 Pulsní rotační test	7
3.2 Bárányho test.....	8
3.3 Unilaterální rotační test	9
3.3.1 Interutriculární vzdálenost	9
3.4 Vestibulární autorotační test	10
4 Gyro-akcelerometrické senzory.....	11
4.1 MEMS	11
4.2 Gyroskop	11
4.3 Kompas	12
4.4 Akcelerometr.....	12
4.4.1 Využití akcelerometrických senzorů ve zdravotnictví.....	13
4.4.2 Orientace v trojrozměrném prostoru	14
5 Helma s gyro-akcelerometrickými senzory	16
5.1 Užití gyro-akcelerometrické senzory	17
6 Experimentální měření HIT probandů.....	19
6.1 Umístění gyro-akcelerometrů Xsens a Phidget.....	19
6.2 Protokol měření	20
7 Fantom hlavy.....	22
7.1 Experimentální měření HIT fantomu	23
7.2 Experimentální měření fantomu hlavy na rotačním křesle	23
7.2.1 Bárányho křeslo	23

7.2.2	Samotný postup měření	23
8	Vyhodnocení dat	25
8.1	Algoritmus pro načtení dat ze senzorů Phidget.....	25
8.2	Prezentace kinematických veličin	26
8.3	Koeficient lineární korelace	26
8.4	Synchronizace a úprava dat.....	27
8.4.1	HIT probandů.....	27
8.4.2	HIT fantomu	29
8.4.3	Unilaterální rotace fantomu	30
9	Výsledky.....	32
9.1	Výsledky HIT probandů.....	32
9.2	Výsledky HIT fantom	34
9.3	Výsledky Rotační křeslo fantomu.....	36
10	Diskuse	38
11	Závěr	40
	Seznam použité literatury	41
	Seznam obrázků	46
	Seznam tabulek	48
	Seznam příloh.....	49

Seznam symbolů a zkratek

VOR	Vestibulo-okulární reflex
BPPV	Benigní paroxysmální polohové vertigo
CNS	Centrální nervová soustava
HIT	Head Impulse Test (Pulsní rotační test)
vHIT	Video Head Impulse Test
ENG	Elektronystagmografií
IUD	Intertriculární vzdálenost
IMD	Intermastoidní vzdálenosti
VAT	Vestibulární autorotační test
USB	Universal Serial Bus (Univerzální sériová sběrnice)
MEMS	Mikroelektromechanický systém
GSM	Global System for Mobile Communication (Globální systém pro mobilní komunikaci)

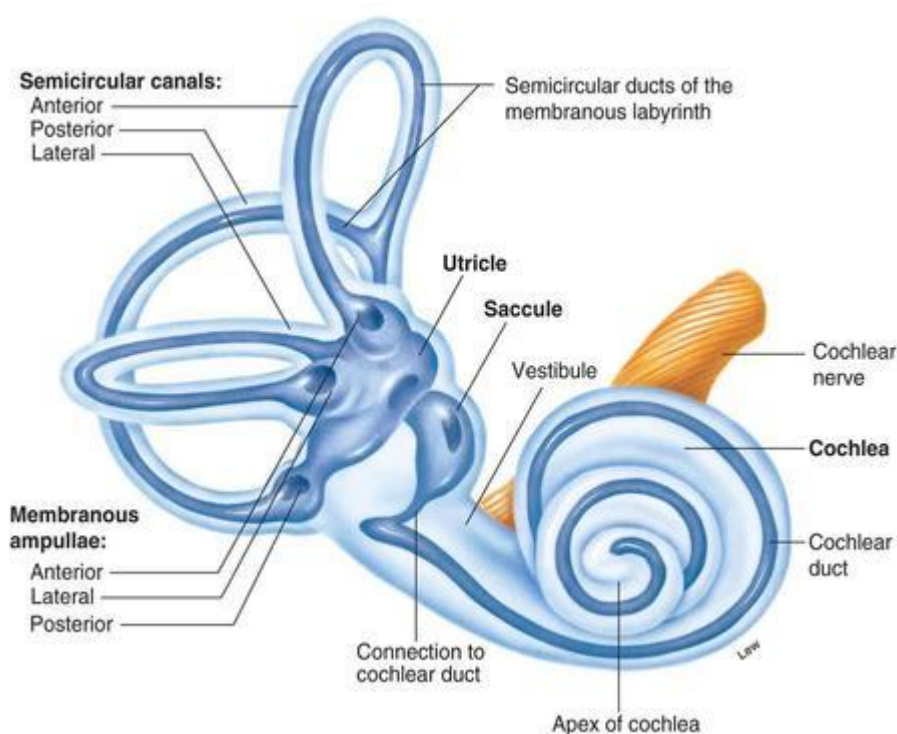
Úvod

Nejčastějšími důvody pacientů pro návštěvu lékařských ordinací jsou problémy s poruchou rovnováhy, závratěmi a obtížemi s nimi spojenými [1]. Přibližně čtvrtině těchto pacientů (5,2 % celkové populace) je diagnostikována porucha vestibulárního aparátu [2]. Kromě důkladné anamnézy je při diagnostice vestibulárního aparátu využíváno několika metod testování, při kterých je vestibulární systém stimulován specifickými pohyby, přičemž na lineární zrychlení reagují utriculus a saculus a na úhlová zrychlení reagují polokruhové kanálky. Tyto kinematické veličiny, resp. lineární zrychlení a úhlovou rychlost detekují gyro-akcelerometrické senzory. Na základě těchto předpokladů byla dříve navržena a zhotovena gyro-akcelerometrická helma. S ohledem na anatomickou polohu labyrintů vestibulárního aparátu v hlavě jsou na helmici umístěny gyro-akcelerometrické senzory Xsens, které jsou schopny reprezentovat účinky působící na vestibulární aparát. Úkolem této práce je ověřit systém gyro-akcelerometrické helmy za využití senzorů PhidgetSpatial, které jsou cenově mnohem dostupnější, což by zvýšilo možnost využití v experimentálním měření i v klinické praxi.

1 Vestibulární aparát

Nervový systém člověka využívá pro udržení rovnováhy těla a udržení v prostoru několik zdrojů smyslových informací. Jedná se zejména o zrakový a okoohybný systém, proprioreceptory po celém těle a vestibulární aparát vnitřního ucha. Společně tyto části tvoří funkční jednotku a jsou zpracovávány různými částmi centrálního nervového systému [3].

Vestibulární aparát je část blanitého labyrintu uloženého v kostěném labyrintu vnitřního ucha, viz obr. 1. Prostor mezi kostěným a blanitým labyrintem je vyplněn tekutinou označovanou jako perilymfa. Blanitý labyrint je vyplněn endolymfou [4].

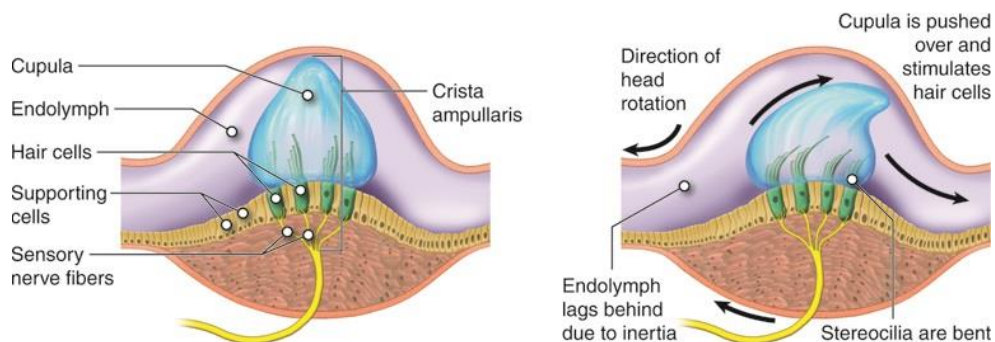


Obrázek 1: Anatomie vnitřního ucha, převzato z [5]

1.1 Polokruhové kanálky

Labyrint vestibulárního aparátu se skládá ze tří polokruhovitých kanálků. Kanálky jsou oběma konci připevněny k utriculu, váčku vyplněného endolymfou. Endolymfa každého kanálku je na jednom konci ve spojení s utriculem a na druhém, je oddělena pomocí pružné mechanosenzitivní blanky tzv. crista ampularis, viz obr. 2. Crista ampularis se nachází v rozšířeném konci tzv. ampule kanálků a obsahuje řadu citlivých vláskových a podpůrných buněk. Vlásokové buňky jsou uloženy v rosolovitém útvaru tzv. cupule, která vyčnívá

směrem nahoru a vytváří flexibilní membránu přes prostor ampule. Úhlové pohyby hlavy způsobí tlak endolymfy proti kopuli tak, že se skloní na jednu nebo druhou stranu. Při vychylování cupule dochází k ohybu stereocilií vůči kinocilii vláskových buněk. Ohybem vlásků ke kinocilii dochází k depolarizaci nervových vláken, naopak při odklonu stereocilií od kinocilie nastává hyperpolarizace [6].



Obrázek 2: Crista ampularis v klidu a při působení rotačního pohybu, převzato z [5]

Anteriorní a posteriorní kanálky jsou souhrnně nazývány vertikální a při vzpřímeném držení hlavy jsou k sobě navzájem v pravém úhlu. Laterální kanálek je ve skutečnosti vpředu zvýšen o 23 ° od vodorovné polohy a tvoří rovinu v pravém úhlu k vertikálním kanálkům. Toto geometrické uspořádání umožňuje vestibulárnímu aparátu detekci pohybu hlavy ve všech třech směrech [6]. Podobně jako polokruhovitě kanálky funguje např. gyroskopický senzor, který však zaznamenává úhlovou rychlost tělesa, namísto úhlového zrychlení.

1.2 Utriculus a saculus

Váčky utriculus a saculus jsou na sebe vzájemně kolmé ploché rovinné struktury, souhrnně označované jako otolitové orgány. Každý váček je tvořen tzv. maculou, což je mechanosenzitivní struktura, pokryta otolitovou membránou, v níž jsou nahromaděny otolity, krystaly uhličitanu vápenatého [7].

Otolity reagují na lineární zrychlení tak, že se vychýlí na opačnou stranu a tím podráždí výběžky vláskových buněk a depolarizují tak nervová vlákna [5] [8].

Macula utriculu je rovnoběžná se spodinou lebeční, zatímco macula saculu je ve svislé rovině vzhledem k ose skalní spánkové kosti. V důsledku tohoto uspořádání utriculus reaguje na lineární zrychlení v předozadním (anterior-posteriorním) a bočním (laterálním)

směru, zatímco saculus reaguje na lineární zrychlení v superior-inferiorním směru. Na základě toho můžeme říci, že otolitové orgány fungují jako tříosé akcelerometrické senzory [7].

1.3 Vestibulo-okulární reflex

Podráždění je od vláskových buněk vedeno nervovými vlákny k vestibulárním jádrům [9], [10]. Tyto vestibulární dráhy vedou k mozečku, mozkovému kmeni, mozkové kůře, míše, okoohybným nervům, talamu, atd., které dále zpracovávají informace o poloze těla, kontrolují pohyb očí a jsou schopné vyvolat reflexy na určité podněty [11]. Kooperativní vztah mezi vestibulárním aparátem a okoohybnými svaly reprezentuje vestibulo-okulární reflex (VOR). Pohyby očí způsobené vestibulární stimulací mají kompenzační charakter při snaze o co nejpevnější udržení zrakové osy při pohybu hlavy. To pomáhá stabilizaci obrazu na sítnici [6] a držení rovnováhy těla [11].

Poruchou VOR vznikají mimovolné, rychle se opakující abnormální oční pohyby – záškuby připomínající rychlé těkání očí z místa na místo, které jsou označovány jako nystagmus [9]. Nystagmus však může být i fyziologického původu a nastává při sledování určitého bodu pod takovým úhlem, aby byl stále promítán do místa nejostřejšího vidění [12].

2 Poruchy rovnováhy

Nerovnováha a s ní spojené závrativé stavy jsou běžným a po bolesti hlavy a zad nejčastějším klinickým problémem celé populace [13]. Závratě jsou symptomem mnoha chorob, avšak téměř v polovině případů jsou výsledkem vestibulární dysfunkce, označované jako vertigo. Vestibulární dysfunkce je přítomna u 19 % dospělých ve věku 40 až 49 let, u 49 % lidí ve věku 60 až 69 let a až u 85 % lidí ve věku 80 let a starších [14].

2.1 Vertigo

Vertigo je symptom poruchy periferní vestibulární funkce labyrintu. Jde o stav iluze, projevené neustálým pohybem těla nebo prostředí, která je vyvolaná neadekvátním podnětem. Nejjednodušeji se dá tento pacientův stav prezentovat jako jízda na kolotoči, nebo kolébání [15].

Typickými příznaky doprovázejícími vertigo jsou nevolnost až zvracení, rozmazané vidění, hučení v uších, dále snížení krevního tlaku, nadměrné pocení, tachykardie, ale také porucha myšlení apod. [16].

2.2 Benigní paroxysmální polohové vertigo

Benigní paroxysmální polohové vertigo (BPPV) je charakterizováno krátkými opakujícími se epizodami závratí a je nejčastější opakující se vertigo vůbec. BPPV je způsobeno abnormální stimulací cupuly volně plovoucími otolity v některém ze tří polokruhovitých kanálků. Symptomy jsou vyvolány při takové poloze hlavy, kde je postižený polokruhovitý kanálek (nejčastěji posteriorní) svisle a tak v souladu s gravitací [17]. Otolity dráždí endolymfu, respektive vláskové buňky polokruhovitých kanálků i po dokončení pohybu hlavy, což vyvolá záchvat závratí a nystagmus. Nejčastěji k těmto stavům dochází při vstávání či ulehání, přetáčení v posteli, naklánění hlavou dozadu nebo při předklonu [18] [1].

Doba trvání, frekvence a intenzita příznaků BPPV se liší v závislosti na zúčastněných kanálcích a v nich umístěných plovoucích otolitech [17].

Příčina BPPV je ve většině případů neznámá (idiopatická). Vzhledem k vysokému výskytu u žen středního věku, mohou v rozvoji BPPV hrát roli i hormonální faktory. Také určité studie naznačují významnou souvislost mezi idiopatickým BPPV a osteoporózou jako poruchou metabolismu vápníku [17].

BPPV se může vyvinout také sekundárně k různým poruchám vnitřního ucha. Například traumata hlavy, kdy dochází k mechanickému poškození vnitřního ucha, jsou nejčastější příčinou sekundárního BPPV [17].

Léčba BPPV je nejčastěji založena na rehabilitačním cvičení. Pohybovými manévry pacientem se plovoucí otolity vyplaví do predsíně kanálků, kde se předpokládá jejich rozpuštění. Avšak léčba takovými cvičeními je závislá na identifikaci zasaženého kanálku, jelikož manévry nejsou specifické pro všechny kanálky. Pro odstranění otolitů z nejčastěji postižovaného posteriorního kanálku je využíváno manévru podle Epleye [19].

2.3 Meniérova choroba

Meniérova choroba je chronické onemocnění vyznačující se opakujícími se závratěmi, kolísavou ztrátou sluchu a hučením v uších. Tato trojice příznaků může trvat několik minut až hodin. Recidivní povaha onemocnění může výrazně ovlivnit kvalitu života pacientů vlivem velké fyzické, ale i psychické zátěže [20].

Klinické příznaky a audiometrické testy jsou základem pro diagnostiku, nicméně stanovení diagnózy může být velmi obtížné, protože většina symptomů je subjektivních a nejsou specifické. [20] [21].

Přestože v současné době neexistuje lék, lze pacientům pomáhat v tlumení symptomů a snížení jejich frekvence. Základní léčba je založena na změně životního stylu, především diety, při které je pacientovi z jídelníčku vyřazena sůl zadržující vodu v těle. Důležitou roli hraje i zvládnání stresu. Dále lze symptomy tlumit injekční aplikací steroidů nebo gentamicinu [20].

U všech více zmíněných onemocnění je důležitá včasná správná diagnostika.

3 Vyšetření vestibulárního systému

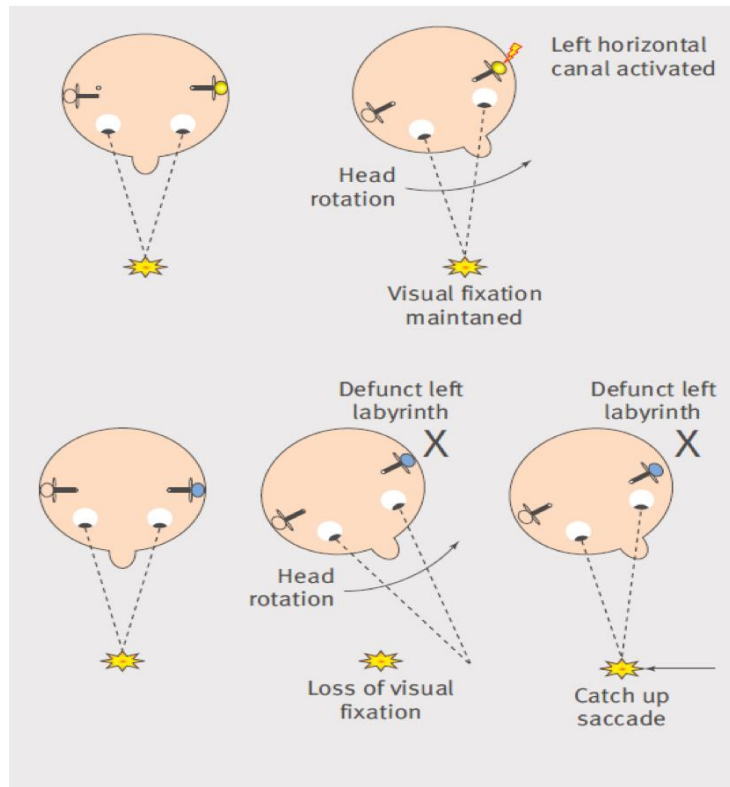
Udržení rovnováhy ve vzpřímené poloze je složitě vyvinutý neurologický mechanismus, který zahrnuje společně zrakové, propioceptivní a vestibulární interakce a informace, analyzované v CNS (centrální nervové soustavě). V důsledku této analýzy se vhodné motorické výstupy snaží udržet rovnováhu těla a chůze. Dysfunkce jakékoliv části může vést k nerovnováze nebo pocitu prostorové dezorientace [22].

K určení abnormalit zodpovídajících za pacientovy symptomy pomáhají i metody určené primárně k vyšetření vestibulárního systému.

3.1 Pulsní rotační test

Pulsní rotační test neboli Head Impulse Test (HIT) je důležitým a zároveň jednoduše aplikovatelným testem při posuzování bilaterální i unilaterální vestibulární hypofunkce přes odezvu VOR [23] [24]. Test může být použit pro měření periferní vestibulární funkce všech šesti polokruhovitých kanálků [25].

HIT je tradičně prováděn rychlými, pasivními rotacemi hlavou s malou amplitudou (v úhlu asi 10° až 20°), které pacientovi dává vyšetřující osoba stojící za ním, zatímco pacient fixuje pohled očí na konkrétní bod před sebou. U zdravých jedinců tyto pohyby evokují kompenzační pohyby očí v opačném směru zprostředkované VOR. V případě poruchy VOR se oči pohybují ve směru pohybů hlavy a dochází tak k refixaci pohledu na sledovaný bod sakadickým pohybem očí pacienta, viz obr. 3. Nicméně ztráta VOR nemusí být diagnostikován, protože korekce sakadickým pohybem očí nemusí být vždy detekována přímým pohledem vyšetřující osoby, kvůli velmi krátké době trvání tohoto jevu [26].



Obrázek 3: Odezva VOR v průběhu stimulace levého vestibulárního aparátu HIT, převzato a upraveno z [27]

Diagnostika byla natolik obtížná, že se 16 let po prvním popisu metody HIT Curthoysem a Halmagyiem v roce 1988 jen zřídkakdy prováděla v každodenní praxi. Z tohoto důvodu se během testu začalo využívat speciálního kamerového zaznamenávání vyšetřované osoby. Tato metoda je potom nazývána jako video Head Impulse Test (vHIT) [26].

3.2 Bárányho test

Test na rotačním křesle představil Robert Bárány prvně v roce 1907 a v roce 1914 za něj získal Nobelovu cenu [22].

Rotační testování na Bárányho křesle je fyziologický způsob stimulace vestibulárního systému. Rotační stimul poskytuje úhlová zrychlení polokruhovitým kanálkům pravého i levého labyrintu vestibulárního systému najednou, čímž se vytváří přirozenější stimul než u ostatních vestibulárních testů. Test hodnotí především funkci horizontálních (laterálních) kanálků, přičemž se sleduje reflexní chování VOR [28] [29].

Cílem testu je zjistit, zda jsou závratě způsobené poruchou vnitřního ucha nebo mozku a zda je poškozeno vnitřní ucho na obou stranách najednou [30].

Bánáryho test se používá současně s elektronystagmografií (ENG), přestože obě metody vyšetřují stejnou část ucha. ENG může být falešně pozitivní nebo falešně negativní, pokud je ušní kanál něčím blokován. Bánáryho test není mechanickými překážkami v uchu ovlivněn. Nejčastějšími důvody pro použití rotačního testu jsou bilaterální parézy, nejasné výsledky ENG, testování speciálních populací (děti, hendikepovaní) apod. [30].

Testování pomocí rotačního křesla může být rozděleno do několika subtestů. Nejdůležitější jsou pomalý harmonický test ve tmě, vysokofrekvenční nebo vysokorychlostní sinusová rotace a rotace s nakloněnými osami [30].

Standardní rotační křeslo je konstruováno pro otáčení kolem vertikální osy. Nicméně, mnoho křesel je schopných vykonávat otáčení mimo vertikální osu, přičemž dochází k unilaterální rotaci, na základě které je posuzována funkce otolitových orgánů [28].

3.3 Unilaterální rotační test

Unilaterální rotační test je modifikací testu na Bánáryho rotačním křesle, ve kterém se využívá jednostranné stimulace otolitových orgánů. Toho se docílí otáčením konstantní rychlostí kolem vertikální osy, přičemž rotace je posunuta o 3,5 cm (průměrná hodnota) tak, že jeden labyrint má svoji osu soustřednou s osou rotace, zatímco druhý, excentrický labyrint, je posunut mimo osu rotace [31].

Umístěním jednoho labyrintu vestibulárního aparátu na osu rotace zapříčiní vyřazení funkce otolitových orgánů tohoto labyrintu a dochází k jeho reakci pouze na úhlové zrychlení. Labyrint vestibulárního aparát, který je excentricky umístěn, bude reagovat jak na úhlové tak i na lineární zrychlení.

Pokud je rotační stimul udržován po dobu 45–60 sekund, odezva polokruhovitých kanálků je eliminována a oční odezva je pak dána pouze na základně otolitových orgánů excentrického aparátu [29].

3.3.1 Interutriculární vzdálenost

Pro unilaterální testování utricula je nutná znalost přesné vzdálenosti mezi pravým a levým utriculem, tzv. interutriculární vzdálenost (IUD). IUD lze snadno získat ze snímku magnetické rezonance nebo ze specifického externího měření hlavy, z něhož se IUD vzdálenost získává výpočtem z naměřených rozměrů hlavy subjektu. Přesněji, ze vzdáleností nasion-inion, intermastoidní vzdálenosti (IMD), vzdáleností mezi temporo-mandibulárními klouby a mezi laterálními okraji orbit. Přibližná průměrná hodnota IUD je

7 cm. Poloviční hodnota IUD je pak vzdálenost, o kterou se musí posunout osa rotace subjektu, aby bylo docíleno unilaterální stimulace [32].

3.4 Vestibulární autorotační test

Vestibulární autorotační test (VAT) je další metodou testování poruchy vestibulárního aparátu, která je založena na záznamu reakce očí na aktivních pohybech hlavy. Vertikální a horizontální pohyby očí jsou zaznamenávány pomocí mikročipového obvodu s elektrookulografickými elektrodami. Pro záznam pohybů hlavy v horizontální a vertikální rovině jsou využívány senzory úhlové rychlosti. Obě tato měřicí zařízení jsou součástí pásky, která je připevněna na hlavu pacienta a pomocí USB (Universal Serial Bus) připojena k počítači s VAT softwarem určeným pro provádění testu. Software zaznamenává libovolné pohyby hlavy a pomocí spektrální analýzy zpracovává oční reakce a stanovuje VOR systémové charakteristiky. Průměry jednotlivých charakteristik jsou porovnávány s normativními daty a na základě toho je určena diagnostika [28].

Při samotném testu je pacient posazen do pohodlného křesla a jeho úkolem je fixovat očima konkrétní bod na zdi a na signál daný počítačem pohnout hlavou pohybem o malé amplitudě. Tento pohyb by měl být předem zkušebně proveden. První zvukový signál začíná na frekvenci 0,5 Hz a během 18 sekund se postupně lineárně zvyšuje na hodnoty 2–6 Hz. Při testování se postupně provádí ventrální flexe a extenze, oboustranná laterální flexe a extenze a oboustranný rotační pohyb hlavou v laterálním a následně mediálním směru [28].

Vestibulární autorotační test využívá mimo jiné i gyro-akcelerometrické senzory.

4 Gyro-akcelerometrické senzory

Vestibulární aparát snímá lineární a úhlové pohyby na základě principu setrvačnosti. V současné době jsou vyráběny mikromechanické inerciální senzory měřící lineární zrychlení a úhlové rychlosti ve třech osách. Pro získání úhlového zrychlení je nutno změřenou úhlovou rychlost derivovat podle času. Potom takové senzory poskytují informace srovnatelné s informacemi z vestibulárního aparátu [33].

Pro kombinaci jednotlivých sensorických zařízení v jednu součástku se využívá tzv. mikroelektromechanický systém (MEMS).

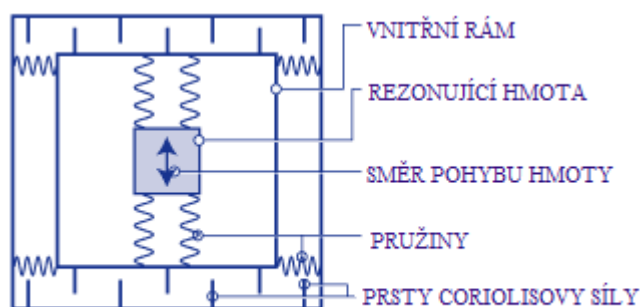
4.1 MEMS

MEMS přístroje jsou vybaveny integrací mechanických prvků, snímačů, akčních členů a provozní elektroniky na společném křemíkovém substrátu. MEMS jsou revoluční v tom, že spojují mikromechanické prvky a integrované obvody na jednom čipu. Zároveň dosahují vysoké úrovně funkčnosti a spolehlivosti při relativně nízké ceně [34]. Této technologii se využívá i u akcelerometrů, gyroskopů a magnetometrů, které jsou součástí senzorů PhidgetSpatial a Xsens MTx.

4.2 Gyroskop

Mechanický gyroskop je zařízení, které využívá zemské gravitace k určení orientace v prostoru. Jeho konstrukce se skládá z volně rotujícího disku nazývaného rotor, upevněného k ose ve středu většího a stabilnějšího kola. Jak se osa otáčí, rotor zůstává stacionární pro indikaci centrální gravitace [35].

MEMS gyroskop funguje na principu Coriolisovy síly. Rezonující hmota je upevněna na pružinkách vnitřního rámu, který je spojen s vnějším rámem další sadou pružinek. Na vnějším rámu jsou měřicí plošky, tzv. prsty Coriolisovy síly, které fungují jako elektrody vzduchových kondenzátorů. Struktura se pohybuje vlivem vlastní mechanické rezonance vnitřních pružin. Za předpokladu kolmého směru pohybu na směr otáčení, vzniká síla úměrná úhlové rychlosti otáčení, kterou nazýváme Coriolisovou silou. Jejím účinkem dojde ke stlačení vnějších pružin a tím k vzájemnému posunu měřicích plošek. Výstupní hodnotou je pak změna kapacity úměrná úhlové rychlosti otáčení s jednotkou $^{\circ}/s$ [36].



Obrázek 4: Schéma MEMS gyroskopu, převzato a upraveno z [36].

4.3 Kompas

Kompas je navigační zařízení k určování směru vzhledem k povrchu Země. Směr měří s ohledem na čtyři hlavní směry – sever, jih, východ a západ, kde 0° představuje sever a 180° představuje jih [37]

Elektronický kompas funguje stejným způsobem jako každý jiný kompas tak, že detekuje magnetické pole Země a reaguje na něj. Rozdíl je v tom, že elektronický kompas používá pro detekci pole magnetometr, místo malého magnetu. Tím umožňuje mnohem větší přesnost měření a rychlejší reakce na změny směrů [37].

4.4 Akcelerometr

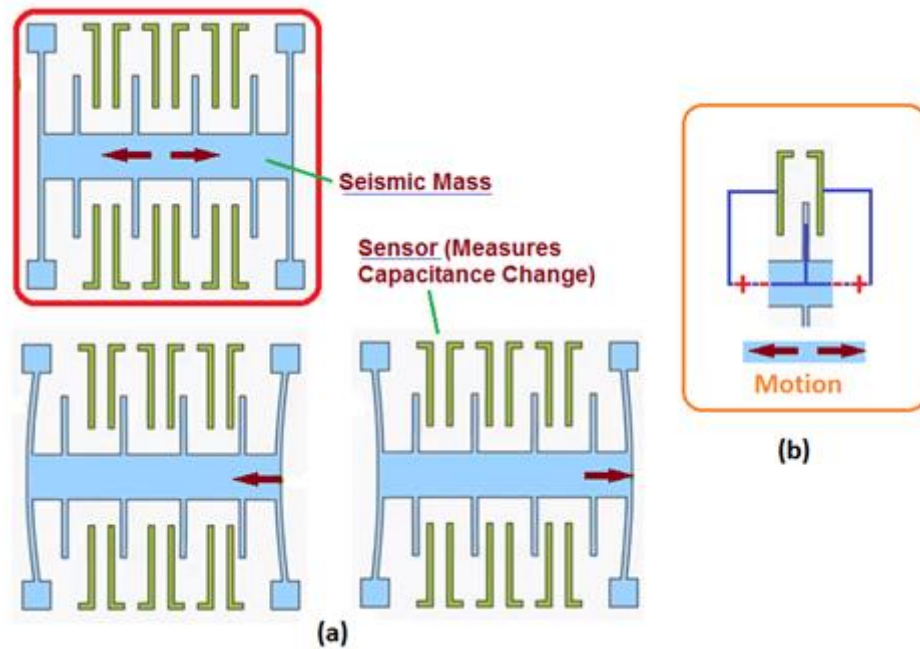
Akcelerometr je elektromechanické zařízení určené k měření síly zrychlení v dané ose. Tyto síly mohou být statické, jako je gravitační síla, nebo dynamické pro snímání pohybu či vibrace. Zrychlení je určeno měřením změny rychlosti, resp. derivace rychlosti podle času. Zařízení dává tuto hodnotu jako záznam měření z akcelerometru v jednotce g, která představuje hodnotu normálního tíhového zrychlení $9,80665 \text{ m/s}^2$ [38].

Akcelerometry (společně s gyroskopy) umožňují uživateli pochopit okolí předmětu, ve kterém jsou zabudovány. S jejich využitím můžeme určit, zda je objekt v pohybu do kopce, zda se může převrátit, pokud se ještě více nakloní, nebo zda je ve vodorovném pohybu [39].

Typické akcelerometry jsou tvořeny z více os – dvou pro určení dvourozměrné polohy, tří pro trojrozměrné určení polohy [39]. Tříosého akcelerometru využívají i senzory PhidgetSpatial a Xsens MTx používané v této práci.

Akcelerometr vypadá jako jednoduchý obvod pro větší elektronické zařízení. Přes jeho jednoduchý vzhled sestává z mnoha různých částí a pracuje na několika principech. Jedním z nich je kapacitní snímač, který je využíván u MEMS akcelerometrů [39].

Kapacitní akcelerometrický senzor detekuje změny v kapacitě mezi mikrostrukturami umístěnými na membráně zařízení. Pokud se zrychlující síla přesune na jednu z těchto struktur, kapacita bude změněna a akcelerometrem převedena na napětí [39].



Obrázek 5: Schéma principu kapacitního akcelerometrického senzoru, převzato z [40]

Využití akcelerometrů se vztahuje k několika disciplínám a to jak k vědeckým, tak spotřebitelským. Například akcelerometry notebooků chrání pevný disk před poškozením. V případě, že by notebook byl během používání náhle upuštěn, akcelerometr by tento náhlý volný pád detekoval a okamžitě by pevný disk vypnul. Akcelerometry se rovněž běžně používají v automobilech k zajišťování bezpečnosti při dopravních nehodách, kdy na základě jejich měření se téměř okamžitě aktivují airbagy. Dále mají široké využití v letectví, přístrojové technice a také ve zdravotnické technice [39].

4.4.1 Využití akcelerometrických senzorů ve zdravotnictví

Ve zdravotnictví mají akcelerometry velké zastoupení především při monitorování pohybu, např. monitorování každodenní činnosti seniorů, kteří potřebují péči v běžném životě. Taková zařízení zkvalitňují život osobám staršího věku a prodlužují jim tak život bez nutné osobní nebo rodinné péče. Jedním takovým komplexním systémem je SeniorInspect, který

vznikl ve spolupráci Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT, 1. lékařské fakulty UK a společnosti CleverTech [41]. Systém SeniorInspect je unikátní v tom, že spojuje detekci krizových situací, lokalizaci uživatele a nepřetržitou profesionální asistenční službu. Akcelerometrické senzory společně s GSM systémem (Global System for Mobile Communication), komunikačním systémem a tlačítkem tísňového volání jsou součástí uživatelské jednotky tohoto zařízení. Data získaná uživatelskou jednotkou jsou ukládána na centrální server, který je dále zpracovává a vyhodnocuje. Například systém dokáže vyhodnotit takový krizový stav pacienta, kdy není schopný sám zmáčkнуть tísňové tlačítko. V takovém případě se automaticky spustí alarm, daný uživatel se lokalizuje a asistenční služba kontaktuje pacienta přes samotnou uživatelskou jednotku. Na základě hovoru s pacientem je volen další postup, jako např. kontaktování rodiny, volání záchranné služby apod. [41].

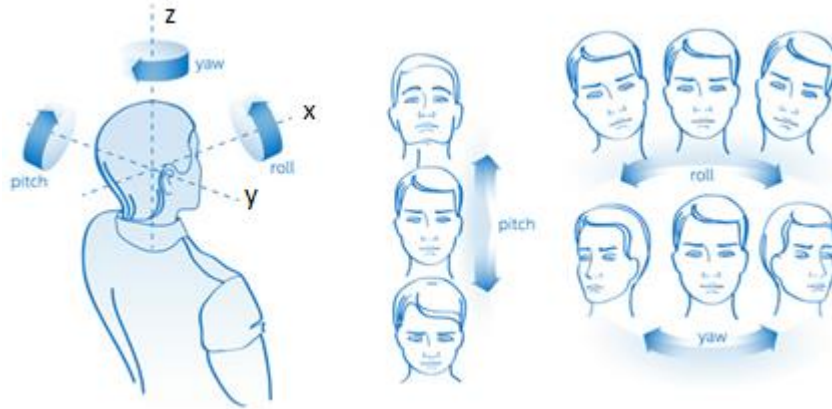
Pomocí 3D akcelerometrů lze měřit pohyb epikardu srdce a monitorovat tak srdeční aktivitu. Přenosová rychlost a výpočetní výkon jsou poměrně nízké, avšak za využití optimálních režimů procesních schémat pro nahrávání akcelerací bylo testováním dosaženo slibných výsledků. Testování proběhlo jak na zvířatech, tak na pacientech [42].

Akcelerometrickými senzory lze také diagnostikovat a monitorovat pacienty trpící Parkinsonovou chorobou. Třes charakteristický pro toto onemocnění je zaznamenáván senzory umístěnými na ruce pacienta [43].

4.4.2 Orientace v trojrozměrném prostoru

Fyzickou orientaci objektu v prostoru, jehož součástí je akcelerometr, lze určit výpočtem jeho úhlu náklonu. To je možné provést v důsledku konstantního gravitačního zrychlení, které může stále kontrolovat. To znamená, že celkové zrychlení můžeme rozložit na složky a poté pomocí matematiky získat úhel sklonu. Úhel může být měřen pouze tehdy, když je zrychlení stacionární [38].

Pro popis úhlu náklonu se užívají tři směry, tzv. roll, pitch a yaw. Tyto směry jsou znázorněny na modelu hlavy na obr. 6. Rotace roll představuje pootočení hlavy okolo osy x , která směřuje dopředu a hlava se pak naklání na stranu. Kývání hlavou ve směru nahoru a dolu popisuje úhel pitch, kdy dochází k pootočení kolem osy y . Yaw je úhel rotace kolem osy z tak, že hlava už není v rovině xz [44].



Obrázek 6: Znázornění směrů pitch, roll a yaw, převzato z [45]

Úhel ρ při natočení ve směru roll vypočítáme podle rovnice (1). Rovnicí (2) vypočítáme velikost úhlu φ při natočení ve směru pitch. Tyto úhly náklonu poskytuje akcelerometr k úpravě výstupu magnetometru. To umožňuje výpočet velikosti úhlu θ vzniklého náklonem ve směru yaw, podle rovnice (3).

$$\rho = \arctan\left(\frac{AccX}{\sqrt{AccY^2 + AccZ^2}}\right) \quad (1)$$

$$\varphi = \arctan\left(\frac{AccY}{\sqrt{AccX^2 + AccZ^2}}\right) \quad (2)$$

$$\theta = \arctan\left(\frac{\sqrt{AccX^2 + AccY^2}}{AccZ}\right) \quad (3)$$

Směry pitch, roll a yaw jsou využívány například pro popis směru působení VOR, na základě kterých jsou klasifikovány centrální nervové syndromy. [15].

5 Helma s gyro-akcelerometrickými senzory

Lékaři vyžadují pro komplexní diagnostiku vestibulárních poruch měření kinematických veličin pohybu jednotlivých částí vestibulárních aparátů. Z tohoto důvodu byl navržen systém, zahrnující soustavu pěti gyro-akcelerometrických senzorů umístěných na helmici [46].

Helmice je zhotovena z hliníkové konstrukce a na hlavu pacienta se upevňuje pomocí pěti šroubů s plastovými úchytkami. Pro její stabilnější zajištění v průběhu měření, byla navíc opatřena nastavitelným páskem, který měřenému subjektu obepínal bradu. Samotná konstrukce je uzpůsobena k uchycení pěti gyro-akcelerometrických jednotek tak, aby bylo zajištěno přesné měření vestibulárního aparátu. Kvůli tomu, aby mohl lékař nastavit polohu jednotlivých senzorů pro každý měřený subjekt individuálně, jsou senzory umístěny na posuvných deskách [46].



Obrázek 7: Gyro-akcelerometrická helma se senzory Xsens, převzato z [46]

Roviny pohybu posuvných desek a na nich upevněné gyro-akcelerometry odpovídají při vzpřímené poloze hlavy jednotlivým anatomickým rovinám (frontální, transverzální a sagitální).

„Posuvná deska okcipitální levá leží ve frontální rovině se středem na ose levého labyrintu vestibulárního systému, která je kolmá na frontální rovinu. Posuvná deska okcipitální pravá leží ve frontální rovině se středem na ose pravého labyrintu vestibulárního systému, která je kolmá na frontální rovinu. Posuvná deska parietální levá leží v transverzální rovině se středem na ose levého labyrintu vestibulárního systému, která je kolmá na transverzální rovinu. Posuvná deska parietální pravá leží v transverzální rovině se středem na ose pravého labyrintu vestibulárního systému, která je kolmá na transverzální rovinu. Posuvná deska temporální leží v sagitální rovině se středem na ose levého a pravého labyrintu vestibulárního systému, která je kolmá na sagitální rovinu“ [46]. Posuvné desky umožňují plynulý pohyb v libovolném směru rovin desek v rozsahu 1,5 cm a následnou fixaci pomocí aretačních šroubů k helmici [46].

5.1 Užité gyro-akcelerometrické senzory

V soustavě gyro-akcelerometrické helmy se při testech vestibulárního systému využívá senzorů IMU MTx Xsens. Cena jednoho senzoru je cca 25000 Kč. Cena sady obsahující deset kusů senzorů společně s komunikačními jednotkami, propojovacími kabely, softwarem a kufříkem je cca 400 000 Kč.

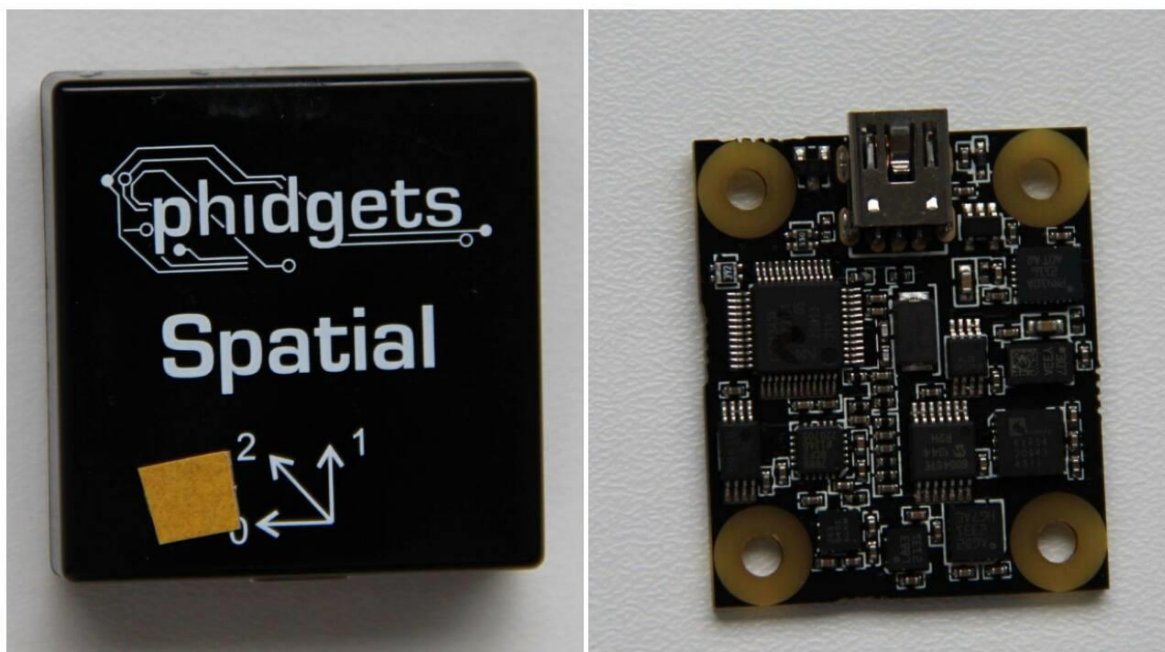
Senzory poskytují 3D orientaci, jako kinematická data zrychlení, rychlosti otáčení a magnetického pole, která jsou měřena ve třech osách [47]. Specifikace senzorů Xsens MTx je obsahem přílohy 1.



Obrázek 8: Gyro-akcelerometrický senzor Xsens

Testovanými senzory pro měření kinematických dat vestibulárního aparátu byly v této práci gyro-akcelerometrické senzory PhidgetSpatial 3/3/3 – 1044_0 od firmy PhidgetSpatial, jejichž cena je 140 dolarů (cca 3300 Kč).

Senzory sestávají z tříosého akcelerometru, který měří zrychlení v rozsahu $\pm 8 \text{ g}$ ($78,4 \text{ m/s}^2$), avšak nejpřesněji měří zrychlení, resp. zpomalení v rozsahu $\pm 2 \text{ g}$ ($19,6 \text{ m/s}^2$). Dále sestává z tříosého gyroskopu s nejpřesnějším měřením úhlových rychlostí nižších než $100 \text{ }^\circ/\text{s}$ a tříosého magnetometru [38]. Specifikace senzorů PhidgetSpatial jsou obsahem přílohy 2.



Obrázek 9: Gyro-akcelerometrický senzor Phidget

Výhodou senzorů PhidgetSpatial je jejich podpora hned několika programovacími jazyky. Jedním z nich je i programové prostředí Matlab, které bylo využito i k provedení navázání komunikace a ukládání dat z těchto gyro-akcelerometrických senzorů.

6 Experimentální měření HIT probandů

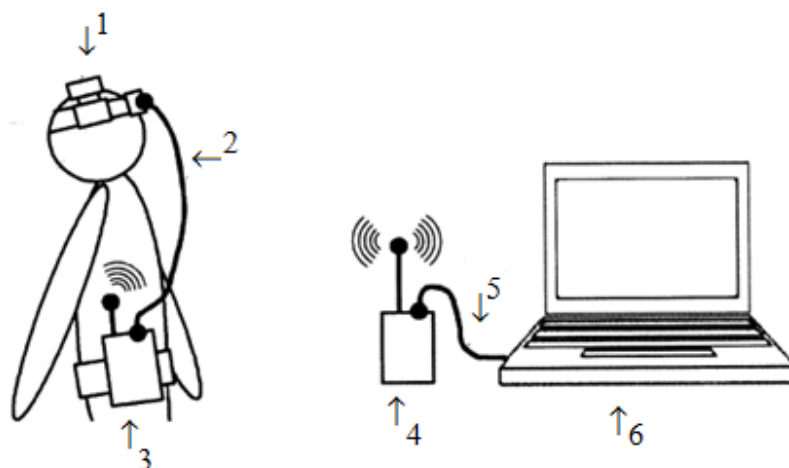
Komparativní měření gyro-akcelerometrických senzorů Phidget a Xsens bylo provedeno na 19 probandech v rámci HIT. Věk probandů byl v rozmezí 21–28 let.

6.1 Umístění gyro-akcelerometrů Xsens a Phidget

Gyro-akcelerometrické senzory byly umístěny na gyro-akcelerometrické helmě. Pro porovnání kinematických dat jako výstupů gyro-akcelerometrických senzorů bylo zapotřebí, aby na každé posuvné desce helmy byly umístěny oba typy senzorů tak, aby měřily prakticky ve stejné poloze.

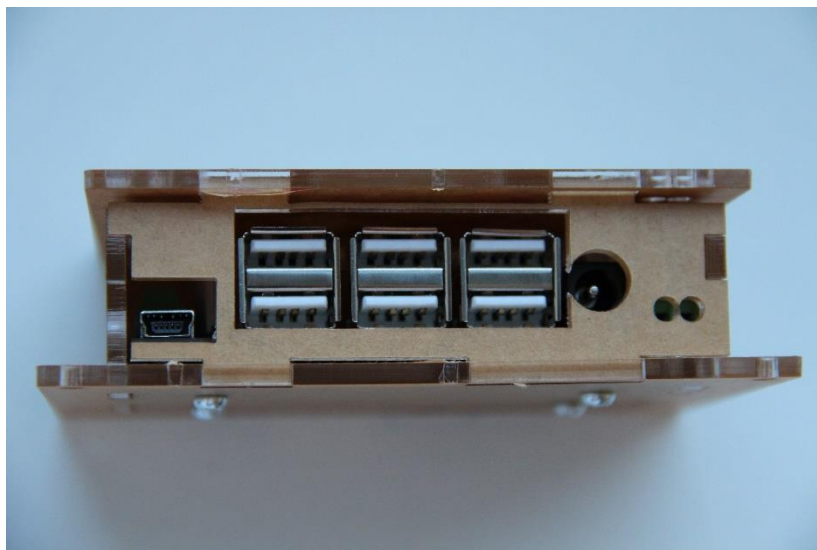
Na posuvné desce okcipitální levé byl pomocí lepicí hmoty připevněn senzor Xsens a na něj nalepen senzor Phidget se sériovým číslem 354200. Senzor Phidget se sériovým číslem 354281 a k němu přilepený senzor Xsens byl připevněn k posuvné desce okcipitální pravé. Další dvojice k sobě přilepených senzorů s Phidget senzorem se sériovým číslem 388314, byla připevněna na posuvnou desku parietální levou. Dvojice senzorů s Phidget senzorem se sériovým číslem 354326 byla přilepena na posuvnou desku parietální pravou. A poslední, pátá dvojice senzorů se senzorem Phidget sériového čísla 388316 byla přilepena k posuvné desce temporální.

Senzory Xsens (1) byly zapojeny do série pomocí propojovacích kabelů (2) a připojeny k bezdrátovému vysílači WR-A Xsens (3). Data byla přijímána bezdrátovým přijímačem XbusMaster Xsens (4), viz příloha 3, ze kterého byla USB kabelem (5) převáděna do počítače (6). Software Xsens MT Manager data zpracovává a následně ukládá do počítače [46].



Obrázek 10: Schéma zapojení systému Xsens [46]

Senzory PhidgetSpatial bezdrátové přenášení dat neumožňují. Přenos dat z jednotlivých senzorů byl realizován prostřednictvím USB kabelů, které se propojují pomocí USB hubu: 1019_1 – PhidgetInterfaceKit 8/8/8 w/6 Port Hub, ze kterého byla vedena jedním USB kabelem do počítače.



Obrázek 11: Prot Hub PhidgetInterfaceKit

Aby se data v počítači načítala rovnou do Matlabu, bylo zapotřebí vytvořit příslušný kód, kterým by se samotný proces ukládání realizoval, viz kapitola 8.1.

6.2 Protokol měření

- I. Pacienta posadíme na židli a seznámíme ho s postupem měření.
- II. K pasu pacienta pomocí popruhu připevníme sběrnici dat Xbus.
- III. Na hlavu pacienta umístíme helmu s již přilepenými senzory Xsens a Phidget, viz kapitola 5 a kapitola 6.1. USB hub propojující USB kabely senzorů Phidget, je během měření umístěn na stole vedle židle pacienta.
- IV. Pevné držení helmy na hlavě zajistíme utažením šroubů. Pro větší komfort umístíme pacientovi gumovou pásku na frontální a okcipitální část lebky v místě kontaktu fixačních šroubů a hlavy. Ke konstrukci helmy přichytíme pružný pásek, který pacientovi obepíná bradu a zajišťuje tak ještě stabilnější polohu helmy na hlavě.
- V. Zkontrolujeme a popřípadě nastavíme polohy jednotlivých posuvných desek na určená místa na helmě.
- VI. Pro obě sady senzorů spustíme příslušné programy pro záznam hodnot. Pro senzory Xsens je zapotřebí nejprve navolit scénář měření. Pro účely tohoto

měření byl zvolen jako nejvhodnější program „human“, který je nejcitlivější pro pohyby hlavou. Vzorkovací frekvenci byla nastavena na 50 Hz.

- VII. Pacienta srovnáme do polohy se vzpřímeným držením hlavy a na zeď, ve výšce jeho očí, umístíme značku, na kterou bude po celou dobu měření fixovat svůj pohled.
- VIII. Pacientovi provedeme pár zkušebních pohybů hlavou, přičemž je upozorněn na nutnost uvolnění krčních svalů, a zároveň aby vyšetřujícímu nepomáhal v konání záškubových pohybů. Následně můžeme přistoupit k samotnému měření.
- IX. Nejprve spustíme zaznamenávání dat pro senzory Xsens v programu MT Manager. Následně v Matlabu pustíme skript pro záznam dat ze senzorů PhidgetSpatial, jehož součástí je i časovač, viz kapitola 8.1.
- X. Přistoupíme zezadu k pacientovi a provádíme mu nepředvídatelně se opakující oboustranné záškuby hlavou v laterálním směru s mírnou amplitudou (cca 10° – 20°) a záškuby vycházející z pomalého laterálního směru hlavou s následným záškubem ve směru mediálním dokud se neukončí měření času v Matlabu, resp. dokud se neukončí zaznamenávání dat z gyro-akcelerometrů Phidget.
- XI. Takto získaná data z obou sad senzorů zpracujeme v Matlabu.

7 Fantom hlavy

Za účelem měření kinematických dat gyro-akcelerometrickými senzory PhidgetSpatial v průběhu HIT byl vytvořen polystyrenový fantom hlavy, přičemž dvojice těchto senzorů v modelu představuje pravou a levou část vestibulárního systému.

Model polystyrenové hlavy bylo potřeba nejprve rozříznout v transverzální rovině, s ohledem na anatomické postavení vestibulárního aparátu v hlavě. Pro získání co nejhladšího řezu byla využita metoda tavného řezání odporovým drátem. Drát byl odborníkem upevněn a napnut do konstrukce v rovině požadovaného řezu a na něj bylo přivedeno napětí 24 V. V důsledku procházejícího proudu (cca 5 A) se drát zahříval a v kontaktu s polystyrenem docházelo k jeho tavení. Posouváním modelu po rovné desce drát polystyrén postupně taval a prořezával tak model v celé rovině požadovaného řezu, viz obr. 12.



Obrázek 12: Fantom hlavy v průběhu zhotovení

Do obou částí rozříznutého modelu byly nožem vyříznuty otvory pro umístění senzorů PhidgetSpatial, jejichž pozice byla volena na základě IUD vzdálenosti, viz kapitola 3.3.1. Pro vyvedení kabelů připojujících senzory k počítači byly ve spodním dílu fantomu hlavy vyříznuty drážky. Po umístění gyro-akcelerometrických senzorů do fantomu hlavy byly oba jeho díly zpátky k sobě slepeny lepicí páskou.

7.1 Experimentální měření HIT fantomu

V průběhu HIT byla na fantom hlavy upevněna gyro-akcelerometrická helma se senzory Xsens na pravé parietální, levé parietální a na temporální desce. K parietálním sensorům Xsens byly lepicí hmotou připevněny senzory Phidget. Senzory byly propojeny se zaznamenávacími zařízeními, viz kapitola 6.1.

Při měření byl fantom postaven na desku stolu, se kterou byl v kontaktu v průběhu celého testování, čímž byla zajištěna simulace vzpřímeného držení hlavy u pacienta. Fantom byl stimulován nejprve oboustrannými záškuby v laterálním směru s mírnou amplitudou (cca 10° – 20°) a v druhém měření vycházely HIT stimuly z pomalého otočení fantomu laterálního směru s následným záškubem ve směru mediálním.

7.2 Experimentální měření fantomu hlavy na rotačním křesle

Měření unilaterální rotace na rotačním křesle probíhalo ve FN Motol, přičemž byl využit fantom hlavy stejný jako v případě HIT.

7.2.1 Bárányho křeslo

Rotační křeslo je nedílnou součástí při vyšetření vestibulárního systému Bárányho testem a unilaterálním testem, viz kapitola 3.2 a 3.3. Právě pro možnost unilaterálního testování je křeslo konstruováno na posuvné lavici, čímž umožňuje laterální vychýlení středové osy rotace. Součástí křesla je automobilový pás, přičemž jeho zapnutí je podmínkou pro spuštění měření. Další součástí křesla jsou opěrky na ruce a nohy.

Rotační křeslo je ovládáno speciálním programem s možnou volbou několika parametrů. Podstatným parametrem je rychlost rotace, kterou lze nastavit až na maximální hodnotu $200^{\circ}/s$. Po ukončení rotace je křeslo automaticky vycentrováno proti konvexní desce (sloužící ke kalibraci při ENG).

7.2.2 Samotný postup měření

Na parietální desku pravou a parietální desku levou gyro-akcelerometrické helmy byly lepicí hmotou přilepeny senzory Xsens a Phidget. Fantom s připevněnou helmou byl postaven do středu rotačního křesla. Jeho stabilní poloha v průběhu rotačního testování byla zajištěna přilepením páskou k zádové opěrce křesla. Ke křeslu bylo zapotřebí přilepit i sběrnici dat Xbus, kterou by při měření měl jinak pacient připevněnou například kolem pasu. Z důvodu kabelového přenosu dat ze sensorů Phidget do záznamového zařízení byl na rotačním křesle

umístěn i notebook se spuštěným skriptem pro záznam hodnot. Notebook byl položený a přilepený na sedadle křesla před fantomem hlavy, viz obr. 13.



Obrázek 13: Měření fantomu na Bárányho křesle

Stimulace gyro-akcelerometrických senzorů byla prováděna rotacemi na pravou a levou stranu, přičemž průběh samotné rotace byl programově nastaven. Křeslo bylo urychlováno zrychlením $5 \text{ }^\circ/\text{s}^2$ na úhlovou rychlost $200 \text{ }^\circ/\text{s}$. Touto konstantní rychlostí se křeslo točilo po dobu 15 s a následně bylo zpomalováno $5 \text{ }^\circ/\text{s}^2$ do jeho úplného zastavení. Pro unilaterální stimulaci pravého gyro-akcelerometrického senzoru byla středová osa křesla posunuta o 3,5 cm doleva. Pro unilaterální testování levého gyro-akcelerometrického senzoru byla středová osa křesla posunuta o 3,5 cm doprava. Fantom byl testován i metodou bilaterální stimulace, přičemž byla osa rotace křesla nastavena na číselné ose na hodnotu 0, viz příloha 4.

8 Vyhodnocení dat

Kinematická data z gyro-akcelerometrických senzorů Xsens a Phidget byla předzpracována a analyzována v prostředí Matlab. Prostředí Matlab bylo využito k provedení navázání komunikace a ukládání dat z gyro-akcelerometrů Phidget.

8.1 Algoritmus pro načtení dat ze senzorů Phidget

K přímému ukládání dat ze senzorů PhidgetSpatila do Matlabu jsem v tomto prostředí vytvořila skript MultiRead.

Kód využívá knihovnu `phidget21Matlab_Windows_x64.h`, což je 64 bitová verze pro systém Windows. Příslušná knihovna je načítána funkcí `loadphidget21.m`. Na základě toho, jaký systém počítač využívá, jelikož existují i knihovny pro 32 bitovou verzi Windows a operační systém OS X společnosti Apple. Funkce knihovny jsou pak volány příkazem `calllib`.

Pro senzory se nejprve funkcí `CPhidgetSpatial_create` vytvoří ukazatel, k jehož otevření slouží příkaz `CPhidget_open`. Postup vytvoření a otevření ukazatele je proveden pro všechny senzory, na základě jejich sériového čísla.

Samotný záznam dat je pak realizován for cyklem, jehož vstupní podmínkou je ověření připojení senzoru. Při splnění podmínky je vypsáno upozornění „připojeno“ a v tu chvíli se data začnou zaznamenávat a funkcí `tic` se spustí stopky. Hodnoty akcelerací vrací funkce `CPhidgetSpatial_getAcceleration`, která je ukládá do proměnných podle příslušných os a sériových čísel senzorů. Posledním krokem je převedení jednotek zrychlení z g na m/s^2 a jejich uložení do konečných proměnných.

Hodnoty úhlových rychlostí vrací funkce `CPhidgetSpatial_getAngularRate`, která je ukládá do proměnných podle příslušných os a sériových čísel senzorů.

Tento postup načítání dat je ve for cyklu vytvořen pro všech pět senzorů na základě jejich sériového čísla. Část for cyklus pro senzor se sériovým číslem 388316 je zobrazena v příloze 5.

Zaznamenávání hodnot je automaticky ukončeno po čtyřtisícím proběhnutí cyklu pro HIT test a po šestitisícím proběhnutí cyklu pro test na rotačním křesle, přičemž v tu chvíli se funkcí `toc` zastaví měření doby trvání záznamu dat.

Pro realizaci dalšího měření je nakonec nutné vytvořené a spuštěné ukazatele senzorů zavřít funkcí `CPhidger_close` a smazat příkazem `CPhidger_delete`.

8.2 Prezentace kinematických veličin

Kinematická data získaná z gyro-akcelerometrických senzorů byla prezentována a vyhodnocována na základě diagramů časových závislostí. Na základě diagramů mohou být hodnoceny jak jednotlivé složky specifického pohybového vektoru, tak velikost konečného vektoru kinematických kvantit. Například velikost konečného vektoru zrychlení konkrétního vestibulárního systému je určena vztahem:

$$a = \sqrt{a_{ML}^2 + a_{AP}^2 + a_{SI}^2} \quad (4)$$

kde a_{ML} je zrychlení ve směru mediálně-laterálním, a_{AP} je zrychlení ve směru anterior-posteriorním a a_{SI} je zrychlení ve směru superior - inferiorním.

8.3 Koeficient lineární korelace

Korelace udává statistickou závislost mezi dvěma proměnnými – jak se při změně hodnoty jedné proměnné mění i hodnota druhé proměnné. Na základě korelace nelze tvrdit, že změna jedné proměnné způsobuje změnu druhé proměnné. Vztah proměnných ve směru příčina – následek je zkoumán kauzalitou [48].

Korelační koeficient předpokládá linearitu a leží v intervalu hodnot $(-1,1)$. Kladné hodnoty indikují přímou vazbu mezi porovnávanými proměnnými. Záporný korelační koeficient indikuje vazbu nepřímou. Hodnoty korelačního koeficientu jsou blízké nule v případě, že mezi porovnávanými proměnnými neexistuje vztah. Závislost proměnných je vyšší, čím vyšší je korelační koeficient [49].

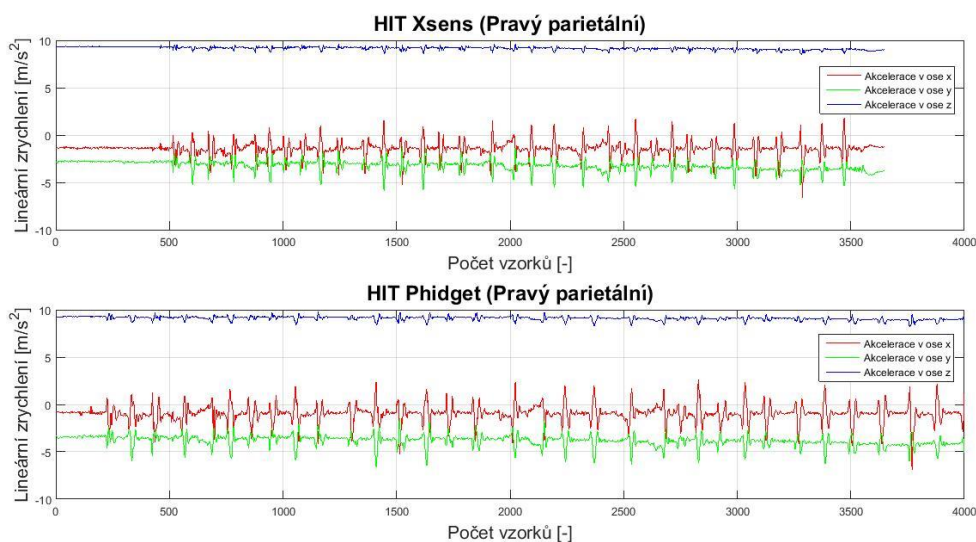
Pearsonův korelační koeficient je počítán přímo z naměřených hodnot, přičemž v prostředí Matlab pro tuto operaci lze použít funkci `corrcoef` [48].

8.4 Synchronizace a úprava dat

Jelikož se záznamy Xsens a Phidget lišily časem záznamu a frekvencí vzorkování (Xsens 50 Hz, Phidget 64,5 Hz), bylo potřeba data synchronizovat a dále upravit. Doba záznamu byla 62 s při HIT testech a při unilaterálním testování byla 93 s.

8.4.1 HIT probandů

Rozdíl v datech je vidět na obr. 14 z měření prvního probanda, kde je zobrazen záznam ze sensorů Xsens a Phidget umístěných na pravé desce parietální. Záznam ze sensorů umístěných na parietální desce levé je v příloze 6. Můžeme si všimnout rozdílné délky záznamu z pohledu počtu vzorků (cca 3700 pro Xsens, 4000 pro Phidget). Délka záznamu Phidget je vždy konstantní, jelikož závisí na for cyklu, viz kapitola 8.1.

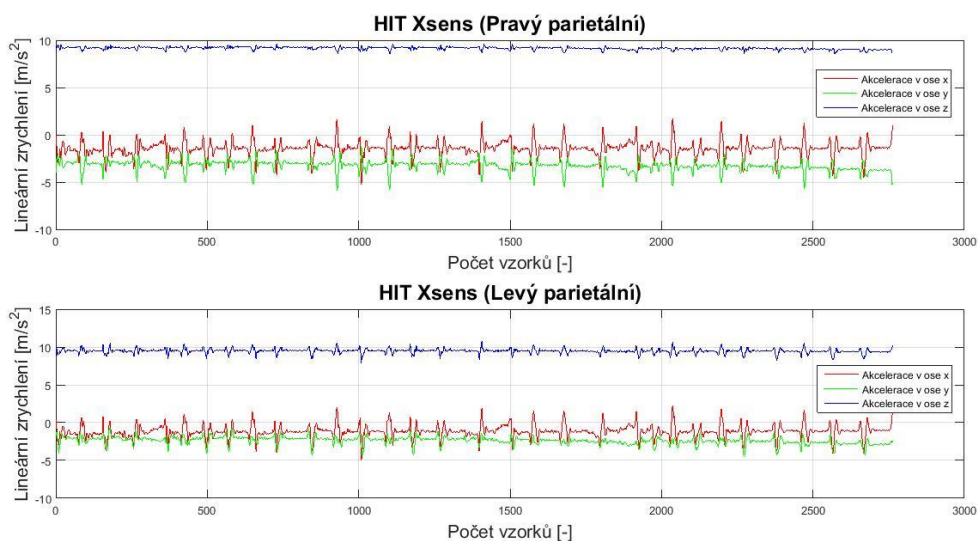


Obrázek 14: Záznam HIT (počet vzorků) z pravého parietálního Xsens a pravého parietálního Phidget

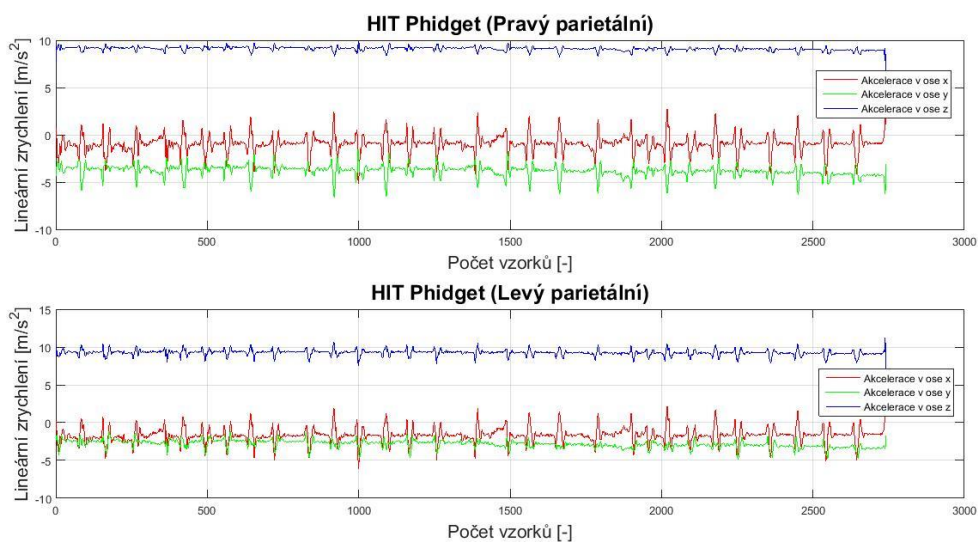
Synchronizace byla provedena oříznutím signálů z Xsens a Phidget, přičemž byl na libovolné ose záznamu z Xsens zvolen počáteční bod, jehož hodnotou x-ové souřadnice potom začínal vyříznutý signál. Na základě podobnosti signálů byl tentýž bod určen i u záznamu ze senzoru Phidget a jeho x-ová souřadnice byla uložena na první pozici ve vyříznutém signálu. Stejným postupem byl určen i konec vyříznutého signálu.

Pro analýzu dat bylo dále nutné signály převzorkovat na stejnou vzorkovací frekvenci, aby signály měly stejnou délku, což se počtu vzorků týče, jelikož například funkce `corrcoef` vyžaduje stejně dlouhé signály. K převzorkování byla využita funkce `resample`, která je

běžnou součástí prostředí Matlab. Pro vizualizaci jsou převzorkované signály senzorů Xsens a Phidget vyneseny do grafů s počtem vzorků na ose x , viz obr. 15 a obr. 16. Původní nepřevzorkovaná data vyřiznutých signálů jsou uvedena v příloze 7 a příloze 8.



Obrázek 15: Výřez převzorkovaného záznamu HIT (počet vzorků) z pravého parietálního a levého parietálního Xsens



Obrázek 16: Výřez převzorkovaného záznamu HIT (počet vzorků) z pravého parietálního a levého parietálního Phidget

Na základě počtu vzorků a vzorkovací frekvence upravených dat byla provedena transformace do času. Výsledky jsou prezentovány v kapitole 9.1.

- Ukázka kódu získání časové osy pro senzory Xsens:

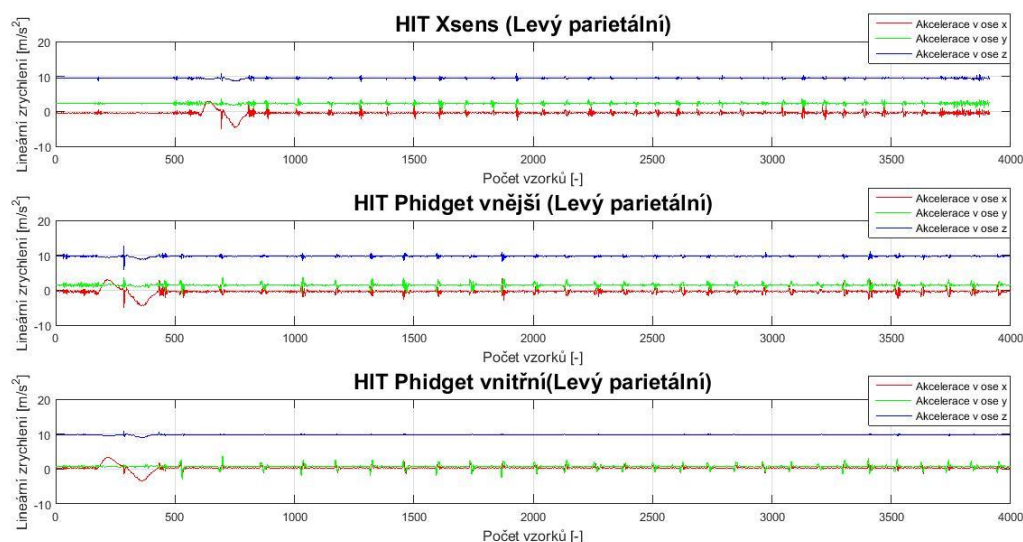
```
casovaOsaSensoryXsens = 0:1/fvz:(length(Accel0x_vyrez)-1)/fvz;
```

kde `Accel0x_vyrez` je vektor hodnot lineárních zrychlení gyro-akcelerometrů Xsens v ose x a v jednotkách m/s^2 a `fvz` je vzorkovací frekvence Xsens.

8.4.2 HIT fantomu

Synchronizace a další úpravy dat naměřených při HIT pro fantom, byly velice podobné synchronizaci HIT pro probandy, viz kapitola 8.4.1. Rozdíl byl pouze v počtu synchronizovaných gyro-akcelerometrů (Phidget vnitřní a vnější, Xsens vnější, viz kapitola 9.2).

Záznam ze sensorů umístěných na parietální desce levé je na obr. 17. Můžeme si všimnout rozdílné délky záznamu z pohledu počtu vzorků (cca 3900 pro Xsens, 4000 pro Phidget). Důvodem je rozdílný čas spuštění zaznamenávání dat pro Xsens a Phidget.

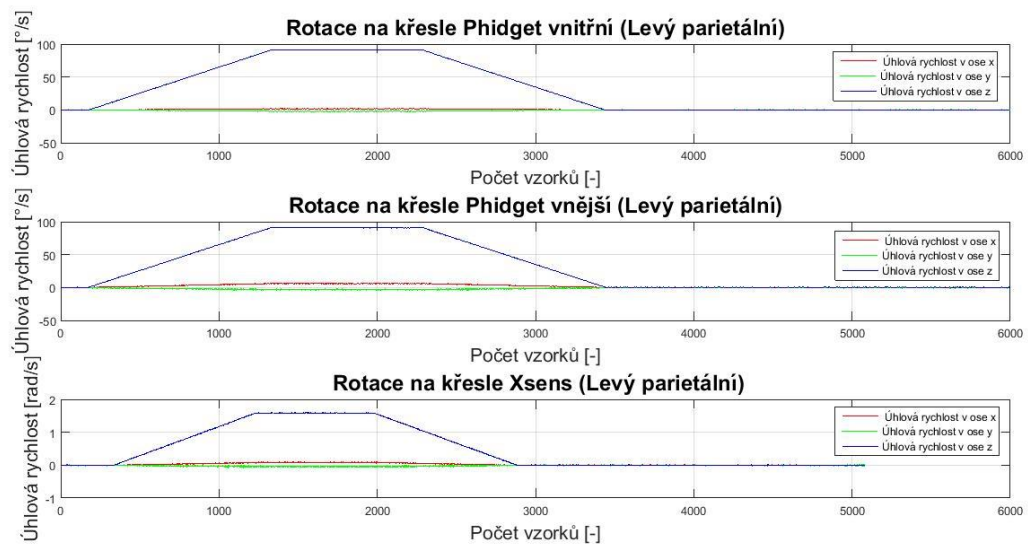


Obrázek 17: Záznam HIT (počet vzorků) z levého parietálního Xsens, levého vnitřního a vnějšího parietálního Phidget

Pro pravé parietální gyro-akcelerometry je záznam zobrazen v příloze 9. Výsledný přepočet na časový vektor je zobrazen v kapitole 9.2.

8.4.3 Unilaterální rotace fantomu

Synchronizace dat byla obdobně jako pro HIT provedena na základě podobnosti dat, avšak v tomto případě nebylo možné provést synchronizaci pomocí záškubů, ale pouze na základě počátku a koncem rotace křesla. Na obr. 18 si lze všimnout rozdílnosti dat mezi dvojicí Phidget a jedním Xsens gyro-akcelerometrem. Zároveň je zřetelné, že délka záznamu Phidget byla navýšena na 6000 vzorků. Dále si můžeme všimnout, že úhlová rychlost Xsens je v jednotkách rad/s, zatímco Phidget ve °/s. Z tohoto důvodu byly úhlové rychlosti Xsens přepočteny na °/s, pomocí rovnice (5).

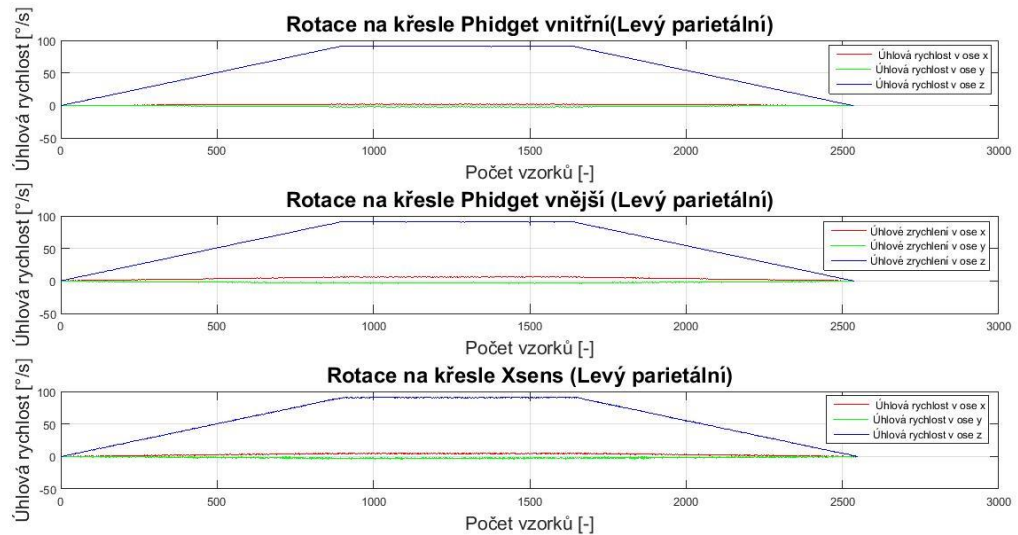


Obrázek 18: Záznam rotace na křesle (počet vzorků) z levého vnitřního a vnějšího parietálního Phidget, levého parietálního Xsens

- Rovnice pro přepočet jednotek rad/s na °/s:

$$\text{°/s} = \text{rad/s} \cdot \frac{360}{2\pi} \quad (5)$$

Výsledná synchronizace a úprava dat stimulací daných rotačním křeslem je zobrazena na obr. 19.



Obrázek 19: Výřez převzorkovaného záznamu rotace na křesle (počet vzorků) z levého vnitřního a vnějšího parietálního Phidget, levého parietálního Xsens

Synchronizované a upravené výsledky v závislosti na čase jsou zobrazeny v grafu v kapitole 9.3. Doba záznamu byla oproti měření HIT prodloužena na 93 s.

Pro ověření nastaveného úhlového zrychlení a zpomalení rotačního křesla bylo potřeba provést numerickou derivaci signálu. V Matlabu byl pro tuto operaci použit příkaz `diff`, který počítá rozdíl dvou po sobě jdoucích prvků, přičemž výsledný vektor je zmenšený o jeden prvek.

- Ukázka kódu pro výsledný vektor úhlového zrychlení v ose z:

```
Gyr0Zacc =
diff(yz1(1:100:end)) ./diff(casovyVektorGyr(1:100:end)');
```

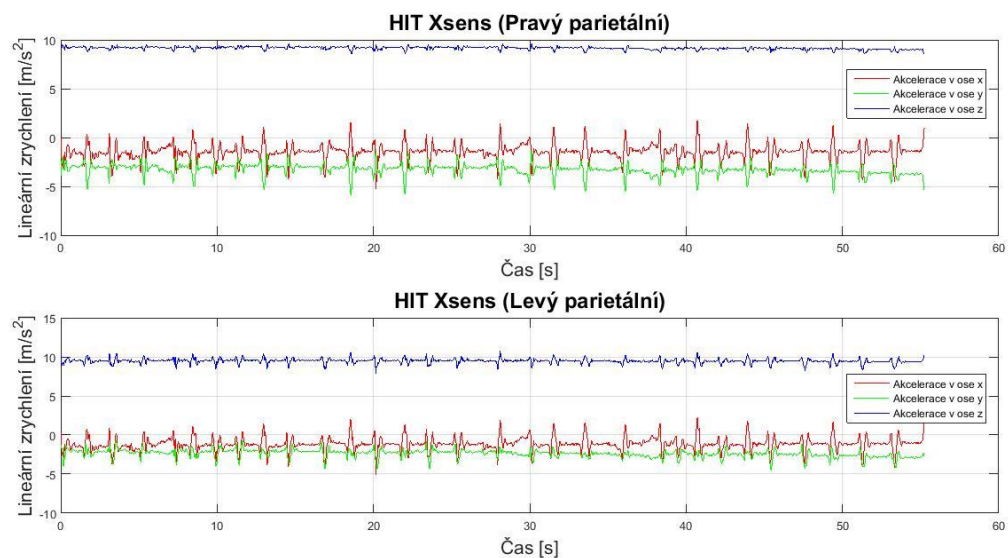
kde `Gyr0Zacc` je vektor výsledných hodnot úhlových zrychlení gyro-akcelerometru Xsens v ose z a v jednotkách $^{\circ}/s^2$, `yz1` je vektor hodnot úhlových rychlostí gyro-akcelerometru Xsens v ose z a v jednotkách $^{\circ}/s$ a `casovyVektorGyr` je časový vektor získaný na základě vzorkovací frekvence a velikosti daného vektoru zaznamenaných hodnot. Z důvodu velkého šumu signálu byl vektor úhlových rychlostí derivován krokem 100. Pro vykreslení grafu úhlového zrychlení v závislosti na čase je zapotřebí časový vektor zmenšit o jeden prvek, resp. 100 prvků, aby vektory měly stejný rozměr. Výsledný graf úhlových zrychlení v ose z můžeme vidět na obr. 28 ve výsledcích.

9 Výsledky

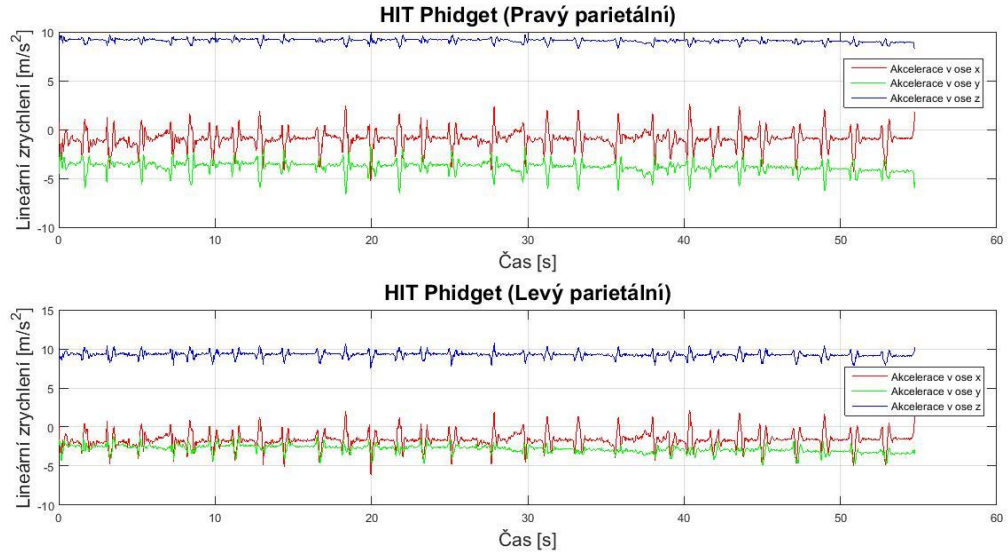
V rámci analýzy jsem se zaměřila na komparativní srovnání gyro-akcelerometrů Phidget a Xsens pro měření parametrů lineárního zrychlení a úhlové rychlosti. Z tohoto důvodu prezentuji výsledky lineárního zrychlení pomocí HIT pro probandy a za využití fantomu, viz kapitola 7. Výsledky úhlové rychlosti jsou pak porovnávány v průběhu unilaterální a zároveň bilaterální rotace na Bárányho křesle, které umožňuje stimulaci konstantní úhlovou rychlostí při stanoveném vychýlení v ose x . Měření bylo prováděno za využití fantomu, stejně jako u lineárního zrychlení.

9.1 Výsledky HIT probandů

Na obr. 20 a obr. 21 je zobrazen synchronizovaný záznam HIT probanda č. 1 s celkovou délkou signálu cca 56 s, který obsahuje 31 HIT stimulů.

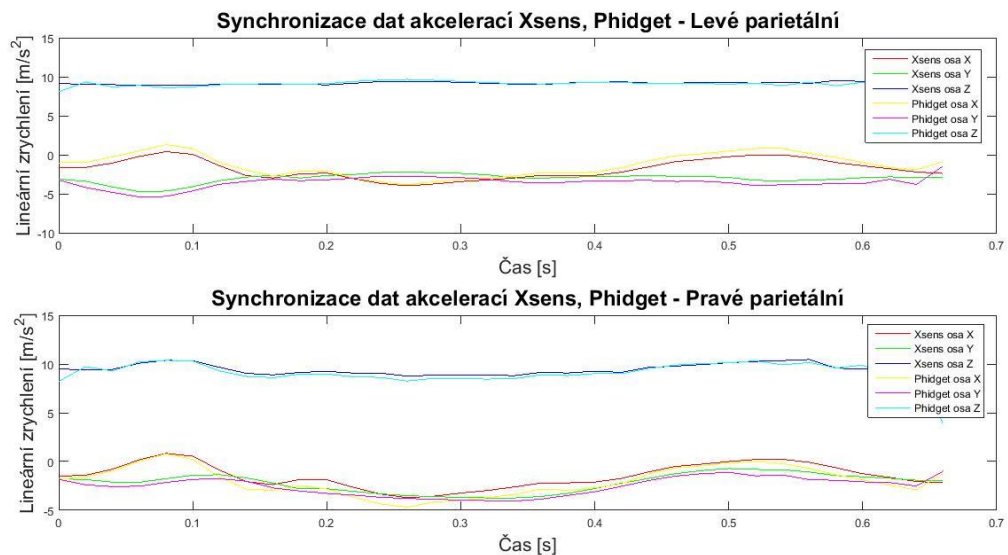


Obrázek 20: Výřez synchronizovaného záznamu HIT (v čase) z pravého parietálního a levého parietálního Xsens



Obrázek 21: Výřez synchronizovaného záznamu HIT (v čase) z pravého parietálního a levého parietálního Phidget

Ukázka jedné stimulace HIT při synchronizaci Xsens a Phidget je zobrazena na obr. 22.



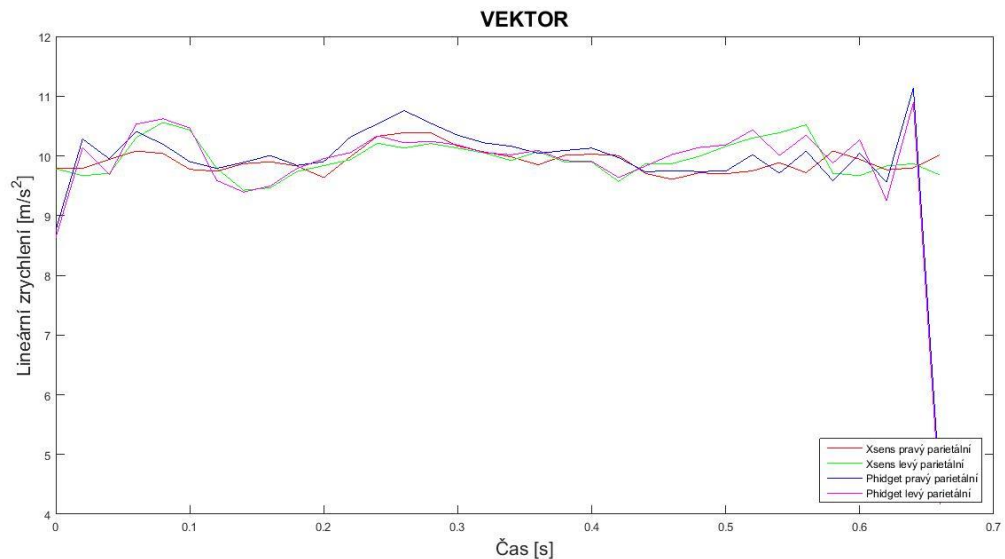
Obrázek 22: Výřez jednoho stimulu synchronizovaného záznamu HIT (v čase) z pravého parietálního a levých parietálního gyro-akcelerometrů

Dané synchronizované stimuly HIT byly pro gyro-akcelerometry Xsens a Phidget podrobeny testu vzájemné korelace pomocí funkce corrcoef. Výsledné korelace jsou uvedeny v tabulce v příloze 10. Ukázka korelací pro probanda č. 1 je v tab. 1.

Tabulka 1: Korelace synchronizovaných HIT stimulů pro probanda č. 1

		korelace mezi PP XSens a PP Phidget			korelace mezi PL XSens a PL Phidget		
proband	stimul	v ose x	v ose y	v ose z	v ose x	v ose y	v ose z
1	1	0,9915	0,9335	0,4376	0,9402	0,9644	0,7150
	2	0,9574	0,9642	0,2496	0,9878	0,9860	0,7652
	∅	0,9915	0,9335	0,4376	0,9402	0,9644	0,7150

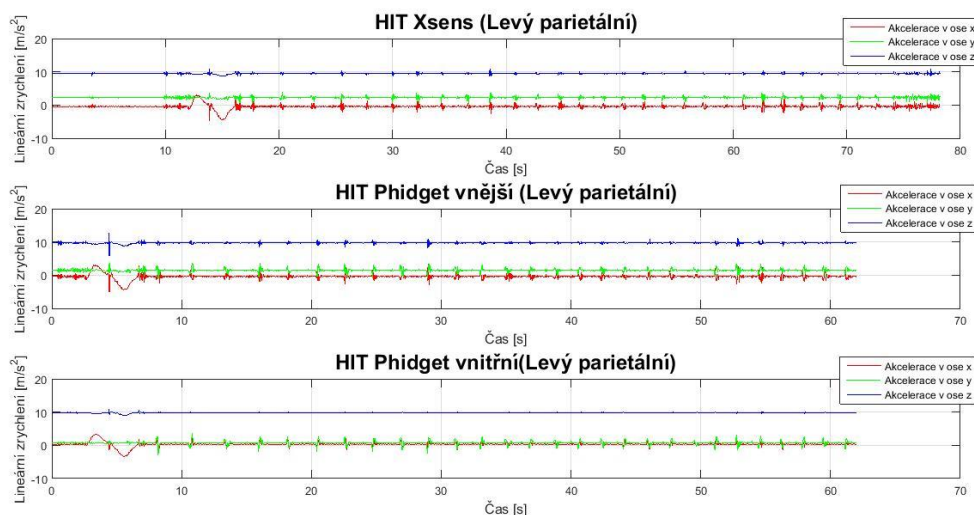
Z časových diagramů synchronizovaných stimulů HIT byly vypočteny výsledné vektory akcelerací podle rovnice (4). Výsledný vektor pro první HIT stimul probanda č. 1 je zobrazen na obr. 23.



Obrázek 23: Výsledný vektor akcelerací jednoho HIT stimulu

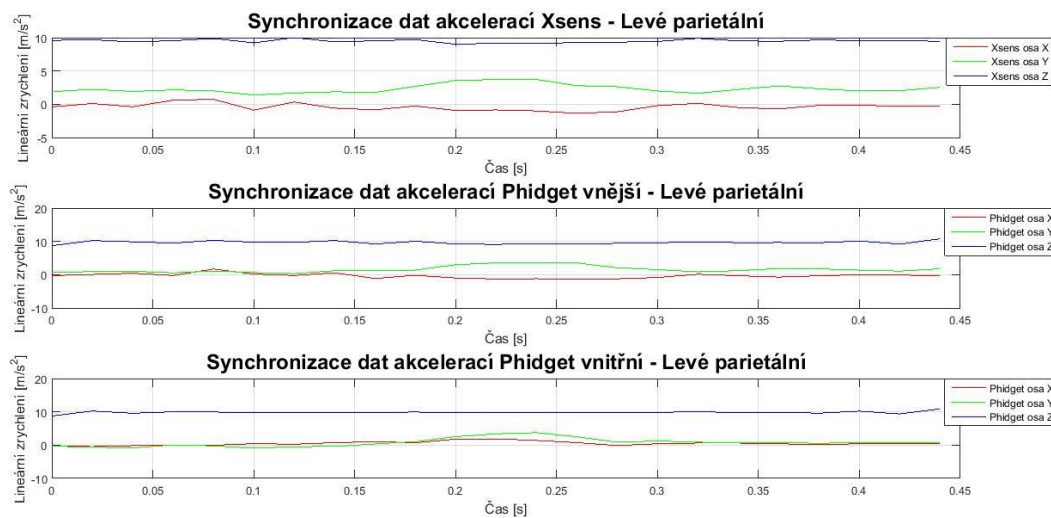
9.2 Výsledky HIT fantom

Na obr. 24 lze vidět nesynchronizovaný záznam dat v čase HIT fantomu stimulovaného záškuby v laterálním směru z gyro-akcelerometrů umístěných parietálně vlevo.



Obrázek 24: Záznam nesynchronizovaného HIT (v čase) z levého parietálního Xsens, levého vnitřního a vnějšího parietálního Phidget

Výřez synchronizovaných signálů ze senzorů umístěných na helmě parietálně vlevo a pro senzor Phidget uložený uvnitř fantomu parietálně vlevo je zobrazen na obr. 25.

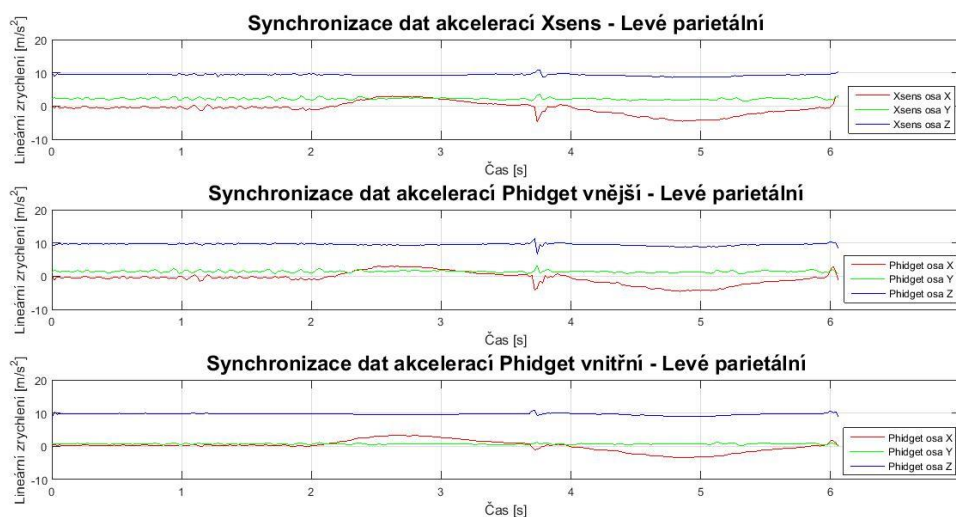


Obrázek 25: Synchronizovaný záznam jednoho HIT stimulu (v čase) z levých parietálních gyro-akcelerometrů

Synchronizovaný záznam jednoho HIT stimulu z pravých parietálních gyro-akcelerometrů je zobrazen v příloze 11.

Výsledné korelace synchronizovaných HIT stimulů mezi jednotlivými gyro-akcelerometry Xsens a Phidget jsou uvedeny v tabulce v příloze 12.

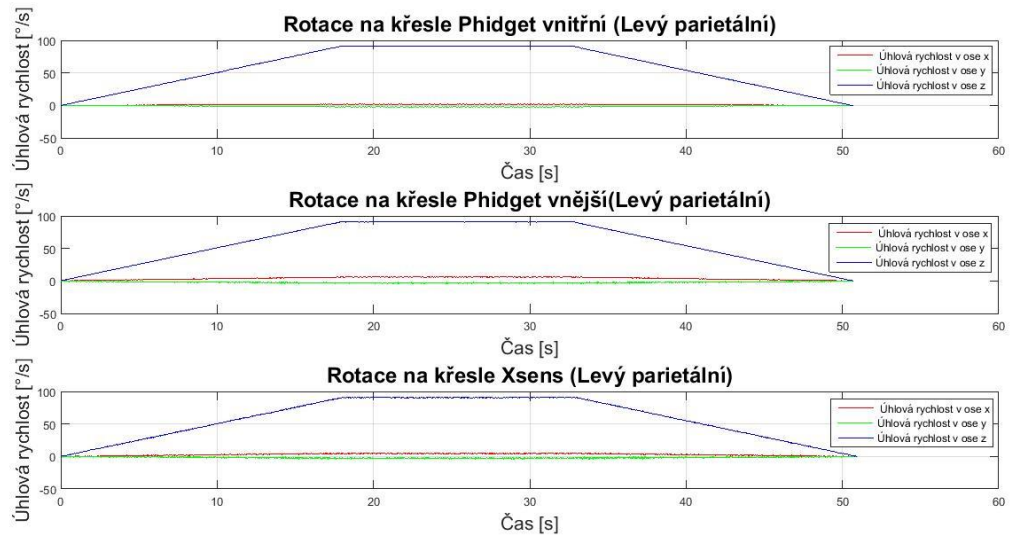
Synchronizovaný výřez rotace fantomem ve více směrech je pro levé parietální gyro-akcelerometry zobrazen na obr. 26.



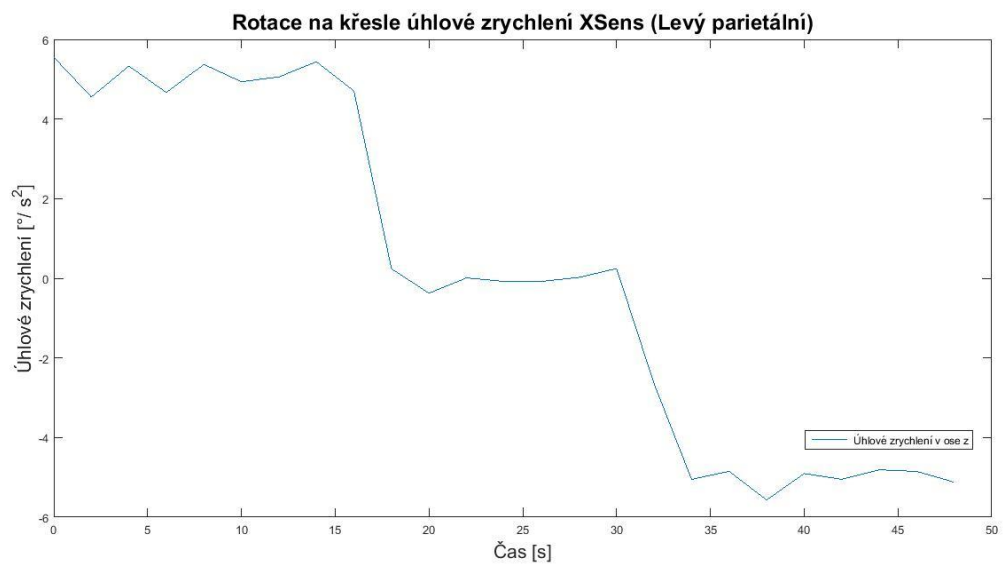
Obrázek 26: Výřez rotace ve více směrech synchronizovaného záznamu HIT (v čase z levých parietálních gyro-akcelerometrů)

9.3 Výsledky Rotační křeslo fantomu

Na obr. 27 vidíme graf úhlové rychlosti v čase pro senzory umístěné na parietální desce levé a pro senzor Phidget umístěný uvnitř fantomu parietálně vlevo. Celková délka signálu je cca 50 s se specifickým lichoběžníkovým tvarem. Derivaci signálu v čase lze vidět na obr. 28.



Obrázek 27: Výřez synchronizované rotace křesla (v čase) z levých parietálních gyro-akcelerometrů



Obrázek 28: Úhlové zrychlení rotace křesla z výřezu signálu Xsens v ose z

10 Diskuse

S ohledem na využití helmice pro upevnění gyro-akcelerometrických senzorů Xsens a Phidget bylo nejvíce problematické upevnění helmice na hlavu probanda. Zejména se jednalo o přílišný tlak čtveřice fixačních šroubů na hlavu probanda a zamotávání delších vlasů do závitů šroubů. Tento problém byl vyřešen umístěním gumových podložek na frontální a okcipitální část lebky na místa styku šroubů s hlavou. Dalším problémem byla fixace gyro-akcelerometrických senzorů na helmici, jelikož především gyro-akcelerometry Phidget padaly z důvodu nutnosti zapojení USB kabelů. Nevýhodou gyro-akcelerometrů Xsens byla pak nutnost časté výměny baterií ve vysílací jednotce (cca jednou za 4 hodiny měření).

Ačkoli byli probandi instruováni, aby v průběhu HIT testu nekladli odpor ani nepomáhali v průběhu stimulace HIT, musím subjektivně hodnotit, že mezi jednotlivými probandy byly velké inter/intraindividuální rozdíly. Měření nebylo nutné přerušit u žádného probanda z důvodu například přílišného tlaku na hlavu.

Pro měření a testování gyro-akcelerometrických senzorů v průběhu HIT jsem vytvořila polystyrenový fantom hlavy a vestibulárního aparátu. Z důvodu vytvoření čistého transverzálního řezu byl využit rozžhavený drát na místo jiných metod.

Pro měření unilaterální rotace byl využit fantom hlavy stejný jako v případě HIT. Důležité bylo především pevné umístění fantomu na sedák rotačního křesla pomocí lepicích pásek. Zde se projevila největší nevýhoda gyro-akcelerometrů Phidget, které musely být spojeny se záznamovým zařízením (PC) pomocí USB kabelů. Z tohoto důvodu musel být PC umístěn na rotačním křesle, a proto není vhodné využívat gyro-akcelerometry Phidget při měření probandů na rotačním křesle.

V rámci analýzy byla potřebná synchronizace dat Xsens a Phidget, která byla prováděna manuálně, v důsledku čehož byla časově náročná. Hlavní nevýhodou získaných dat z Xsens byl fakt, že data nebyla ukládána ve stejném pořadí v jakém byly senzory zapojeny. Systém ukládání dat se mi nepodařilo zjistit. Z tohoto důvodu bylo nutné přiřazovat gyro-akcelerometry ručně k daným pozicím na helmici. Oproti tomu u gyro-akcelerometrů Phidget docházelo k ukládání do souborů, jehož název obsahuje sériové číslo jednotky, díky čemuž je možné automatické rozpoznání pozice na helmici.

Z výsledků HIT probandů pro Xsens a Phidget viz obr. 20 a obr. 21 je patrné, že mezi daty je velká podobnost ve tvaru signálů. Případné výchylky offsetu byly zřejmě způsobeny

různým náklonem gyro-akcelerometrů vůči tíhovému zrychlení působícího zejména v ose z, které je blízké hodnotě 10 m/s^2 . Za účelem korelace byl proveden výřez vždy jednoho stimulu, viz obr. 22, ze kterého je patrné, že se data z gyro-akcelerometrických senzorů Xsens a Phidget pro stejné umístění (parietální levé, parietální pravé) liší pouze nepatrně. Z tohoto důvodu je mezi těmito daty vysoká korelace blížící se jedné. Výsledné korelace pro všechny probandy z tabulky přílohy 10 potvrzují předpoklad, že gyro-akcelerometrické senzory Phidget jsou schopny nahradit pro účely HIT probandů gyro-akcelerometry Xsens. Z obr. 23, který zobrazuje výsledný vektor akcelerací pro jeden stimul, jsou patrné rozdíly mezi hodnotami pravých a levých parietálních senzorů neboli parietální senzor Xsens pravý nejvíce koreluje s pravým parietálním senzorem Phidget a parietální levý senzor Xsens s parietálním levým senzorem Phidget. To je zřejmě způsobeno nesymetričností HIT stimulu podle osy těla.

Data naměřená za využití fantomu pro HIT, viz obr. 24, ukazují, že data HIT z vnitřního Phidget obsahují mnohem méně vysokofrekvenčního šumu oproti gyro-akcelerometrům umístěným na helmici (Xsens a Phidget vnější). To by mohlo být způsobeno tím, že helmice není zcela rigidní a dochází k jejímu rozkmitání, které se jeví jako šum. Z tohoto důvodu jsou výrazně ovlivněny výsledné korelace mezi vnitřními a vnějšími senzory, viz obr. 25, obr. 26 a příloha 12.

Z výsledků měření na rotačním křesle je zřejmé, že gyro-akcelerometrické senzory Phidget jsou schopny reprezentovat úhlovou rychlost stejně kvalitně jako Xsens, viz obr. 27, na kterém můžeme vidět typický lichoběžníkový tvar úhlové rychlosti pro osu z. Správnost naměřených dat byla ověřena pomocí záznamu z programu obsluhujícího rotační křeslo, viz příloha 14. Dále bylo ověření provedeno derivací tohoto signálu podle času na úhlové zrychlení, viz obr. 28, který je v souladu s nastavenými hodnotami pro rotaci křesla, viz kapitola 7.2.2. Z důvodu šumu obsaženého v signále, viz výše, bylo potřeba zvýšit derivační krok na 2 s. Z tohoto důvodu jsou všechna naměřená data prezentována v úhlových rychlostech. Korelace úhlových rychlostí mezi jednotlivými senzory je největší v ose z (blížící se jedné), viz tabulka přílohy 13, což je v souladu s předpoklady, jelikož rotační křeslo má největší stimulační účinek v této ose.

11 Závěr

Ve své práci jsem se zabývala využitím gyro-akcelerometrických senzorů PhidgetSpatial k hodnocení kinematických dat vestibulárního aparátu v klinické neurologii. Pro umístění senzorů s ohledem na souřadný systém levého a pravého labyrintu vestibulárního aparátu jsem využila gyro-akcelerometrickou helmu. Za účelem ověření gyro-akcelerometrické helmy pro měření pohybu částí vestibulárního aparátu jsem navrhla a zhotovila polystyrenový fantom hlavy a vestibulárního aparátu. Fantom hlavy jsem dále ověřila a využila při komparativním měření s gyro-akcelerometrickými senzory Xsens u HIT a při unilaterálním a zároveň bilaterálním testu na Bárányho rotačním křesle. Komparativní měření jsem dále provedla v rámci HIT 19 probandů. Vyhodnocení kinematických dat gyro-akcelerometrů Phidget a Xsens jsem provedla v prostředí Matlab.

Došla jsem k závěru, že gyro-akcelerometrické senzory Phidget mohou v některých případech nahradit řádově mnohem dražší senzory Xsens, avšak největší nevýhodou je nutnost kabelového USB propojení. V budoucnu by bylo vhodné zaměřit se na automatickou synchronizaci signálu a výběr jednotlivých stimulů HIT a dále zlepšení fixace helmy na povrch hlavy spolu s analýzou šumu způsobeného zřejmě rozkmitáním helmy, který by mohl být eliminován pomocí filtru pásmové zádrže.

Seznam použité literatury

- [1] JEŘÁBEK, J. 2007. Diagnostika a terapie závrativých stavů. *Neurologie pro praxi* [online]. **8**(4), 231-234 [cit. 2016-05-11]. Dostupné z: <http://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2007/06/02.pdf>
- [2] JEŘÁBEK, J. a P. KALITOVÁ. 2011. Současné možnosti léčby závratí. *Neurologie pro praxi* [online]. **12**(5), 340-343 [cit. 2016-05-11]. Dostupné z: <http://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2011/05/10.pdf>
- [3] KIERNAN, J. A., M. L. BARR. 2009. *Barr's the human nervous system: an anatomical viewpoint*. 9th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 0781782562.
- [4] TROJAN, S. 2003. *Lékařská fyziologie*. 4. vyd. přepr. a dopl. Praha: Grada Publishing. ISBN 8024705125.
- [5] SHIBANO, S. 2013. *The Vestibular System And The „Spins“: A Proposal*. [online]. Dostupné z: <http://greymattersjournal.com/the-vestibular-system-and-the-spins-a-proposal/>
- [6] CNS CLINIC. 2008. *HUMAN NEUROPHYSIOLOGY: vestibular system* [online]. CNS Clinic-Jordan [cit. 2016-05-13]. Dostupné z: <http://www.humanneurophysiology.com/vestibularsystem.htm>
- [7] GRANT, J., W. a W. A. BEST. 1986. Mechanics of the otolith organ-dynamic response. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. **14**(3), 241-256 [cit. 2016-04-24]. DOI: 10.1007/BF02584273. ISSN 0090-6964. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/BF02584273>
- [8] GANONG, W. F. 2005. *Přehled lékařské fyziologie: dvacáté vydání*. Praha: Galén. ISBN 80-726-2311-7.
- [9] OREL, M., V. FACOVÁ. 2010. *Člověk, jeho smysly a svět*. Praha: Grada. Psyché (Grada). ISBN 978-80-247-2946-6.
- [10] DYLEVSKÝ, I. 2009. *Funkční anatomie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3240-4.
- [11] BLAŽKOVÁ, M. 2014. *Vývoj sensorických systémů v souvislosti s posturálně lokomočními funkcemi v batolecím věku, možnosti hodnocení*. Praha. Bakalářská práce, Univerzita Karlova v Praze, 2. Lékařská fakulta.

- [12] SEIDL, Z. 2008. *Neurologie pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-2733-2.
- [13] WARNINGHOFF, J. C., O.BAYER, U. FERRARI a A. STRAUBE. 2009. Co-morbidities of vertiginous diseases. *BMC Neurology* [online]. **9**(1), 29- [cit. 2016-04-24]. DOI: 10.1186/1471-2377-9-29. ISSN 1471-2377. Dostupné z: <http://www.biomedcentral.com/1471-2377/9/2>
- [14] RICCI, N., M. ARATANI, H. CAOVIOLA a F. GANANÇA. 2012. Effects of conventional versus multimodal vestibular rehabilitation on functional capacity and balance control in older people with chronic dizziness from vestibular disorders: design of a randomized clinical trial. *Trials* [online]. **13**(1), 246- [cit. 2016-04-24]. DOI: 10.1186/1745-6215-13-246. ISSN 1745-6215. Dostupné z: <http://www.trialsjournal.com/content/13/1/246>
- [15] BRANDT, T., M. DIETERICH a M. STRUPP. 2005. *Vertigo and dizziness: common complaints*. New York: Springer. ISBN 978-1-84882-921-3.
- [16] DISPENZA, F., A. De STEFANO. 2013. *Textbook of Vertigo: Diagnosis and Management*. Jaypee Brothers Medical Publishers. ISBN 9350906724.
- [17] LEE, SH. a JS. KIM. 2010. *Benign Paroxysmal Positional Vertigo*. [online]. **Jun**;6(2) [cit. 2016-04-24]. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.3988/jcn.2010.6.2.51>
- [18] VYHNÁLEK, M., R. BRZEZNY aj. JEŘÁBEK. 2007. Benigní paroxysmální polohové vertigo- nejčastější závratě v lékařské ordinaci.. *Neurologie pro praxi* [online]. 1 Neurologická klinika 2. LF UK a FN Motol, Praha, Neurochirurgické oddělení FN Motol, Praha, **8**(6), 348–350 [cit. 2016-04-24]. Dostupné z: <http://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2007/06/05.pdf>
- [19] HELMINSKI, J. O., D. S. ZEE, I. JANSSEN a T. C. HAIN. 2010. Effectiveness of Particle Repositioning Maneuvers in the Treatment of Benign Paroxysmal Positional Vertigo: A Systematic Review. *Physical Therapy* [online]. **90**(5), 663-678 [cit. 2016-04-24]. DOI: 10.2522/ptj.20090071. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/cgi/doi/10.2522/ptj.20090071>
- [20] SAJJADI, H. a M. M. PAPARELLA. 2008. Meniere's disease. *The Lancet* [online]. **372**(9636), 406-414 [cit. 2016-04-25]. DOI: 10.1016/S0140-6736(08)61161-7. ISSN 01406736. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0140673608611617>

- [21] VLASTARAKOS, PV, P MARAGOUDAKIS, D CANDILOROS, TP NIKOLOPOULOS a A VASSILIOU. 2011. Meniere's disease: Still a mystery disease with difficult differential diagnosis. *Annals of Indian Academy of Neurology* [online]. **14**(1), 12- [cit. 2016-04-25]. DOI: 10.4103/0972-2327.78043. ISSN 0972-2327. Dostupné z: <http://www.annalsofian.org/text.asp?2011/14/1/12/78043>
- [22] RUDGE, P a A M BRONSTEIN. 1995. Investigations of disorders of balance. *Journal of Neurology, Neurosurgery* [online]. **59**(6), 568-578 [cit. 2016-04-25]. DOI: 10.1136/jnnp.59.6.568. ISSN 0022-3050. Dostupné z: <http://jnnp.bmj.com/cgi/doi/10.1136/jnnp.59.6.568>
- [23] MAHRINGER, A a H., A. RAMBOLD. 2014. Caloric test and video-head-impulse: a study of vertigo/dizziness patients in a community hospital. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*[online]. **271**(3), 463-472 [cit. 2016-04-25]. DOI: 10.1007/s00405-013-2376-5. ISSN 0937-4477. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00405-013-2376-5>
- [24] MARANHÃO, Eliana T. a Péricles MARANHÃO-FILHO. 2012. Vestibulo-ocular reflex and the head impulse test. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria* [online]. **70**(12), 942-944 [cit. 2016-04-25]. DOI: 10.1590/S0004-282X2012001200008. ISSN 0004-282x. Dostupné z: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext
- [25] MIGLIACCIO, A. A. a P. D. CREMER. 2011. The 2D modified head impulse test: A 2D technique for measuring function in all six semi-circular canals. *Journal of Vestibular Research* [online]. **21**(4), 227-234 [cit. 2016-04-25]. DOI: 10.3233/VES-2011-0421. Dostupné z: <http://content.iospress.com/articles/journal-of-vestibular-research/ves0042>
- [26] STRUPP, M., U. BÜTTNER a B. COHEN. 2009. *Basic and clinical aspects of vertigo and dizziness*. Boston, Mass.: Published by Blackwell Pub. on behalf of the New York Academy of Sciences , xii, 508 p. Annals of the New York Academy of Sciences, v. 1164. ISBN 1573317179.
- [27] WHEELER, J. 2014. Head thrust test. In: *Charlies's ED: Charlie's Emergency Department*[online]. Australia [cit. 2016-05-15]. Dostupné z: <http://scghed.com/wp-content/uploads/2014/01/Head-thrust-test.png>
- [28] O'REILLY, R., T. MORLET, S. L. CUSHING a J. CAMPBELL. 2013. *Manual of pediatric balance disorders*. Oxfordshire, England: Plural Publishing. ISBN 978-1-59756-634-6.

- [29] BALOH, R. W., K. A. KERBER. 2011. *Clinical neurophysiology of the vestibular system*. 4th ed. New York: Oxford University Press. ISBN 978-019-9780-839.
- [30] HAIN, T. C. 2014. Testing for Dizziness and Hearing problems, Vestibular Testing: Rotatory Chair Testing. In: <http://www.dizziness-and-hearing.com> [online]. [cit. 2016-04-25]. Dostupné z: <http://www.dizziness-and-balance.com/testing/ENG/rchair.html>
- [31] CLARKE, A.H. a A. ENGELHORN. 1998. Unilateral testing of utricular function. *Exp Brain Res* [online].**4**(121), 457-464 [cit. 2016-04-25]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9746153>
- [32] NOWÉ, V., F.L. WUYTS a M. HOPPENBROUWERS. 2003. *The interutricular distance determined from external landmarks* [online]. PubMed, **13**(1), 17-23 [cit. 2016-05-12]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14646021>
- [33] VELTINK, P.H. a H.J., et al LUNGE. 2009. *The artificial vestibular system - design of a tri-axial inertial sensor system and its application in the study of human movement*. Xsens North America Inc. Dostupné také z: <https://www.xsens.com/wp-content/uploads/2014/01/ISPG2001.pdf>
- [34] RIPKA, P., A. Típek. 2010 *Modern Sensors Handbook*, John Wiley & Sons. ISBN 9780470394892.
- [35] PHIDGETS. 2014. Gyroscope Primer. <http://www.phidgets.com> [online]. Phidgets Inc. [cit. 2016-04-25]. Dostupné z: http://www.phidgets.com/docs/Gyroscope_Primer
- [36] VOJÁČEK, A. 2009. Integrované MEMS GYROSKOPY. In: *Automatizace.hw.cz* [online]. [cit. 2016-04-25]. Dostupné z: <http://automatizace.hw.cz/integrované-mems-gyroskopy>
- [37] PHIDGETS. 2014. Compass Primer. <http://www.phidgets.com> [online]. Phidgets Inc. [cit. 2016-04-25]. Dostupné z: http://www.phidgets.com/docs/Compass_Primer
- [38] PHIDGETS. 2014. Accelerometer Primer. [Http://www.phidgets.com](http://www.phidgets.com) [online]. Phidgets Inc. [cit. 2016-04-25]. Dostupné z: http://www.phidgets.com/docs/Accelerometer_Primer
- [39] GOODRICH, R. 2013. *Accelerometers: What They Are & How They Work* [online]. In: . [cit. 2016-04-25]. Dostupné z: <http://www.livescience.com/40102-accelerometers.html>
- [40] GUJARATI, P. 2015. What is Accelerometer and how does it work on smartphones. In: *Techulator.com* [online]. [cit. 2016-05-14]. Dostupné z:

<http://www.techulator.com/resources/8930-How-does-smart-phone-accelerometer-work.aspx>

[41] Senior inspect. 2016. *Cleverttech* [online]. [cit. 2016-05-16]. Dostupné z: <http://www.cleverttech.cz/cz/senior-inspect.html>

[42] HOFF, L., K. IMENES, L. A. FLEISCHER, P. Steinar HALVORSEN, A. ESPINOZA, E. W. REMME, O. J. ELLE a E. FOSSE. 2010. Microsensors for continuous monitoring of heart function. *Proceedings of the Fifth International Conference on Body Area Networks - BodyNets '10* [online]. New York, New York, USA: ACM Press, , 117- [cit. 2016-04-25]. DOI: 10.1145/2221924.2221948. ISBN 9781450300292. Dostupné z: <http://dl.acm.org/citation.cfm?doid=2221924.2221948>

[43] LEMOYNE, R. 2013. *Wearable and wireless accelerometer systems for monitoring Parkinson's disease patients—A perspective review* [online]. 2(4), 113-115 [cit. 2016-04-25]. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.4236/apd.2013.24021>

[44] BOKES, P. 2013. *Materiál k predmetu Fyzika procesov 2013*. Slovenská technická univerzita v Bratislave, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Katedra fyziky. [online]. Dostupné z: http://www.kf.elf.stuba.sk/~bokes/FyzikaProcesov/Prednaska_02.pdf

[45] INTEL REAL SENSE TECHNOLOGY. 2014. *Natural Interaction*. [online]. Dostupné z: <https://software.intel.com/en-us/articles/realsense-overview>

[46] ČVUT V PRAZE, FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ, Kladno, 2015. *Zařízení pro měření pohybu vestibulárních aparátů*. VOLF, P., P. KUTÍLEK, T. KOUKOLÍK a J. HOZMAN. 2015. Česká Republika. Užité v. CZ 28921. Zapsáno 07.12.2015.

[47] XSENS TECHNOLOGIES B.V. 2006. *MTi and MTx User Manual and Technical Documentation* [online]. [cit. 2016-05-13]. Dostupné z: <http://wiki.icub.org/images/8/82/XsensMtx.pdf>

[48] WALKER, I. 2013. *Výzkumné metody a statistika*. Praha: Grada. Z pohledu psychologie. ISBN 978-80-247-3920-5.

[49] PROCHÁZKA, B. 2015. *Biostatistika pro lékaře: principy základních metod a jejich interpretace s využitím statistického systému R*. V Praze: Univerzita Karlova v Praze, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-2782-3.

Seznam obrázků

<i>Obrázek 1: Anatomie vnitřního ucha, převzato z [5]</i>	2
<i>Obrázek 2: Crista ampularis v klidu a při působení rotačního pohybu, převzato z [5]</i>	3
<i>Obrázek 3: Odezva VOR v průběhu stimulace levého vestibulárního aparátu HIT, převzato a upraveno z [27]</i>	8
<i>Obrázek 4: Schéma MEMS gyroskopu, převzato a upraveno z [36]</i>	12
<i>Obrázek 5: Schéma principu kapacitního akcelerometrického senzoru, převzato z [40]</i> ..	13
<i>Obrázek 6: Znárodnění směrů pitch, roll a yaw, převzato z [45]</i>	15
<i>Obrázek 7: Gyro-akcelerometrická helma se senzory Xsens, převzato z [46]</i>	16
<i>Obrázek 8: Gyro-akcelerometrický senzor Xsens</i>	17
<i>Obrázek 9: Gyro-akcelerometrický senzor Phidget</i>	18
<i>Obrázek 10: Schéma zapojení systému Xsens [46]</i>	19
<i>Obrázek 11: Prot Hub PhidgetInterfaceKit</i>	20
<i>Obrázek 12: Fantom hlavy v průběhu zhotovení</i>	22
<i>Obrázek 13: Měření fantomu na Bárányho křesle</i>	24
<i>Obrázek 14: Záznam HIT (počet vzorků) z pravého parietálního Xsens a pravého parietálního Phidget</i>	27
<i>Obrázek 15: Výřez převzorkovaného záznamu HIT (počet vzorků) z pravého parietálního a levého parietálního Xsens</i>	28
<i>Obrázek 16: Výřez převzorkovaného záznamu HIT (počet vzorků) z pravého parietálního a levého parietálního Phidget</i>	28
<i>Obrázek 17: Záznam HIT (počet vzorků) z levého parietálního Xsens, levého vnitřního a vnějšího parietálního Phidget</i>	29
<i>Obrázek 18: Záznam rotace na křesle (počet vzorků) z levého vnitřního a vnějšího parietálního Phidget, levého parietálního Xsens</i>	30
<i>Obrázek 19: Výřez převzorkovaného záznamu rotace na křesle (počet vzorků) z levého vnitřního a vnějšího parietálního Phidget, levého parietálního Xsens</i>	31
<i>Obrázek 20: Výřez synchronizovaného záznamu HIT (v čase) z pravého parietálního a levého parietálního Xsens</i>	32
<i>Obrázek 21: Výřez synchronizovaného záznamu HIT (v čase) z pravého parietálního a levého parietálního Phidget</i>	33
<i>Obrázek 22: Výřez jednoho stimulu synchronizovaného záznamu HIT (v čase) z pravého parietálního a levých parietálního gyro-akcelerometrů</i>	33
<i>Obrázek 23: Výsledný vektor akcelerací jednoho HIT stimulu</i>	34
<i>Obrázek 24: Záznam nesynchronizovaného HIT (v čase) z levého parietálního Xsens, levého vnitřního a vnějšího parietálního Phidget</i>	35
<i>Obrázek 25: Synchronizovaný záznam jednoho HIT stimulu (v čase) z levých parietálních gyro-akcelerometrů</i>	35
<i>Obrázek 26: Výřez rotace ve více směrech synchronizovaného záznamu HIT (v čase z levých parietálních gyro-akcelerometrů</i>	36
<i>Obrázek 27: Výřez synchronizované rotace křesla (v čase) z levých parietálních gyro-akcelerometrů</i>	37

Obrázek 28: Úhlové zrychlení rotace křesla z výřezu signálu Xsens v ose z.....37

Seznam tabulek

Tabulka 1: Korelace synchronizovaných HIT stimulů pro probanda č. 134

Seznam příloh

Příloha 1: Specifikace Xsens	50
Příloha 2: Specifikace PhidgetSpatial.....	51
Příloha 3: Přijímač XbusMaster Xsens	52
Příloha 4: Číselná osa na posuvné lavici rotačního křesla.....	53
Příloha 5: Ukázka části for cyklu skriptu MultiRead	54
Příloha 6: Záznam HIT (počet vzorků) z pravého parietálního Xsens a pravého parietálního Phidget	55
Příloha 7: Výřez nepřevzorkovaného záznamu HIT (počet vzorků) z pravého parietálního a levého parietálního Xsens	56
Příloha 8: Výřez nepřevzorkovaného záznamu HIT (počet vzorků) z pravého parietálního a levého parietálního Phidget	57
Příloha 9: Záznam HIT (v čase) z pravého parietálního Xsens, pravého vnitřního a vnějšího parietálního Phidget	58
Příloha 10: Tabulka korelací synchronizovaných HIT stimulů mezi jednotlivými gyroakcelerometry Xsens a Phidget – měření probandů.....	59
Příloha 11: Synchronizovaný záznam jednoho HIT stimulu (v čase) z pravých parietálních gyroakcelerometrů Xsens a Phidget	60
Příloha 12: Tabulka korelací synchronizovaných HIT stimulů mezi jednotlivými gyroakcelerometry Xsens a Phidget – měření fantomu	61
Příloha 13: Tabulka korelací synchronizovaných stimulů rotačního křesla mezi jednotlivými gyroakcelerometry Xsens a Phidget	63
Příloha 14: Záznamu z programu obsluhujícího rotační křeslo	64

Příloha 1: Specifikace Xsens

- Acceleration:
 - Full Scale (FS): $\pm 17 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$
 - Linearity: 0,2 % of FS
 - Noise density: 0,001 $\sqrt{\text{Hz}}$
 - Bandwidth: 30 Hz

- Rate of turn:
 - Full Scale (FS): $\pm 1200 \text{ deg/s}$
 - Linearity: 0,1 % of FS
 - Noise density: 0,1 $\sqrt{\text{Hz}}$
 - Bandwidth: 40 Hz

Příloha 2: Specifikace PhidgetSpatial

- Precision Accelerometer:
 - Measurement Max: ± 2 g
 - Measurement Resolution: 76,3 μg
 - Bandwidth: 497 Hz
 - White noise: 280 μg
 - Optimal Averaging Period: 398 s

- Backup Accelerometer:
 - Measurement Max: ± 8 g
 - Measurement Resolution: 976,7 μg
 - White noise: 2,8 mg

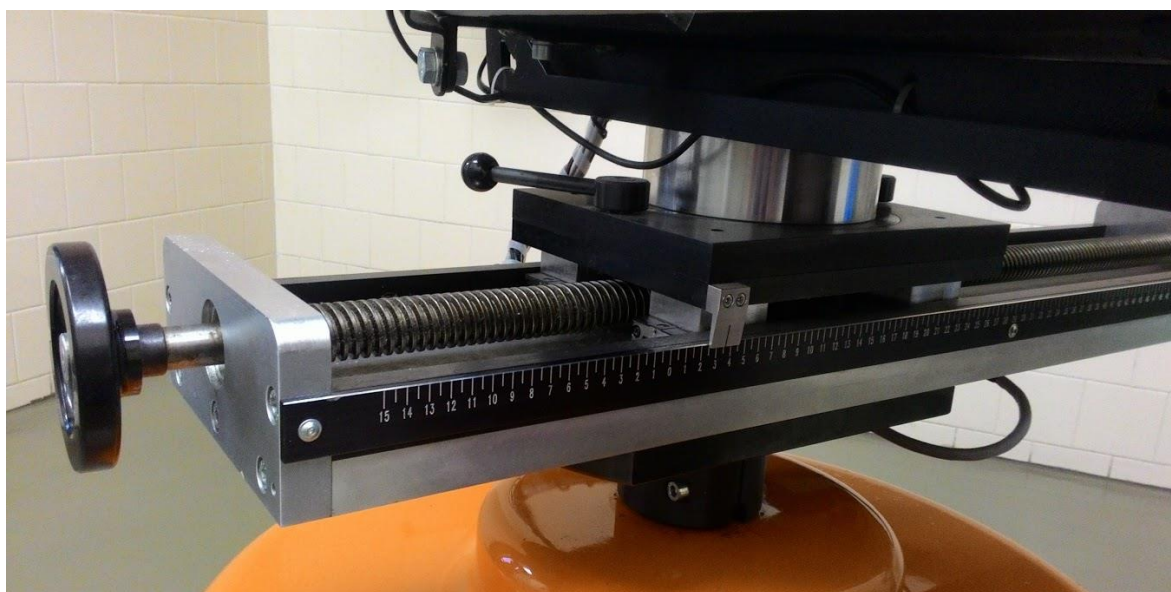
- Precision Gyroskop:
 - Speed Max (X-Axis, Y-Axis): ± 400 $^{\circ}/\text{s}$
 - Speed Max (Z-Axis): ± 300 $^{\circ}/\text{s}$
 - Resolution (X-Axis, Y-Axis): 0,02 $^{\circ}/\text{s}$
 - Resolution (Z-Axis): 0,013 $^{\circ}/\text{s}$
 - White noise: 0,095 $^{\circ}/\text{s}$

- Backup Gyroskop:
 - Speed Max: ± 2000 $^{\circ}/\text{s}$
 - Resolution: 0,07 $^{\circ}/\text{s}$
 - White noise: 0,59 $^{\circ}/\text{s}$

Příloha 3: Přijímač XbusMaster Xsens



Příloha 4: Číselná osa na posuvné lavici rotačního křesla



Příloha 5: Ukázka části for cyklu skriptu MultiRead

```
dataptrx388316 = libpointer('doublePtr', 1); %Akcelerometry
dataptry388316 = libpointer('doublePtr', 1);
dataptrz388316 = libpointer('doublePtr', 1);

dataptrxA388316 = libpointer('doublePtr', 1); %Gyroskopy
dataptryA388316 = libpointer('doublePtr', 1);
dataptrzA388316 = libpointer('doublePtr', 1);

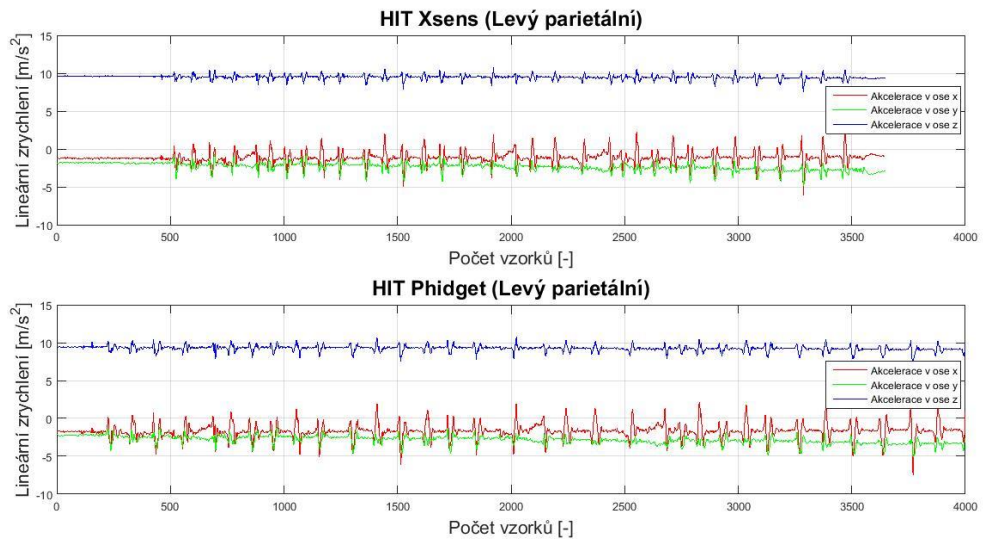
calllib('phidget21', 'CPhidgetSpatial_getAcceleration', handle388316,0, dataptrx388316); %zavolání funkce pro návrat
hodnoty akcelerace v ose x (parametr 0)
calllib('phidget21', 'CPhidgetSpatial_getAcceleration', handle388316,1, dataptry388316);
calllib('phidget21', 'CPhidgetSpatial_getAcceleration', handle388316,2, dataptrz388316);

calllib('phidget21', 'CPhidgetSpatial_getAngularRate', handle388316,0, dataptrxA388316);
calllib('phidget21', 'CPhidgetSpatial_getAngularRate', handle388316,1, dataptryA388316);
calllib('phidget21', 'CPhidgetSpatial_getAngularRate', handle388316,2, dataptrzA388316);

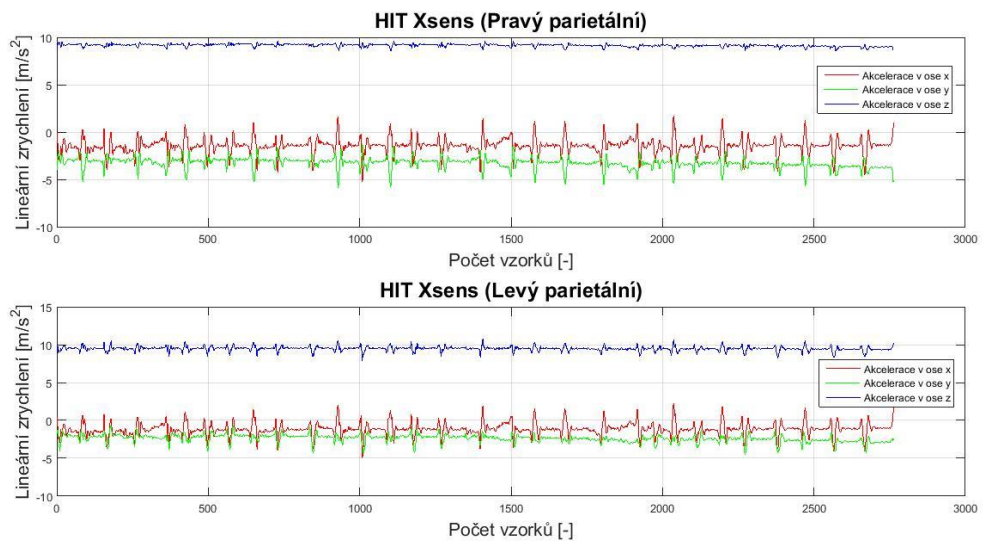
SensorValuex388316(i) = dataptrx388316.Value*9.81; % dataptrx388316.Value - vrátí hodnotu akcelerace osy x (v g)
následně přepočet na m.s-2
SensorValuey388316(i) = dataptry388316.Value*9.81;
SensorValuez388316(i) = dataptrz388316.Value*9.81;

SensorValuexA388316(i) = dataptrxA388316.Value;
SensorValueyA388316(i) = dataptryA388316.Value;
SensorValuezA388316(i) = dataptrzA388316.Value;
```

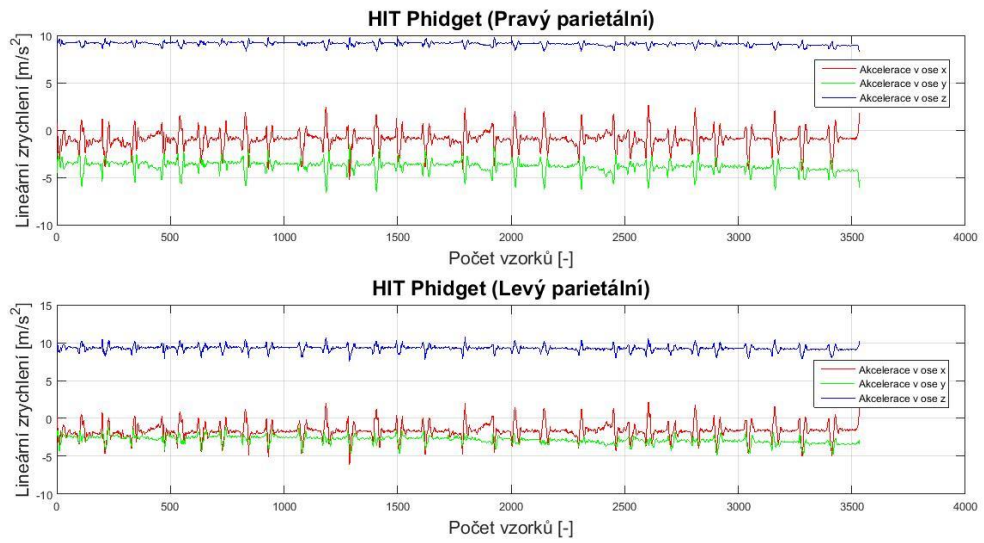
Příloha 6: Záznam HIT (počet vzorků) z pravého parietálního Xsens a pravého parietálního Phidget



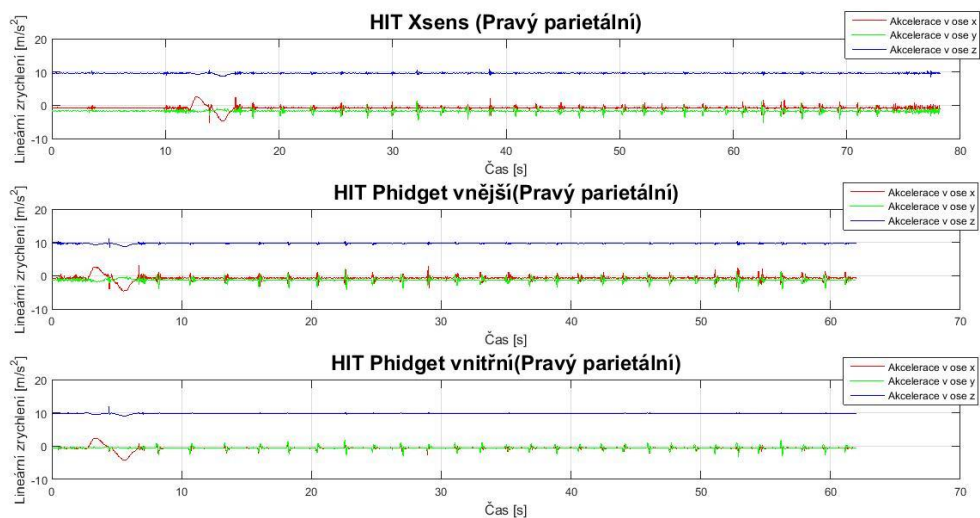
Příloha 7: Výřez nepřevzorkovaného záznamu HIT (počet vzorků) z pravého parietálního a levého parietálního Xsens



Příloha 8: Výřez nepřevzorkovaného záznamu HIT (počet vzorků) z pravého parietálního a levého parietálního Phidget



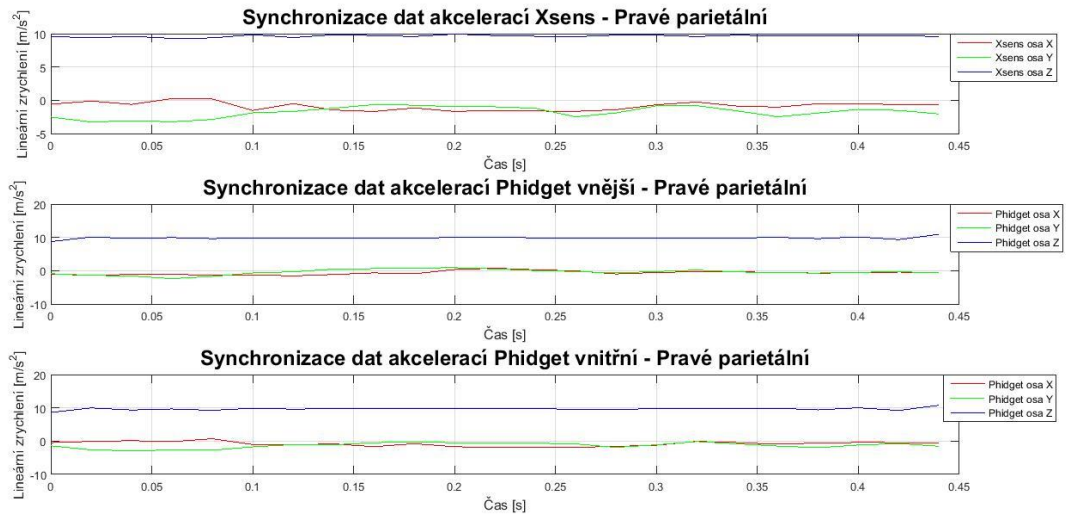
Příloha 9: Záznam HIT (v čase) z pravého parietálního Xsens, pravého vnitřního a vnějšího parietálního Phidget



Příloha 10: Tabulka korelací synchronizovaných HIT stimulů mezi jednotlivými gyro-akcelerometry Xsens a Phidget – měření probandů

proband	stimul	korelace mezi PP XSens a PP Phidget			korelace mezi PL XSens a PL Phidget			korelace mezi PP XSens a PL XSens			korelace mezi PP Phidget a PL Phidget		
		v ose x	v ose y	v ose z	v ose x	v ose y	v ose z	v ose x	v ose y	v ose z	v ose x	v ose y	v ose z
1	1	0,9915	0,9335	0,4376	0,9402	0,9644	0,7150	0,9901	0,1030	-0,3595	0,9981	0,0050	0,8302
	2	0,9574	0,9642	0,2496	0,9878	0,9860	0,7652	0,9950	-0,3961	-0,4865	0,9909	-0,3240	0,8840
	∅	0,9745	0,9489	0,3436	0,9640	0,9752	0,7401	0,9926	-0,1466	-0,4230	0,9945	-0,1595	0,8571
2	1	0,9922	0,8020	0,2440	0,9902	0,9392	0,5264	0,9955	0,4426	0,1536	0,9942	0,5713	0,7876
	2	0,9907	0,8213	0,1655	0,9898	0,9652	0,4318	0,9971	0,4101	0,0210	0,9946	0,5445	0,6560
	∅	0,9915	0,8117	0,2048	0,9900	0,9522	0,4791	0,9963	0,4264	0,0873	0,9944	0,5579	0,7218
3	1	0,9833	0,9307	-0,0194	0,9742	0,9551	0,5974	0,9734	0,5753	0,3396	0,9901	0,6561	0,9242
	2	0,9170	0,8020	0,3362	0,9101	0,9613	0,7950	0,9925	0,1074	-0,0541	0,9876	0,1557	0,3692
	∅	0,9502	0,8664	0,1584	0,9422	0,9582	0,6962	0,9830	0,3414	0,1428	0,9889	0,4059	0,6467
4	1	0,9857	0,9322	0,5609	0,9874	0,7181	0,4420	0,9971	-0,0833	-0,3844	0,9973	0,1559	0,8951
	2	0,9103	0,9438	0,4589	0,8997	0,7912	0,6124	0,9973	-0,2184	-0,2342	0,9955	0,1647	0,4489
	∅	0,9480	0,9380	0,5099	0,9436	0,7547	0,5272	0,9972	-0,1509	-0,3093	0,9964	0,1603	0,6720
5	1	0,9936	0,9662	0,3611	0,9890	0,9131	0,5482	0,9930	0,5358	-0,4340	0,9949	0,6244	0,5743
	2	0,9898	0,9332	0,3625	0,9883	0,9680	0,7206	0,9982	0,4986	-0,1325	0,9980	0,3006	0,8721
	∅	0,9917	0,9497	0,3618	0,9887	0,9406	0,6344	0,9956	0,5172	-0,2833	0,9965	0,4625	0,7232
6	1	0,9565	0,9748	0,5873	0,9886	0,8856	0,0850	0,9976	-0,4396	-0,4116	0,9972	-0,0550	0,7614
	2	0,9978	0,9815	0,6452	0,9965	0,9640	0,5319	0,9986	-0,4468	-0,3781	0,9970	-0,3420	0,5798
	∅	0,9772	0,9782	0,6163	0,9926	0,9248	0,3085	0,9981	-0,4432	-0,3949	0,9971	-0,1985	0,6706
7	1	0,9781	0,8701	0,3651	0,9786	0,9698	0,3158	0,9942	0,4070	-0,2721	0,9920	0,7103	0,9483
	2	0,9907	0,9023	0,2284	0,9915	0,9716	0,2418	0,9928	0,4458	-0,2321	0,9972	0,8096	0,9350
	∅	0,9844	0,8862	0,2968	0,9851	0,9707	0,2788	0,9935	0,4264	-0,2521	0,9946	0,7600	0,9417
8	1	0,9916	0,9666	0,4500	0,9898	0,9647	0,6036	0,9844	0,7646	0,8444	0,9842	0,7092	0,9331
	2	0,9821	0,7292	-0,0528	0,9742	0,8874	0,1124	0,9664	0,0092	0,1790	0,9966	0,1333	0,9930
	∅	0,9869	0,8479	0,1986	0,9820	0,9261	0,3580	0,9754	0,3869	0,5117	0,9904	0,4213	0,9631
9	1	0,9924	0,7940	0,1319	0,9910	0,8513	0,1433	0,9933	0,6158	-0,1567	0,9809	0,5982	0,9854
	2	0,9878	0,9818	0,3993	0,9869	0,9026	0,3412	0,9892	0,8859	0,7281	0,9851	0,6895	0,9133
	∅	0,9901	0,8879	0,2656	0,9890	0,8770	0,2423	0,9913	0,7509	0,2857	0,9830	0,6439	0,9494
10	1	0,9748	0,7627	-0,0164	0,9776	0,8907	0,0876	0,9930	0,1579	-0,0037	0,9844	0,2336	0,9940
	2	0,9681	0,7292	-0,0528	0,9741	0,8874	0,1124	0,9927	0,2120	0,0321	0,9836	0,1333	0,9930
	∅	0,9715	0,7460	-0,0346	0,9759	0,8891	0,1000	0,9929	0,1850	0,0142	0,9840	0,1835	0,9935
11	1	0,9351	0,8849	0,3173	0,9338	0,9283	0,4746	0,9975	0,3882	0,2242	0,9924	0,3672	0,8055
	2	0,9759	0,9462	0,5214	0,9704	0,9416	0,6447	0,9972	0,9303	0,2310	0,9927	0,3620	0,5951
	∅	0,9555	0,9156	0,4194	0,9521	0,9350	0,5597	0,9974	0,6593	0,2276	0,9926	0,3646	0,7003
12	1	0,9786	0,8303	-0,0423	0,9845	0,7878	0,2853	0,9881	0,4084	0,4392	0,9952	0,3984	0,9805
	2	0,9786	0,7303	-0,0423	0,9845	0,7878	0,2853	0,9972	0,4084	0,4392	0,9952	0,3984	0,9805
	∅	0,9786	0,7803	-0,0423	0,9845	0,7878	0,2853	0,9927	0,4084	0,4392	0,9952	0,3984	0,9805
13	1	0,9938	0,9609	0,1839	0,9930	0,8972	0,3074	0,9947	0,4921	-0,4613	0,9873	0,2607	0,9125
	2	0,9965	0,8531	-0,1423	0,9933	0,8993	-0,0156	0,9704	0,6469	0,1820	0,9961	0,7558	0,9650
	∅	0,9952	0,9070	0,0208	0,9932	0,8983	0,1459	0,9826	0,5695	-0,1397	0,9917	0,5083	0,9388
14	1	0,9681	0,9977	0,2068	0,9769	0,9764	0,1858	0,9961	0,8206	0,9613	0,9822	0,7146	0,9766
	2	0,8237	0,9866	0,1137	0,9222	0,9685	0,2379	0,9952	0,8542	0,7650	0,9341	0,6943	0,9798
	∅	0,8959	0,9922	0,1603	0,9496	0,9725	0,2119	0,9957	0,8374	0,8632	0,9582	0,7045	0,9782
15	1	0,9316	0,6793	0,3702	0,9582	0,3476	0,1931	0,9982	0,6074	0,3286	0,9835	0,5888	0,9753
	2	0,9813	0,6191	-0,0250	0,9923	0,8276	0,1563	0,9962	0,3950	0,0,365	0,9865	0,7054	0,9885
	∅	0,9565	0,6492	0,1726	0,9753	0,5876	0,1747	0,9972	0,5012	0,3286	0,9850	0,6471	0,9819
16	1	0,9934	0,9907	0,1475	0,9851	0,9554	-0,0245	0,9874	0,1251	0,5969	0,9833	0,0061	0,9941
	2	0,9722	0,9433	0,1007	0,9744	0,8630	0,0782	0,9667	-0,0199	0,4334	0,9922	-0,2869	0,9889
	∅	0,9828	0,9670	0,1241	0,9798	0,9092	0,0269	0,9771	0,0526	0,5152	0,9878	-0,1404	0,9915
17	1	0,9522	0,8401	0,0767	0,9806	0,9176	0,3182	0,9802	0,1470	0,0367	0,9865	0,2570	0,9422
	2	0,9525	0,7425	0,0342	0,9792	0,9096	0,2970	0,9913	0,4581	0,3047	0,9826	0,5086	0,9950
	∅	0,9524	0,7913	0,0555	0,9799	0,9136	0,3076	0,9858	0,3026	0,1707	0,9846	0,3828	0,9686
18	1	0,9404	0,7690	0,0967	0,9370	0,9622	0,3180	0,9968	0,0114	0,3505	0,9865	0,3368	0,9169
	2	0,9655	0,9787	0,0221	0,9785	0,6974	0,2977	0,9937	0,4195	-0,0620	0,9866	0,0121	0,9704
	∅	0,9530	0,8739	0,0594	0,9578	0,8298	0,3079	0,9953	0,2155	0,1443	0,9866	0,1745	0,9437
19	1	0,9945	0,8523	0,0595	0,9948	0,9045	-0,0981	0,9987	0,3361	0,3368	0,9843	0,3185	0,9720
	2	0,9581	0,8474	0,0134	0,9912	0,8901	0,3301	0,9964	0,4802	0,5014	0,9919	0,4261	0,9797
	∅	0,9763	0,8499	0,0365	0,9930	0,8973	0,1160	0,9976	0,4082	0,4191	0,9881	0,3723	0,9759

Příloha 11: Synchronizovaný záznam jednoho HIT stimulu (v čase) z pravých parietálních gyro-akcelerometrů Xsens a Phidget



Příloha 12: Tabulka korelací synchronizovaných HIT stimulů mezi jednotlivými gyro-akcelerometry Xsens a Phidget – měření fantomu

směr stimulů	měření		korelace mezi PP Xsens PP vnitřní Phidget			korelace mezi PL Xsens PL vnitřní Phidget			korelace mezi PP vnitřní a PP vnější Phidget		
	1	2	v ose x	v ose y	v ose z	v ose x	v ose y	v ose z	v ose x	v ose y	v ose z
laterální	1	1	-0,1158	0,7146	0,1614	0,0540	0,6848	0,0354	-0,3242	0,6203	0,9893
		2	-0,2294	0,8252	0,1544	0,0536	0,7538	0,1234	-0,3154	0,9174	0,9354
	2	1	-0,2448	0,8961	0,1353	0,0079	0,8916	0,1231	-0,3629	0,8224	0,9327
		2	-0,3757	0,7763	0,1064	0,0260	0,7694	0,0785	-0,7959	0,8615	0,9921
		∅	-0,2414	0,8031	0,1394	0,0354	0,7749	0,0901	-0,4496	0,8054	0,9624
mediální	1	1	-0,0005	0,8591	0,1785	0,2409	0,8526	0,0262	-0,0961	0,8720	0,9984
		2	-0,3347	0,9600	-0,1755	-0,4646	0,8966	0,0096	-0,5629	0,9190	0,9983
	2	1	-0,5394	0,8473	-0,0091	-0,2582	0,8985	0,1287	-0,5324	0,7785	0,9984
		2	-0,1040	0,8043	-0,0984	-0,2002	0,9326	-0,1311	-0,2221	0,8615	0,9985
		∅	-0,2447	0,8677	-0,0261	-0,1705	0,8951	0,0084	-0,3534	0,8578	0,9984

korelace mezi PL vnitřní a PL vnější Phidget			korelace mezi PP vnitřní a PL vnitřní Phidget			korelace mezi PP vnější a PL vnější Phidget			korelace mezi PP Xsens a PL Xsens		
v ose x	v ose y	v ose z	v ose x	v ose y	v ose z	v ose x	v ose y	v ose z	v ose x	v ose y	v ose z
0,0383	0,7408	0,9282	0,9071	0,8664	0,9900	0,7301	0,2731	0,9682	0,9768	0,1908	-0,8537
-0,1333	0,8828	0,8355	0,8137	0,6054	0,8458	0,9397	0,0078	0,2852	0,9352	-0,1041	-0,7670
-0,1100	0,9216	0,8077	0,8203	0,8478	0,9415	0,9255	0,4863	0,4504	0,9254	0,4801	-0,7027
-0,5219	0,9370	0,9416	0,9200	0,9535	0,9918	0,9479	0,7197	0,8566	0,9387	0,5532	-0,7103
-0,1817	0,8706	0,8783	0,8653	0,8183	0,9423	0,8858	0,3717	0,6401	0,9440	0,2800	-0,7584
0,0937	0,9219	0,9860	0,7242	0,7587	0,9970	0,9169	0,3702	0,9666	0,9429	0,2978	-0,1616
-0,6352	0,9488	0,9932	0,8009	0,8845	0,9981	0,8413	0,5711	0,9813	0,8297	0,3606	-0,4613
-0,4195	0,9570	0,9950	0,7466	0,6867	0,9987	0,9184	0,5137	0,9852	0,9132	0,6335	-0,3046
-0,3857	0,9276	0,9922	0,8668	0,7676	0,9989	0,9600	0,3650	0,9818	0,9509	0,6521	-0,6512
-0,3367	0,9388	0,9916	0,7846	0,7744	0,9982	0,9092	0,4550	0,9787	0,9092	0,4860	-0,3947

Příloha 13: Tabulka korelací synchronizovaných stimulů rotačního křesla mezi jednotlivými gyro-akcelerometry Xsens a Phidget

		směr rotace	korelace mezi PL vnitřní Phidget a PL Xsens			korelace mezi PL vnitřní a PL vnější Phidget		
			v ose x	v ose y	v ose z	v ose x	v ose y	v ose z
unilaterální stimulace	excentrický pravý	vpravo	0,9488	0,7330	0,9997	0,9785	0,9272	1,0000
		levá	0,9481	0,7808	0,9997	0,9796	0,9385	1,0000
	excentrický levý	pravá	0,9505	0,7511	0,9996	0,9793	0,9227	1,0000
		levá	0,9512	0,7234	0,9998	0,9802	0,9272	1,0000
bilaterální stimulace		pravá	-0,1139	0,8138	0,9999	-0,1020	0,9327	1,0000
		levá	0,9512	0,7234	0,9998	0,9802	0,9272	1,0000

Příloha 14: Záznamu z programu obsluhujícího rotační křeslo

