



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

Využití systému pro měření kinematiky pohybu vestibulárního aparátu v posturografii

Utilization of system for measuring kinematics of vestibular apparatus in Posturography

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Jakub Mejstřík

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Petr Volf

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: **Jakub Mejstřík**
Obor: Biomedicínský technik
Téma: **Využití systému pro měření kinematiky pohybu vestibulárního aparátu v posturografii**
Téma anglicky: Utilization of system for measuring kinematics of vestibular apparatus in Posturography

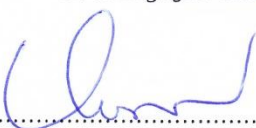
Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

V rámci vyšetření statické posturografie proveďte pilotní měření Rombergova testu za využití dvojice stabilometrických plošin Nintendo Wii Balance Board ve spojení se systémem pro měření kinematiky vestibulárního aparátu na souboru alespoň 15 probandů. Ověřte hypotézu, že amplituda výkyvu opěrných sil je v korelaci s pohybem hlavy, resp. částí vestibulárního aparátu. Vyhodnocení proveďte v prostředí Matlab

Seznam odborné literatury:

- [1] Ripka, P., Típek, A., Modern Sensors Handbook, ed. 1, John Wiley & Sons, 2010, 518 s., ISBN 9780470394892
- [2] Gonzalez, R.C., Woods, R.E., Eddins, S.L., Digital Image Processing Using MATLAB, ed. 2, Pearson Education, 2004, 620 s., ISBN 8177588982
- [3] Cappa, P., Patanè, F., Rossi, S., A Redundant Accelerometric Cluster for the Measurement of Translational and Angular Acceleration and Angular Velocity of the Head, J. Med. Devices, ročník 1, číslo 1, 2006, Srpen, 14-22 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 systému pro měření kinematiky pohybu vestibulárního aparátu v posturografii“ vypracoval samostatně. Veškerou použitou literaturu a podkladové materiály uvádím v přiloženém seznamu literatury.

V Kladně dne.....

.....

podpis

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych rád poděkoval Ing. Petru Volfovi za odbornou pomoc při měření i zpracování této práce, cenné rady a vstřícný přístup. Dále bych chtěl poděkovat všem probandům za účast při měření.

Název bakalářské práce:

Využití systému pro měření kinematiky pohybu vestibulárního aparátu v posturografii

Abstrakt:

Cílem této práce bylo ověřit hypotézu, že amplituda výkyvu opěrných sil je v korelaci s pohybem hlavy. Měření bylo provedeno v rámci statické posturografie Rombergovým testem při otevřených a zavřených očích pomocí helmy s gyro-akcelerometrickými senzory a dvojice stabilometrických plošin na souboru 17 probandů. Byla zjištěna téměř lineární závislost plochy pohybu těžiště při otevřených a zavřených očích. Mezi daty z gyro-akcelerometrických senzorů a daty ze stabilometrických plošin nebyla nalezena korelace. Analýza dat výchylek těžiště a pohybů hlavy však naznačuje možnou spojitost mezi daty, jelikož výchylky jsou shodně největší v anterior-posteriorním směru.

Klíčová slova:

Gyro-akcelerometr, Rombergův test, posturografie, korelace, pohyb hlavy

Bachelor's Thesis title:

Utilization of system for measuring kinematics of vestibular apparatus in Posturography

Abstract:

The aim of the thesis was to prove the hypothesis, that the amplitude of the sway of the supporting force is correlated with the movement of the head. Measurements in a static posturography as Romberg test with open and closed eyes, using a helmet with gyro-accelerator sensors and two balance boards, on a set of 17 probands were performed. An almost linear dependence of movement area of the center of gravity with open and closed eyes has been found. No correlation between the data from the gyro-accelerometers sensors and the data from balance boards was found. However, center of gravity displacements and head movements analysis suggests a possible link between data, because variations are consistently largest in anterior-posterior direction.

Key words:

Gyro-accelerator, Romberg test, posturography, correlation, head movement

Obsah

1. Úvod.....	2
2. Systém lidské rovnováhy	3
2.1 Rovnováha.....	3
2.1.1 Signály z očí.....	3
2.1.2 Signály z propiocepce.....	4
2.1.3 Signály z vestibulárního aparátu.....	4
3. Vestibulární aparát.....	5
3.1 Polokruhové kanálky	5
3.2 Sakulus a utrikulus	6
3.3 Integrace smyslových vjemů.....	6
4. Poruchy rovnováhy	7
4.1 Vestibulární syndrom	7
4.2 Vertigo.....	7
4.3 Benigní paroxysmální polohové vertigo	7
4.4 Vestibulární ataxie	8
4.5 Poruchy nesouvisející s vestibulárním aparátem	8
5. Posturografie.....	9
5.1 Statická posturografie.....	9
5.2 Dynamická posturografie	10
5.3 Rombergův test	10
5.3.1 Průběh vyšetření	11
5.4 Onemocnění způsobující nerovnoměrné zatížení těla.....	11
6. Metody vyšetření polohy hlavy v prostoru	13
6.1 Analýza polohy pomocí kamer	13
6.1.1 Optický systém	13
6.2 Analýza polohy pomocí gyro-akcelerometrických senzorů.....	14
6.2.1 Gyroskop.....	14
6.2.2 Akcelerometr	15
6.2.3 Analýza polohy	15
6.3 Orientace v 3D prostoru	16
7. Experimentální měření.....	18
7.1 Matematické metody.....	18
7.1.1 Korelace	18

7.1.2	Moment síly	18
7.2	Gyro-akcelerometrická helma	19
7.2.1	Senzory Xsens MTx.....	19
7.2.2	Připojení helmy k počítači	20
7.3	Stabilometrická plošina Nintendo Wii Balance Board	21
7.3.1	Připojení plošin k počítači	22
7.3.2	Seznámení s aplikací Stabilometrie	22
7.4	Protokol měření.....	23
7.5	Zpracování naměřených dat	24
7.6	Dotazník k měření	25
7.7	Průběh měření	26
7.7.1	Testování funkčnosti algoritmu	26
8.	Výsledky	28
8.1	Plošiny.....	28
8.2	Gyro-akcelerometry	33
8.3	Závislost mezi daty z gyro-akcelerometrů a daty z plošin.....	39
9.	Diskuze	40
10.	Závěr	42
	Seznam použité literatury	43
	Seznam obrázků.....	47
	Seznam tabulek	48
	Seznam příloh	49

Seznam symbolů a zkratk

BPPV – Benigní paroxysmální polohové vertigo

COM – Centrum tělesné hmotnosti (center of mass)

COP – Centrum tlaku (center of pressure)

SD – Směrodatná odchylka (standard deviation)

EKG – Elektrokardiografie

1. Úvod

Schopnost chůze a držení rovnováhy je pro člověka velmi složitý proces. Díky vysokému těžišti a malé nosné ploše chodidel je chůze komplexní úloha pro organismus a z tohoto důvodu je tělo vybaveno mnoha senzomotorickými systémy, které slouží k udržení rovnováhy. Příkladem může být schopnost chůze u dětí, která se objevuje až po několika měsících věku, na rozdíl např. od zvířat, která chodí po čtyřech nohách hned od narození. Z tohoto důvodu využívají děti chůzi po čtyřech, která je méně náročná a kde mají níže posazené těžiště.

Posturografie je jedna ze základních metod vyšetření poruch rovnováhy a ve své práci se ji snažím doplnit o další informace, které by lékaři pomohly ke stanovení správné diagnózy. Někteří lidé mohou mít problém např. pouze s rovnováhou horní poloviny těla, kterou vyrovnávají dolními končetinami. Jiní mohou mít problém opačný, kdy nerovnováhu dolních končetin kompenzují horní polovinou těla. Proto je důležité využít systém, vyšetřující obě části těla najednou.

Nejčastějšími pacienty s poruchou rovnováhy jsou starší lidé, kteří už mají ochablé svalstvo a jakýkoliv pád pro ně znamená možnou zlomeninu a následnou drahou léčbu. V současné době se pro diagnostiku poruch rovnováhy používají Motion capture systémy, snímající pomocí kamer markery připevněné na těle. Tato metoda je ale příliš nákladná a jiný systém, který by spojil měření horní poloviny těla (hlavy) a dolních končetin najednou, se doposud nevyužívá.

Ve své práci využiji spojení gyro-akcelerometrické helmy s dvojicí stabilometrických plošin, které doposud nebylo použito, přičemž by mohlo pomoci lidem v domácí rehabilitaci nebo i diagnostice poruch rovnováhy. Tento systém, který využívá helmy s gyro-akcelerometry, umožňuje měření v souřadnicovém systému vestibulárního aparátu, což zajišťuje jeho univerzalitu. Cílem této práce je zjistit, zda je pohyb opěrných sil závislý na pohybu hlavy a naopak. Předpokládáme, že plocha těžiště bude větší se zavřenými očima, než s očima otevřenými. A dále je pravděpodobné, že větší náklon hlavy bude způsobovat také větší výchylku těžiště, což budeme ověřovat.

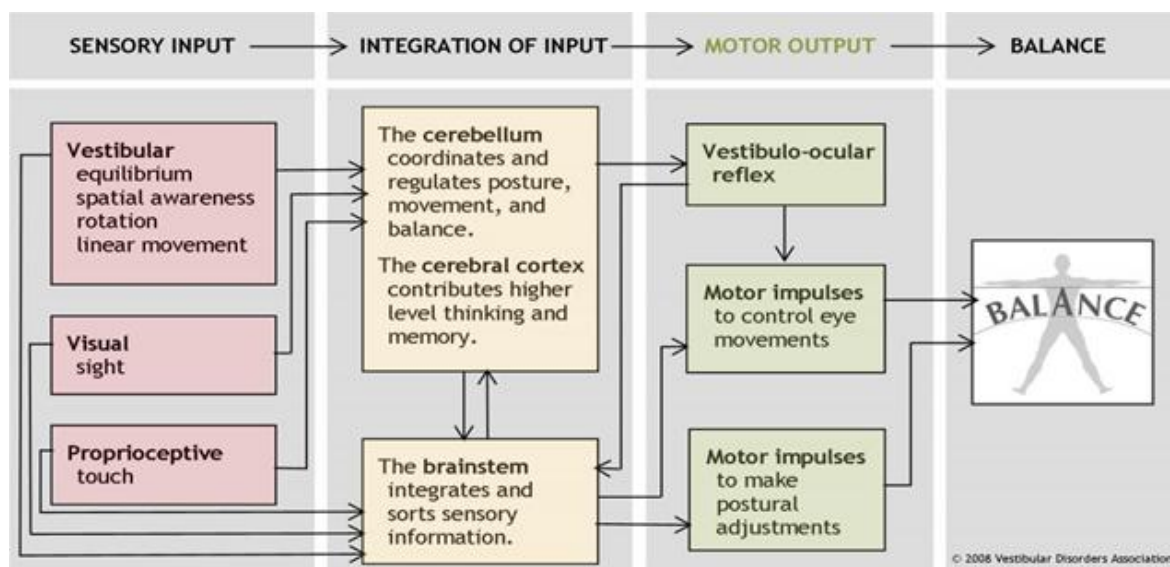
2. Systém lidské rovnováhy

Pro většinu lidí je chůze po cestě, přechod z chodníku na trávu nebo vstávání z postele uprostřed noci bezproblémová a běžná záležitost. S poruchou rovnováhy ale může být tato činnost velmi únavná, v některých případech i nebezpečná. Mezi příznaky, které doprovázejí nerovnováhu, patří závratě, problémy zraku a vestibulárního aparátu, vertigo, někdy také problémy s pamětí a koncentrací [1].

2.1 Rovnováha

Rovnováha je schopnost udržovat těžiště těla nad jeho základnou. Správně fungující systém rovnováhy umožňuje lidem určit orientaci s ohledem na zemskou gravitaci, určovat směr a rychlost pohybu a provést automatické posturální nastavení držení těla a stability při různých aktivitách a za různých podmínek [2].

Držení rovnováhy je dosaženo a udržováno pomocí komplexního souboru kontrolních senzomotorických systémů, které zahrnují smyslové vjemy z očí, propiocepci a vestibulární aparát (obr. 1). Tyto tři zdroje zasílají informace do mozku ve formě nervových impulzů ze speciálních nervových zakončení zvaných smyslové receptory [1].



Obr. 1. – Systém udržení rovnováhy [1]

2.1.1 Signály z očí

V sítnici jsou senzorické receptory – tyčinky a čípky. Když na ně dopadne světlo, pošlou impulzy do mozku, který identifikuje, jak je člověk orientovaný vzhledem k jiným objektům. Při zavřených očích je udržení rovnováhy mnohem obtížnější úkol, což může platit i při některých vadách zraku. Takovými poruchami může být např. slabozrakost, zákal, dvojitě vidění nebo nystagmus [1, 3].

Světová zdravotnická organizace nevidomých uvádí, že na světě žije 150 miliónů lidí, které mají těžké zrakové postižení. Dioptrické brýle nosí většina dospělých, ale o vážném zrakovém postižení se dá mluvit, až když brýle nepomohou zrakovou vadu korigovat [3].

1. Slabozrakost je nevratný pokles zrakové ostrosti přibližně na polovinu. Slabozrací lidé mají zúžené zorné pole pod 10° , obtížně poznají tvář druhé osoby, její vzdálenost, či přibližný věk. Mají zkreslené představy o okolním světě a často díky tomu můžou ztratit rovnováhu [3].
2. Šedý zákal je oční vada, kdy pacient přes čočku vidí jako přes špinavé sklo. Má zamlžené, neostré vidění, barvy nejsou syté a při pohledu jedním okem má dvojitě vidění. Proto lidé postižení touto chorobou mají s rovnováhou také problémy [4].
3. Nystagmus je rytmický kmitavý pohyb očí do stran nebo nahoru a dolů. Většina lidí s nystagmem má také špatný zrak. V současné době je to nejčastěji hodnocený pohyb očí, který je často využíván k diagnostice poruch rovnováhy a vestibulárního aparátu [5].

2.1.2 Signály z propiocepce

Proprioceptivní informace z kůže, svalů a kloubů zahrnuje smyslové receptory, které jsou citlivé na roztažení nebo tlak v okolních tkáních. Např. při náklonu těla dopředu je zvýšený tlak na přední části chodidel. S každým pohybem tak posílají receptory impulzy do mozku [1, 6].

Nejdůležitější senzory jsou na krku a na kotnících. Z krčních sensorů jde informace o směru, ve kterém je otočena hlava. Z kotníkových signálů potom informace o pohybu nebo povrchu, po kterém jdeme (tvrdý, měkký, kluzký...) [1, 6].

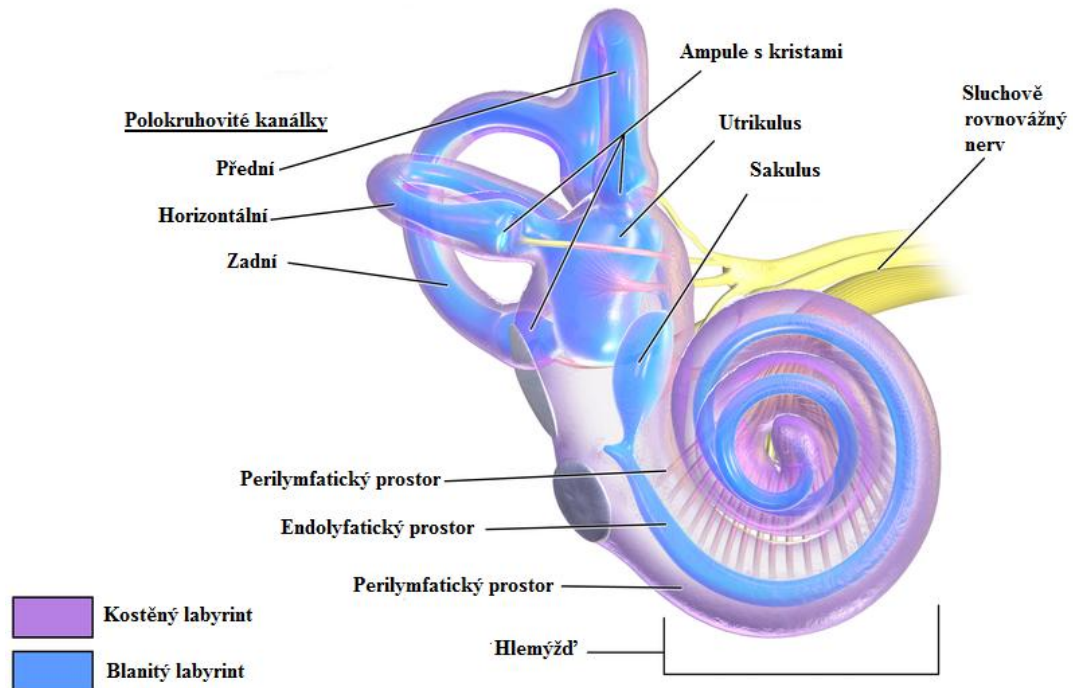
Při měření můžeme signály z propiocepce určitým způsobem zmást, např. pokud budeme naklánět podložku, na které pacient stojí, viz kap. 5.1.

2.1.3 Signály z vestibulárního aparátu

Smyslové informace o pohybu, rovnováze, a prostorové orientaci zajišťuje vestibulární aparát, který obsahuje v každém uchu kulovitý váček (sakulus), vejčitý váček (utrikulus), a tři polokruhovitě kanálky. Sakulus a utrikulus detekují lineární zrychlení. Trojice polokruhovitých kanálků, které detekují úhlové zrychlení, jsou k sobě navzájem kolmé a jsou naplněné tekutinou, tzv. endolymfou. Při otáčení hlavy ve směru některého kanálku v ní z důvodu setrvačnosti zůstává endolymfa a vyvíjí tak tlak na smyslovém receptoru kanálku. Receptor následně posílá impulzy o pohybu do mozku. Když vestibulární aparát na obou stranách hlavy funguje správně, pošlou se do mozku (v klidu nebo rovnoměrném pohybu) symetrické impulzy [1,7].

3. Vestibulární aparát

Vestibulární aparát je smyslový orgán, který se podílí na udržování rovnováhy hlavy a těla v prostoru. Nachází se u obratlovců v labyrintu vnitřního ucha v kosti skalní a je tvořen labyrintem kostěným a blanitým. Vyvíjí se v embryonálním období z ušní plakody a celý systém je uvnitř vyplněn tekutinou (endolymfou – její složení je podobné intracelulární tekutině). Blanitý labyrint je uzavřen v labyrintu kostěném a zvenku je omýván perilymfou [8].



Obr. 2. – Vestibulární aparát
Upraveno z [9]

3.1 Polokruhové kanálky

Tři polokruhové kanálky, které jsou k sobě navzájem kolmé a jsou tedy uspořádané ke třem rozměrům prostoru, tvoří kinetické čidlo. Vyhodnocují polohu hlavy při jakémkoliv pohybu ve všech směrech kývání, naklánění na stranu či otáčení.

Polokruhové kanálky, které u člověka rozeznáváme:

1. přední polokruhový kanálek (canalis semicircularis anterior), který se vyklenuje kolmo na podélnou osu skalní kosti
2. zadní polokruhový kanálek (canalis semicircularis posterior), který je rovnoběžný s podélnou osou skalní kosti
3. boční polokruhový kanálek (canalis semicircularis lateralis), vystupující bokem mezi dvěma předchozími kanálky [10]

Kanálky jsou naplněné endolymfou a na začátku každého z nich je lahvicovitá rozšířenina – ampula. Odtud kanálek vybíhá a polokruhovitě se stáčí zpět do vejčitého váčku. Centrum vnímání rovnováhy je v ampulách. Vlásokové buňky tvoří v ampulách tzv. krusty, kolem kterých je obal z mukopolysacharidů (kupula), a jejich buňky jsou schopny detekovat úhlové zrychlení. Při pohybu hlavy se dá do pohybu i endolymfa, která vychyluje kupulu a díky tomu dochází k podráždění vláskových buněk. Ty reagují změnou membránového potenciálu – depolarizací, která se poté přenáší na buňky sluchově rovnovážného nervu, pomocí kterého se převede informace do mozku. Proto jsou kanálky důležitou částí vestibulárního aparátu [11].

3.2 Sakulus a utrikulus

Utrikulus neboli vejčitý váček je párový orgán, který je tvořen shlukem vláskovitých buněk tvořících epitel – tzv. makula. Funkcí vejčitého váčku je detekce lineárního zrychlení či zpomalení hlavy nebo např. vnímání gravitace [12].

Sakulus (kulovitý váček) je menší, než utrikulus, ale jeho skladba a funkce je velmi podobná. Zatímco utrikulus reaguje převážně na úklony hlavy, sakulus reaguje hlavně na pohyby ve vertikální ose [10, 13].

3.3 Integrace smyslových vjemů

Informace o rovnováze ze smyslových vjemů – zraku, propriocepce a z obou stran vestibulárního aparátu jsou posílány do mozkového kmene. Tam jsou řešeny a integrovány pomocí naučených informací. Ty poskytnou mozečku, což je koordinační centrum mozku, a mozkové kůře (centrum myšlení a paměti). Mozeček poskytuje informace o automatických pohybech, které byly získány prováděním těchto pohybů v minulosti. Např. při tréninku tenisového podání se tenista učí optimalizaci rovnováhy během tohoto pohybu. V mozkové kůře jsou obsaženy dříve naučené informace a zkušenosti; např. že ledové chodníky jsou kluzké a pro bezpečnou chůzi musíme použít jiný styl pohybu. Při smyslové integraci vysílá mozkový kmen impulzy do svalů, které ovládají pohyb očí, hlavy a krku, trupu a nohou, což člověku umožňuje udržovat rovnováhu při pohybu [1].

Poranění, onemocnění, či proces stárnutí však může jednu ze složek ovlivnit a stabilitu narušit.

4. Poruchy rovnováhy

Jak již bylo zmíněno, rovnováha závisí na propiocepci, vestibulárním a zrakovém aparátu, jejichž signály se dále zpracovávají v mozečku, mozkovém kmeni a bazálních gangliích. Pokud jakákoliv z těchto částí přestane fungovat, dojde ke specifické poruše rovnováhy, kterou můžeme určit klinickým vyšetřením. Poruchy jsou subjektivně vnímány jako pocity houpání, točení či motání. Jejich délka je většinou několik minut, ale mohou trvat až několik dní. Mezi nejrozšířenější poruchy rovnováhy patří vertigo, benigní paroxysmální polohové vertigo (BPPV), či ataxie [14].

4.1 Vestibulární syndrom

Vestibulární syndrom se dělí na tři typy. Periferní (harmonický), centrální (disharmonický) a smíšený. U periferního typu se většinou jedná o rotační typ závratí, kde je nystagmus horizontálně rotační. Při iritační lézi je směr spontánního nystagmu k nemocné straně a většinou brzy přechází do léze zánikové, kde je směr spontánního nystagmu ke straně zdravé. Takovéto poruchy úzce souvisí s pocitem vertiga, který je vždy doprovází. Tonické úchyly jsou vždy opačným směrem, než je směr nystagmu. U tohoto typu se závratě objevují nejčastěji v záchvatech a mohou trvat až několik hodin [7].

Disharmonický typ je doprovázen nejistotou při chůzi i ve stoje či poruchami vidění. Na rozdíl od periferního typu tyto závratě mění charakter i délku trvání [15].

4.2 Vertigo

Vertigo je porucha rovnováhy, která se projevuje pocitem otáčení okolního prostředí a je problémem pacientů všech věkových kategorií. Pacienty bývá porucha vnímána jako houpání na houpačce, motání, či táhnutí do strany. V některých případech může docházet také k nezaostření zraku při rychlých pohybech hlavou nebo k tonickým úchyly končetin. Příčinou vertiga bývá nejčastěji dysfunkce periferního nebo centrálního vestibulárního systému a doprovází ho nevolnost, zvracení, pobledlost [16].

Pokud má vertigo periferní původ, vzniká nesymetrickou funkcí labyrintů nebo vestibulárních nervů. Při symetrickém postižení obou labyrintů dochází k vestibulární ataxii. Pro odstranění vertiga se používají různé terapie, eventuálně i léky [16, 17].

4.3 Benigní paroxysmální polohové vertigo

BPPV je forma závratě, která vzniká několik sekund po náhlém pohybu hlavy a je vůbec nejčastější formou vertiga (17 %). Mezi hlavní příznaky patří kromě závratě také mdloby, nerovnováha a obtížná chůze, nevolnost a bolesti hlavy. Intenzita BPPV se rychle mění a doba trvání se pohybuje od jednotek do desítek sekund. Příčinou může být poranění hlavy, infekce (např. vestibulární neuritida) nebo porucha utrikulu. Nejčastěji bývají postiženy ženy ve středním věku. Léčba tohoto onemocnění pomocí léků není příliš úspěšná, ale lze ho vyléčit pomocí specifických cvičení a manévrů [18, 19].

4.4 Vestibulární ataxie

Ataxie je porucha hybnosti, která se projevuje špatnou koordinací a nesouvislostí pohybu. Bývá způsobena onemocněním nervového systému a pacient při zavřených očích neodhadne své pohyby nebo si nedá prst na špičku nosu. Vestibulární ataxie se neprojevuje vleže, ale jen při stožení nebo chůzi. Zhoršení rovnováhy, které nastane při zavření očí, se nazývá Rombergův příznak, kterým se dále budu zabývat ve své práci [20, 21].

4.5 Poruchy nesouvisející s vestibulárním aparátem

Poruchy rovnováhy nemusí být zapříčiněny pouze dysfunkcí vestibulárního aparátu, ale může je způsobit i mnoho dalších onemocnění. Jak jsem již zmínil, rovnováhu lidského těla je dosahováno systémem tří zdrojů a kromě vestibulárního aparátu je to také zrak a propriocepce. Jejich poruchy jsou tedy další příčiny nerovnováhy [1, 22].

Nerovnováha může nastat také např. při nedostatečném zásobení mozku kyslíkem, kardiovaskulárních, hematologických nebo metabolických poruchách, někdy se může objevit i u poruch psychiatrických. Častý výskyt pozorujeme také u lidí s parkinsonským syndromem. Další příčinou nerovnováhy jsou někdy posttraumatické závratě. Kromě postižení periferního vestibulárního aparátu mohou být způsobeny také poraněním krční páteře nebo pohmožděním mozkového kmene. Stejně tak do možných příčin patří i tumory. Např. tumory zadní jámy uložené v hemisféře způsobují hemiataxi končetin, někdy i nystagmus a vertigo [22].

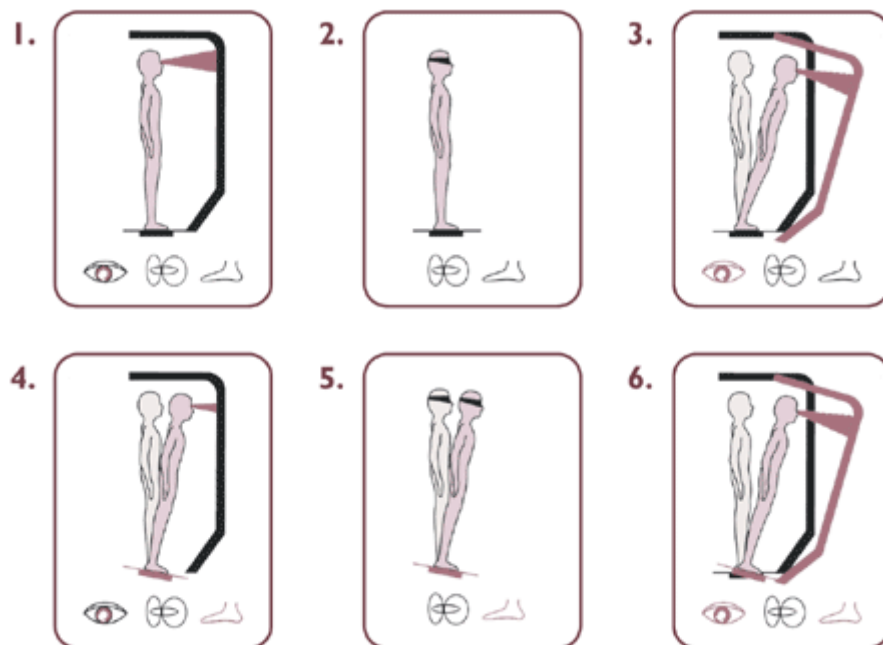
Obecně platí, že závrat' je velmi nepříjemný pocit a je důležité včasné lékařské vyšetření. Základem úspěšné léčby je totiž odhalení konkrétní příčiny potíží. Provádí se klinické otoneurologické vyšetření, měření krevního tlaku, krevního obrazu, někdy elektrokardiografie (EKG) a případně biochemické vyšetření (glykémie apod.). Léčba se potom dá rozdělit na farmakoterapii (léčba pomocí léků), psychoterapii, případně fyzioterapii. Farmakoterapie se využívá u akutních stavů, psychoterapie a fyzioterapie u chronických stavů [22, 23].

5. Posturografie

Posturografie je obecný název, který zahrnuje techniky užívané pro měření posturální stability na statické nebo dynamické měřicí plošině. Jedním z měřených parametrů je také plocha polohy těžiště. Pro vytvoření „obálky“ souřadnic polohy těžiště je možné v Matlabu použít např. funkci `convhull`, kterou využívají v člancích i Wollseifen, T. [24], Kutílek, P., [25], Schubert, P. [26]. Proto jsem se rozhodl ji využít také.

5.1 Statická posturografie

U statické posturografie se snažíme zachytit pohyb těžiště pacienta při stání na měřicí plošině. Je to objektivní metoda nezatížená subjektivní interpretací a výsledky pak pomohou k přesnějšímu hodnocení poruchy rovnováhy. Pro lepší analýzu umožňuje tato metoda separaci somatosenzorických a vizuálních vjemů od vjemů vestibulárních, viz obr. 3. Vyšetřením pomocí statické posturografie se budu dále zabývat ve své práci.



Obr. 3. – Různé metody při vyšetření pacienta, (1) pacient má otevřené oči a stojí na pevné plošině, (2) zavřené oči na pevné plošině, (3) otevřené oči na pevné plošině, ale naklání se protější stěna, (4) otevřené oči na naklánějící se plošině, (5) zavřené oči na naklánějící se plošině, (6) otevřené oči na naklánějící se plošině při náklonu stěny [27]

5.2 Dynamická posturografie

Posturografie dynamická na rozdíl od statické zahrnuje metodiku stoje a chůze (dynamický pohyb) v předem definovaných testech. Tato metoda zahrnuje:

1. kvantifikaci informačních vstupů z vestibulárního, vizuálního a somatosenzorického systému
2. kvantifikaci centrálních integračních mechanismů výběru, který funkčně odpovídá smyslu orientace
3. kvantifikaci funkčně přiměřené pohybové strategie při různých kontrolovaných úkolech
4. kvantifikaci motorických výstupních mechanismů

Výhodou dynamické posturografie je možnost rozlišení jednotlivých lézí u poruch rovnováhy a rozpoznání periferního a centrálního syndromu. U neurologických vyšetření můžeme též oddělit motorickou a senzorickou složku posturální nestability [28, 29].

5.3 Rombergův test

Tento test je běžná součást neurologického vyšetření, je vhodným nástrojem pro diagnostiku smyslové ataxie a nabízí významnou možnost zjištění patologie propioceptivní dráhy. Včasné odhalení příčin je velmi důležité, protože mohou být odstranitelné a jejich léčba může zabránit trvalé dysfunkci a invaliditě. Přesné a citlivé prostředky pro měření stupně nerovnováhy způsobené závratí nebo poraněním hlavy jsou v medicíně používány již od první poloviny 19. století [30].

Rovnováha je definována jako stav, ve kterém jsou všechny působící síly navzájem vyrušeny, což má za následek stabilní vyvážený systém. Je zajištěna prostřednictvím smyslové informace z vestibulárního aparátu, zraku a propiocepce. K udržení rovnováhy stačí pouze dva z nich. Pacient, který má problém s propiocepcí, může tedy stále udržovat rovnováhu tím, že tyto nedostatky kompenzuje zrakem a vestibulárním aparátem. Dorsální sloupce v míše (fasciculus gracilis a cuneatus) odpovídají za provádění propiocepce, přenášení do vyšších center (mozkový kmen, thalamus, parietální kůra) pro udržování koordinace. V Rombergově testu stojí pacient vzpřímeně a má zavřené oči. Ztráta rovnováhy je znamením Rombergova příznaku [31].

Rombergův test byl poprvé popsán roku 1846 pro stav tabes dorsalis (onemocnění centrálního nervového systému, zejm. míchy, které je součástí třetího stadia syfilis neurolues). Před provedením tohoto testu je nutné testovat další aspekty rovnováhy pacienta, aby se vyloučila možnost zkreslujících faktorů, které by mohly vést k falešně pozitivnímu testu [32].

5.3.1 Průběh vyšetření

Test se provádí následujícím způsobem:

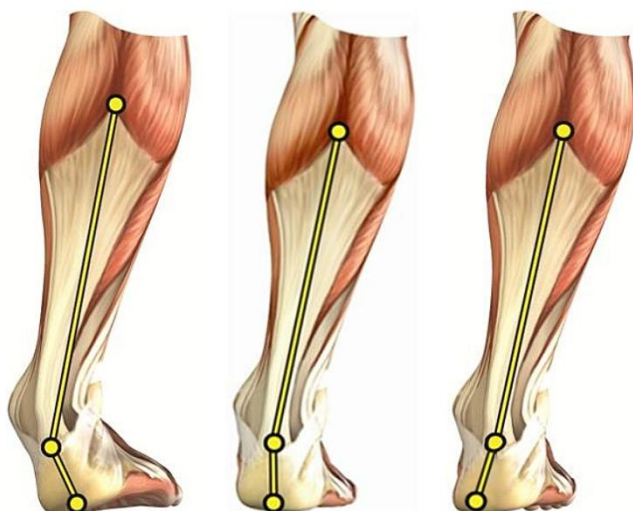
- Pacient si sundá boty a stoupne si nohama k sobě. Ramena má v rovině nebo mírně předkloněná.
- Lékař požádá pacienta, aby stál rovně s otevřenýma očima a poté, aby je zavřel. Pacient se snaží udržet rovnováhu. Z bezpečnostních důvodů je nutné, aby lékař stál v blízkosti pacienta a případně zabránil možnému zranění v případě, že pacient rovnováhu neudrží. Při zavření očí by pacient neměl být rušen světelnými, zvukovými nebo jinými signály, aby neměly vliv na výsledek testu.
- Při testu se počítá čas, který je pacient schopen udržet rovnováhu, když má zavřené oči [32, 33].

5.4 Onemocnění způsobující nerovnoměrné zatížení těla

Kromě poškozeného vestibulárního aparátu, zraku nebo propriocepce mohou mít na rovnováhu a rovnoměrné zatížení těla vliv různá další onemocnění. Patří mezi ně např. nesprávné zakřivení nebo vychýlení páteře, pronace a supinace nohou.

Metodou pro zjištění pronace nebo supinace chodidla za pomoci plošiny by mohla být také termografie, viz příloha 7. Dané využití v praxi jsem však nenalezl.

1. Páteř má v obvyklém (zdravém) případě několik fyziologických zakřivení. Jedná se o krční a bederní lordózu a hrudní a křížovou kyfózu. Lordóza je zakřivení páteře směrem dopředu, což je tvar páteře vhodný pro vzpřímenou chůzi. Hyperlordóza je stav, při kterém je toto prohnutí větší, než fyziologické. Příčinou je ve velkém množství případů obezita, nedostatek pohybu, případně nevhodné pohybové zvyky [34].
2. Kyfóza je zakřivení páteře směrem dozadu, ale užívá se tento termín i u její patologie, tedy většímu prohnutí, než je fyziologické. Příznakem jsou „kulatá záda“, bolesti krční páteře, někdy i potíže s dýcháním. Příčina je opět hlavně v pohybových zvyklostech, špatném cvičení a nedostatku sportu [35].
3. Skolióza páteře je nemoc, která se může objevit v každém věku a její odstranění je záležitost na velmi dlouho. Jedná se o patologické vychýlení páteře do strany a bývá tedy častým důvodem nerovnoměrného zatěžování dolních končetin. Příčina skoliózy není jasně známa, ale hlavní roli hrají genetické faktory. Toto onemocnění se objevuje i v kombinaci s předchozími a může vzniknout lordoskolióza nebo kyfoskolióza [36].
4. Pronace a supinace jsou rotace končetin (v našem případě budeme uvažovat pouze dolní končetiny). U pronace se chodidlo při došlapu vychyluje na vnitřní stranu a u supinace naopak na vnější, viz obr. 4. Oba typy došlapů jsou velmi nezdravé a je třeba je kompenzovat vhodnou obuví [37].



PRONACE – nadměrná pronace NEUTRÁL – neutrální došlap SUPINACE – nedostatečná pronace

Obr. 4. – Pronace a supinace na dolní končetině v porovnání s normálním došlapem [38]

6. Metody vyšetření polohy hlavy v prostoru

Existuje několik možných způsobů jak měřit polohu hlavy nebo celého těla v prostoru (magnetické, mechanické, akustické a další systémy). Mezi dva nejčastěji používané patří sledovací systémy pro analýzu pohybu pomocí kamer a pomocí gyro-akcelerometrických senzorů.

6.1 Analýza polohy pomocí kamer

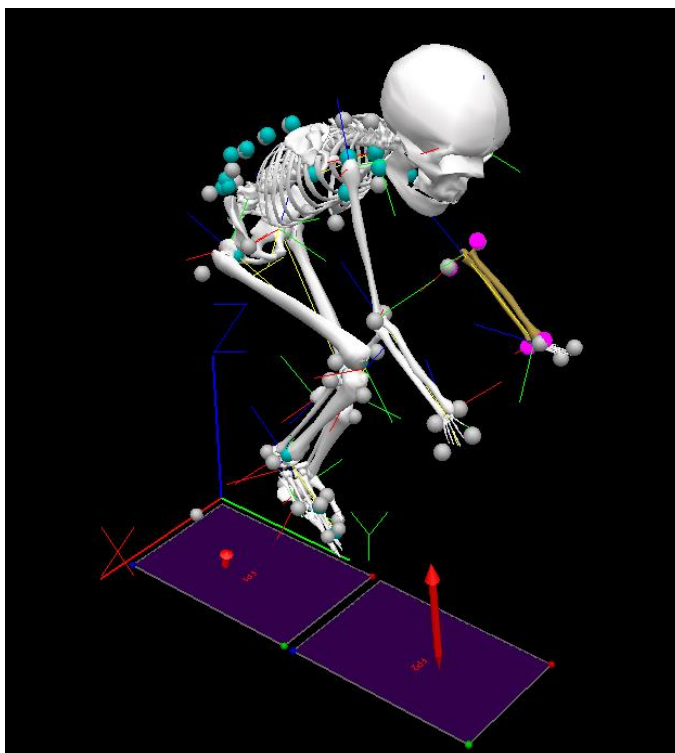
Pro tuto technologii se používá termín Motion capture a lze pomocí ní nahrát pohyb objektu a počítačově převést na digitální model. Tato technologie byla dříve užívána hlavně ve filmovém nebo herním průmyslu, ale v poslední době se začíná využívat i ve zdravotnictví k analýze pohybu nebo hodnocení vývoje rehabilitace pacientů. Pomocí Motion capture vědci mohou poměrně rychle, jednoduše, přitom velmi detailně zaznamenat polohu a pohyb celého těla. Mezi nejčastěji využívaný systém pro snímání pohybu patří systém optický [39].

6.1.1 Optický systém

Optický systém je velmi flexibilní a přesný, používá se tedy u případů, kde jsou nejvyšší nároky na kvalitu záznamu. Sledovaný objekt má na sobě odrazové kuličky – markery, které odrážejí světlo z infračervených diod (jsou součástí kamer) zpět. Díky tomu se zjistí poloha daného markeru vůči kameře. Platí, že čím více kamer se použije, tím kvalitnější a přesnější záznam můžeme vytvořit, ale pro přesné určení polohy markeru jsou zapotřebí alespoň dvě kamery. Každá kamera vidí objekt z jiného úhlu, který je zanesen v systému, a pomocí techniky fotogrammetrie můžeme zjistit, kde se v daném okamžiku který marker nachází [40]. Mezi výrobce těchto systémů patří např. Vicon, Qualisys nebo Optitrack.

Vicon je již od roku 1980 přední developer produktů a služeb Motion capture pro výzkumný, zábavní a strojírenský průmysl. Cílem této společnosti je stálé rozvíjení přesnosti záznamu. Používat se může ke sledování rychle se pohybujících letadel nebo např. k analýze pohybu budov v rámci největšího světového simulátoru zemětřesení [41].

Qualisys je švédská společnost, která se také zabývá analýzou pohybů a technologií Motion capture. Platforma je založena na optickém snímání pohybu s pomocí pasivních i aktivních markerů a je určena pro nejnáročnější prostředí. Využití našla v lékařství (k prevenci zranění), zlepšuje výkonnost v biomechanice apod. [42].



Obr. 5. – Analýza polohy těla pomocí markerů

6.2 Analýza polohy pomocí gyro-akcelerometrických senzorů

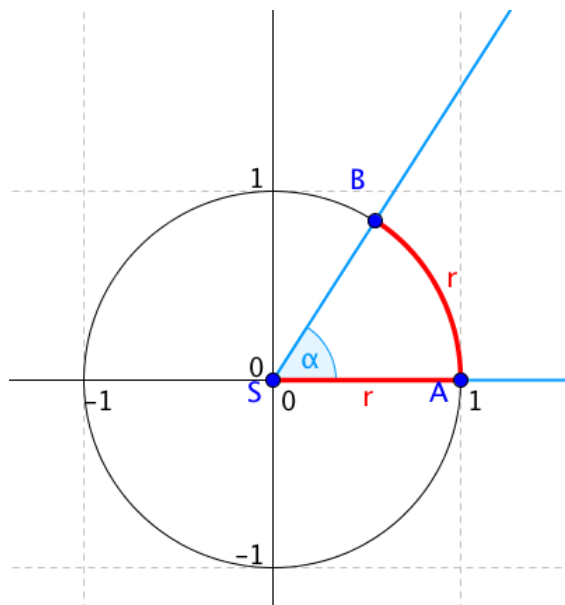
6.2.1 Gyroskop

Gyroskopem prakticky můžeme nazvat jakékoliv těleso, které má tendenci zachovávat svou osu rotace díky svému momentu setrvačnosti. Je to tedy volný rotační setrvačnick. Má šest stupňů volnosti a velmi nízké ztráty energie (malé tření) [43]. Ve vestibulárním aparátu funkci gyroskopu zabezpečují polokruhovitě kanálky.

Pomocí gyroskopů zjistíme úhlovou rychlost, což je fyzikální veličina, která popisuje otáčivý pohyb tělesa a vyjadřuje změnu dráhy v obloukové míře. Udává se v radiánech za sekundu a značí se písmenem „ ω “. Pokud bychom chtěli vypočítat ještě úhlové zrychlení, museli bychom úhlovou rychlost derivovat podle času (v Matlabu funkce *diff*).

Jak jsem již zmínil, úhlová rychlost se udává v radiánech za sekundu. Radián je bezrozměrná odvozená jednotka SI soustavy, která se užívá při měření velikosti úhlů a značí se „rad“. Definiuje se pomocí jednotkové kružnice, kde jeho velikost odpovídá středovému úhlu oblouku, jehož délka je rovna poloměru daného oblouku, viz obr. 6 [44]. Úhlová rychlost se ale může udávat také ve stupních (deg) za sekundu, je tedy důležité znát mezi těmito jednotkami přepoččet. Celá kružnice má 360° nebo $2 \cdot \pi$ rad. Po základních matematických úpravách tedy dostaneme vztah:

$$deg = rad \cdot \frac{180^\circ}{\pi} \quad (1)$$



Obr. 6. – Jednotková kružnice s vyznačeným úhlem jeden radián [44]

6.2.2 Akcelerometr

Akcelerometr naopak zjišťuje zrychlení, tedy charakteristiku pohybu, která popisuje změnu rychlosti tělesa v čase. Zrychlení je vektorová fyzikální veličina, jenž kromě změny udává také směr, a můžeme ho určit derivací rychlosti podle času. Zrychlení se značí písmenem „a“, jednotkou je metr za sekundu na druhou.

V dnešní době bývá akcelerometr využíván např. k stabilizování obrazu u fotoaparátů nebo k detekci orientace u mobilních telefonů. Ve vestibulárním systému zastávají tuto funkci sakulus a utrikulus [12].

Existuje mnoho typů gyro-akcelerometrických senzorů. Příkladem jsou senzory InertiaCube3, 3d-Bird, PhidgetSpatial.

Senzory InertiaCube3 mají nízký profil, robustní hliníkové pouzdro, které umožňuje snadnou integraci do každého sledovaného zařízení. Disponují rozsahem 360° s přesností 1° . Mají nastavitelné výstupní filtry a rotační citlivost, vzorkovací frekvenci 200 Hz a maximální úhlovou rychlost $1200^\circ/\text{s}$ [45].

Senzorů PhidgetSpatial je několik druhů, které se liší svojí přesností, ale také cenou. Ta se pohybuje od 40 amerických dolarů (PhidgetSpatial 1041_0) až do 140 dolarů (PhidgetSpatial 1044_0) [46].

6.2.3 Analýza polohy

Tato metoda využívá gyroskopů a akcelerometrů a pomocí mikropočítače vyhodnocuje data z měřicí jednotky. Sledovaný objekt má na sobě při měření umístěné senzory a dostáváme díky nim informaci o kinematických veličinách – rychlost, zrychlení a poloha. Zrychlení pohybu objektu a gravitační zrychlení jsou zaznamenávány pomocí akcelerometrů. Protože je prakticky nemožné udržet polohu ve směru zrychlení, musíme použít také gyroskopy, které se používají k zjištění rotačního pohybu – náklonu. Všechny volné objekty v prostoru mají šest stupňů volnosti, proto se systém skládá ze tří

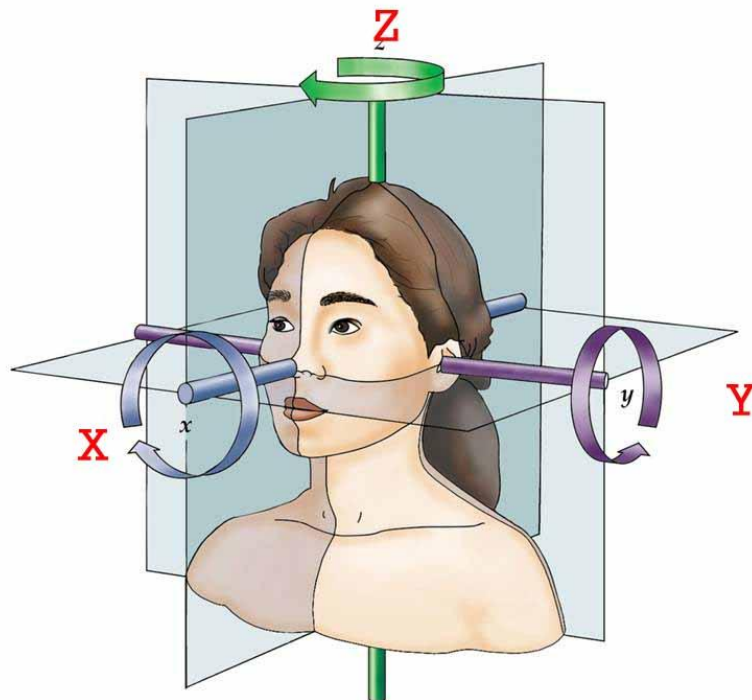
akcelerometrů a tří gyroskopů. Každá dvojice je pak schopna zaznamenávat rotaci a zrychlení ve směru jedné osy, které jsou na sebe kolmé [47].

Tuto metodu budu využívat při měření ve své práci a to při použití gyroakcelerometrické helmy, které se budu věnovat v kap. 7.2.

6.3 Orientace v 3D prostoru

Na akcelerometr v klidové poloze působí jen tíhové zrychlení, které se promítá do jeho tří os. Při popisu orientace těla v prostoru se používají tzv. Eulerovy úhly, které popisují náklony kolem jednotlivých os, viz obr. 7. Jedná se o úhly pitch, roll a yaw. Úhel pitch je v ose Y, tedy naklánění hlavy dopředu a dozadu. Roll je úhel v ose X, který vzniká při náklonu hlavy na stranu. Yaw je úhel v ose Z a setkáme se s ním při otáčení hlavy do stran [48].

Ve své práci budu využívat jen úhly roll a pitch. Jak je již vidět z obrázku, pokud bude kladný úhel roll, proband se naklání na levé ucho, pokud bude kladný úhel pitch, proband se předklání dopředu.



Obr. 7. – Rotace kolem tří os, které odpovídají úhly pitch, roll a yaw [49]

Tato metoda však funguje pouze za předpokladu, že se akcelerometr nehýbe. Proto je zapotřebí i gyroskopů, ze kterých získáme informace o úhlovém zrychlení a pomocí dvojité integrace můžeme určit změnu úhlů.

Orientaci v trojrozměrném prostoru můžeme určit pomocí těchto úhlů díky konstantnímu gravitačnímu zrychlení, které můžeme rozdělit na dvě složky a poté pomocí matematických operací dopočítat daný úhel. V matematickém výpočtu jednotlivých úhlů se značí úhel pitch jako „ ϕ “, úhel roll jako „ ρ “ a úhel yaw písmenem „ θ “, viz rovnice (2), (3), (4).

Tuto metodu zjišťování polohy používají i některé moderní mobilní telefony. Mají v sobě zabudované senzory, takže kromě nespočtu her lze telefon využít např. jako vodováhu.

$$\rho = \arctan\left(\frac{A_x}{\sqrt{A_y^2 + A_z^2}}\right) \quad (2)$$

$$\varphi = \arctan\left(\frac{A_y}{\sqrt{A_x^2 + A_z^2}}\right) \quad (3)$$

$$\theta = \arctan\left(\frac{\sqrt{A_x^2 + A_y^2}}{A_z}\right), \quad (4)$$

kde A_x , A_y a A_z jsou akcelerace v jednotlivých osách [50].

Tento postup výpočtu jednotlivých úhlů jsem použil ke zpracování dat ve své práci. Existují ale i jiné způsoby jak tyto úhly vypočítat, např. pomocí matice rotace, viz obr. 8.

$$R_x(\theta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\sin \theta \\ 0 & \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$R_y(\theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix} \quad (6)$$

$$R_z(\theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (7)$$

Obr. 8. – Výpočet Eulerových úhlů pomocí matice rotace [51]

7. Experimentální měření

7.1 Matematické metody

7.1.1 Korelace

Korelace je vzájemný vztah mezi dvěma procesy nebo veličinami. Pokud se mění jedna z nich, musí se změnit i druhá. Tyto veličiny nebo procesy jsou tedy na sobě závislé. Míru korelace určuje její koeficient, který nabývá hodnot od -1 do 1. Pokud je korelační koeficient -1, znamená to zcela nepřímou závislost – antikorelaci. Čím větší je hodnota první veličiny, tím menší je hodnota druhé. Když je koeficient roven 0, není mezi veličinami žádná statisticky zjištělná závislost. Veličiny na sobě tedy mohou být závislé, ale tuto závislost nelze vyjádřit lineární funkcí. Tento stav nazýváme nekorelovatelnost. Je-li hodnota korelačního koeficientu rovna 1, značí to zcela přímou závislost. Pokud tedy přibývá jedna veličina, musí přibývat i veličina druhá. Ve své práci užívám Pearsonova korelačního koeficientu, který měří závislost u lineárních dat. Počítá se pomocí směrodatných odchylek proměnných a jejich kovariance [52]. V Matlabu koeficient vypočítáme funkcí *corrcoef*.

7.1.2 Moment síly

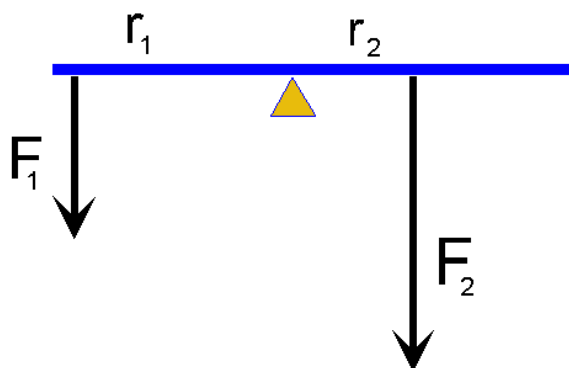
Moment síly je vektorová fyzikální veličina, která vyjadřuje míru otáčivého účinku síly. Značí se písmenem *M*. Účinek otáčení může být buď k momentovému bodu, nebo k přímce a kolmá vzdálenost síly od její osy se nazývá rameno síly. Moment síly se potom definuje jako součin síly a jejího ramena. [53]

Tohoto momentu lze využít např. při určování polohy podpěry na houpačce, viz obr. 9. Pokud bude zatížení na obou stranách stejné, bude podpěra uprostřed. Pokud ale zatížení na jedné straně bude větší, musíme polohu podpěry vypočítat pomocí rovnice č. 8.

$$F_1 \cdot r_1 = F_2 \cdot r_2, \quad (8)$$

kde *F* je síla udávaná v newtonech (N) a *r* je délka ramen udávaná v metrech (m).

Ve své práci budu momenty síly používat k určování působitě síly na stabilometrických plošinách a ke zjištění celkového těžiště.



Obr. 9. – Znázornění využití momentu sil u houpačky [54]

7.2 Gyro-akcelerometrická helma

Pro měření jsme používali hliníkovou helmu s pěti gyro-akcelerometrickými senzory. Tyto senzory mají nastavitelnou vzorkovací frekvenci a jsou na helmě umístěny tak, aby ve všech rovinách snímaly polohu vestibulárního aparátu probanda, viz obr. 10. Dva senzory jsou nahoře a snímají tedy levý a pravý labyrint vestibulárního aparátu v transverzální rovině. Stejně tak jsou dva senzory na zadní části helmy a snímají v rovině frontální. Z boku je pouze jeden senzor, protože v sagitální rovině jsou levý a pravý labyrint v zákrytu a stačí tedy senzor jeden. Použity jsou gyro-akcelerometrické senzory Xsens MTx. Na helmě je dále pět šroubů s plastovými koncovkami k dostatečnému a zároveň bezbolestnému upevnění na hlavu probanda. Pro snížení případného tlaku na hlavu jsem ještě použil gumové podložky a pro zajištění upevnění helmy sloužil pásek pod bradu, který se upevňoval suchým zipem k helmě.



Obr. 10. – Gyro-akcelerometrická helma s rozmiřtými senzory Xsens

7.2.1 Senzory Xsens MTx

Gyro-akcelerometrické senzory Xsens MTx disponují orientací v rozsahu 1 - 360 °. Mají vysoce dynamickou odezvu v kombinaci s dlouhodobou stabilitou a kompaktní design. Rozměry jsou pouze 58x58x22 mm a hmotnost 58 g. Uvnitř je zabudován procesor, který je schopný měřit lineární zrychlení a úhlové rychlosti ve všech osách. Provozní napětí senzorů se pohybuje od 4,5 do 30 V a spotřeba je 350 mW. Senzory se dají připojit přes rozhraní RS-232, RS-485, RS-422 a USB (které jsme použili my). Pracují

v teplotách -40 až +85 °C. Statická přesnost (roll/pitch) je maximálně půl stupně, a dynamická přesnost maximálně dva stupně [55].



Obr. 11. – Senzor Xsens MTx

7.2.2 Připojení helmy k počítači

Pět senzorů Xsens je kabelem sériově propojeno a zapojeno do bezdrátového vysílače WR-A Xsens. Ten je umístěn na pásku se sponou, kterou si proband jednoduše připne kolem pasu a vysílá data do přijímače XbusMaster Xsens. Přijímač je propojen s počítačem pomocí USB kabelu. Každý senzor má své ID číslo, které si zaznamenáme a pod kterým s ním pracujeme v počítači. Sensory mají svůj vlastní software Xsens MT Manager, který umožňuje nahrávání záznamu a export do textových souborů. Pokud bychom si tento soubor následně otevřeli např. v programu Microsoft Excel, dostaneme tabulku hodnot, viz příloha 4. V hlavičce jsou základní informace o měření – čas začátku, vzorkovací frekvence, verze firmwaru. Důležité jsou pro nás hodnoty ve vyznačených rámečcích. V prvních třech sloupcích v červeném rámečku je zaznamenána akcelerace v jednotlivých osách X, Y, Z, udávaná v metrech za sekundu na druhou. Následující tři sloupce obsahují data ze tří os gyroskopu a udávají se v radiánech za sekundu. Další sloupce obsahují data z magnetometru, ale ty nás nebudou příliš zajímat. Posledních devět sloupců (v modrém rámečku) zaujímají matice rotace, pomocí kterých se dají dopočítat Eulerovy úhly, jak jsem již zmínil v kap. 6.3.

7.3 Stabilometrická plošina Nintendo Wii Balance Board

Stabilometrická plošina Wii Balance Board, kterou jsem použil z důvodu příznivé ceny cca 2 500,- Kč, původně sloužila jako příslušenství k herní konzoli a byla firmou Nintendo představena v roce 2007. Je napájena pomocí čtyř AA baterií, na které je schopna vydržet až 60 hodin. Konstrukci desky zpevňuje vnitřní kovový rám a povrch je z bílého plastu, na němž jsou vyznačena místa pro chodidla. Deska využívá bezdrátovou technologii Bluetooth a v každém rohu obsahuje tlakový senzor, viz obr. 13.

Při měření na plošině se určuje poloha těžiště těla COM (center of mass) a centrum tlaku COP (center of pressure – bod, kolem kterého je rovnoměrně rozložen tlak působící po celé styčné ploše). Pomocí těchto veličin zjistíme funkci rovnováhy a stav vestibulárních reflexů. Pro výpočet COM a COP jsou důležité vzdálenosti jednotlivých senzorů plošiny. Pomocí rovnic statické rovnováhy momentů a sil působících na desku je z hodnot vzdáleností a zatížení jednotlivých senzorů vypočítána vzdálenost výsledných kontaktních sil od středu plošiny. Siloměrné senzory jsou od sebe na delší straně vzdálené 43 cm a na kratší straně 24 cm. [56].

Při měření by měla být plošina umístěna na tvrdém povrchu, jinak by mohlo dojít k chybě měření. Proband na ní stojí bosýma nohama, aby nedošlo k uklouznutí. Pro toto měření jsem musel použít dvě plošiny vedle sebe, abych mohl porovnat zatížení každé plošiny zvlášť.



Obr. 12. - Stabilometrická plošina Nintendo Wii, pohled shora



Obr. 13. - Stabilometrická plošina Nintendo Wii, pohled zespoda

7.3.1 Připojení plošin k počítači

Plošiny se připojují pomocí bezdrátového připojení Bluetooth. Je tedy zapotřebí Bluetooth adaptér do počítače, který se připojí do konektoru USB. Plošiny připojíme pomocí aplikace k přidání zařízení Bluetooth, která je součástí operačního systému. Je nutné stisknout červené synchronizační tlačítko, které mají plošiny v prostoru pro baterie. Poté postupujeme dle pokynů a plošinu připojíme jako Bluetooth zařízení, stejně jako např. mobilní telefon. Po připojení obou plošin spustíme aplikaci Stabilometrie.

7.3.2 Seznámení s aplikací Stabilometrie

Aplikaci Stabilometrie, kterou jsem používal k zaznamenání dat ze stabilometrických plošin, vytvořil Petr Volf v roce 2011 v rámci bakalářské práce. Na horní liště je nabídka výběru, která obsahuje Databázi pacientů, Měření pacientů, Prohlížení dat, Připojení a Informace o programu. Databáze pacientů obsahuje informace o pacientech - jméno, příjmení, rodné číslo, pohlaví, datum narození, adresu a pojišťovnu. V další záložce je měření pacientů s možností záznamu (příloha 1). Ta obsahuje další nastavení – je zde možnost zápisu do souboru, navolení zaznamenávaných veličin a zvolení doby záznamu a vzorkovací frekvence. Dobu záznamu jsem volil 60 s a vzorkovací frekvenci 50 Hz. V záložce Měření pacientů jsou také vyobrazeny obě plošiny s aktuální zátěží na jednotlivých senzorech. Další záložku – Prohlížení dat jsem nevyužil, protože naměřená data zpracovávám v prostředí Matlab. V záložce Připojení vidíme, jestli jsou plošiny správně připojeny.

Zaznamenaná data z jednotlivých os pak můžeme otevřít např. v programu Poznámkový blok nebo Microsoft Excel. V souboru je zaznamenáno z jaké plošiny a osy záznam je, skutečná vzorkovací frekvence, datum a čas pořízení a samotný záznam, viz příloha č. 2. Nevýhodou této aplikace je nemožnost záznamu hodnot z jednotlivých senzorů na plošinách. Aktuální hodnoty zatížení se nám zobrazují, možnost záznamu ale chybí.

7.4 Protokol měření

- I. Vyzveme probanda, aby si sundal boty, a přidělíme mu číslo, pod kterým bude celé měření probíhat. Vyhodnocování tak bude anonymizováno.
- II. Probanda posadíme na židli a pomocí pěti šroubů připevníme helmu s gyroakcelerometrickými senzory na hlavu. Na helmě jsou senzory připraveny na přesně určených místech, viz kap. 7.2. Připojeny jsou do bezdrátového vysílače a přijímač je propojený s počítačem pomocí USB.
- III. Připojíme pomocí Bluetooth obě stabilometrické plošiny a spustíme aplikaci Stabilometrie. Aplikaci připravíme pro záznam nastavením zaznamenávaných parametrů, tj. osa X, osa Y a zatížení na obou plošinách. Dále nastavíme dobu měření, vzorkovací frekvenci a zápis do souboru.
- IV. Probanda postavíme každou nohou na jednu plošinu a vyzveme, aby se nehýbal a sledoval určený bod na stěně před sebou po dobu jedné minuty. Po spuštění měření udělá proband krátký podřep, abychom mohli synchronizovat data z akcelerometrů a plošin. To samé udělá na konci měření. Po celou dobu měření musí být z důvodu bezpečnosti někdo přítomen v blízkosti probanda, aby zamezil případnému pádu při ztrátě rovnováhy.
- V. Po ukončení měření uložíme naměřená data do souborů.
- VI. Probanda postavíme každou nohou na jednu plošinu a vyzveme, aby se nehýbal, zavřel oči a snažil se zaujmout polohu jako v bodě IV. po dobu jedné minuty. Po spuštění měření udělá proband krátký podřep, abychom mohli synchronizovat data z akcelerometrů a plošin. To samé udělá na konci měření. Po ukončení měření probandovi sundáme helmu a vyzveme k vyplnění internetového dotazníku, ve kterém se запиše pod číslem, které mu bylo přiděleno.
- VII. V poslední části se proband postaví na připravenou desku, kde stojí po dobu 30 sekund. Následně místo vyfotíme termovizní kamerou FLIR E6.

7.5 Zpracování naměřených dat

Kód, který jsem implementoval do skriptu programu Matlab, byl rozdělen na několik částí. V první části byla pomocí funkce *dlmread* načtena data z akcelerometrů a plošin, která jsem následně vykreslil do grafů funkcí *plot*, abych mohl synchronizovat a oříznout signály. To jsem udělal pomocí počátečního a koncového bodu v obou grafech (ukázka pro gyro-akcelerometry viz obr. 27, počáteční bod je v 9 s a koncový v 58 s) a zkopírování jejich souřadnic do Workspace.

Po načtení oříznutých dat z akcelerometrů ve všech osách jsem musel hodnoty na ose X vydělit vzorkovací frekvencí, čímž jsem zajistil převedení na sekundy. Máme tedy graf akcelerace v čase. Dále jsem spočítal úhly roll a pitch pomocí rovnic, které jsou uvedeny v kap. 6.3 (ukázka kódu pro výpočet v příloze 8).

V další části jsem zpracovával data ze dvou stabilometrických plošin. V datových souborech záznamu z plošiny jsou souřadnice os uváděny s desetinnou čárkou, kterou jsem tedy pro použití v Matlabu musel u všech hodnot přepsat na desetinnou tečku. Protože jsem měl data z každé plošiny zvlášť a každá plošina má svůj souřadnicový systém s počátkem ve středu plošiny otočený o 90 °, musel jsem nejdříve přepočítat hodnoty na nový, společný, souřadnicový systém. Věděl jsem vzdálenost středů obou plošin od sebe, a protože plošiny stály těsně vedle sebe, nemusel jsem počítat posun v osách X a Y. Pomocí metody momentů při znalosti poměru hmotností z obou plošin a vzdálenosti těžišť od středu v novém souřadnicovém systému jsem mohl určit výsledné těžiště těla v osách X a Y, viz příloha 9. Tento kód je součástí skriptu „Xsens Stabilometrie“. Pro převedení na časovou osu jsem opět musel dělit vzorkovací frekvencí plošin.

Získal jsem několik výsledných grafů. Posun těžiště v ose X a Y, zatížení pravé a levé plošiny v čase a také graf pohybu těžiště. Grafem pohybu těžiště byla množina bodů, která ukazovala, jak se těžiště vychylovalo ze své původní osy. Abych mohl s touto množinou dále pracovat a porovnat ji s hodnotami z akcelerometrů, musel jsem použít některou metodu pro její zpracování. Na základě článků [24], [25] a [26] jsem se rozhodl použít funkci Convex hull (v Matlabu *convhull*). Tato funkce vytvoří „obálku“ všech bodů dráhy pohybu těžiště a pomocí argumentu „v“ (volume) umožňuje vypočítat i její plochu. Čím větší tato plocha byla, tím více se poloha těžiště v čase měnila.

Nakonec jsem provedl korelaci dat z gyro-akcelerometrů a stabilometrických plošin. Protože mají odlišnou vzorkovací frekvenci, musel jsem signál nejdříve převzorkovat na společnou frekvenci za využití funkce *resample* a upravit i délku signálu. Pomocí funkce *corrcoef* jsem poté spočítal korelační koeficienty a p-hodnoty (p-value), viz příloha 10, a zanesl je do tabulky. Pomocí funkce *std* jsem spočítal i směrodatné odchylky os X, Y a úhlů Roll, Pitch, které jsem spolu následně porovnal.

7.6 Dotazník k měření

Pomocí gyro-akcelerometrické helmy a dvojice plošin jsem naměřil velké množství dat, které by bylo obtížné mezi sebou celkově porovnávat. Vytvořil jsem proto dotazník, aby bylo možné výsledky následně vyhodnotit, např. podle výšky probandů nebo pohlaví. Při prováděném měření jsem každému probandovi přidělil číslo, pod kterým měření absolvoval. Pod tímto číslem se proband zapsal do dotazníku, který po měření přes internet vyplnil, díky čemuž jsem výsledky anonymizoval. Pro vytvoření dotazníku jsem využil formulářů Google a použil otázky, které mohou mít vliv na výsledky měření, viz příloha 3. Např. úraz hlavy, na který je proband v dotazníku tázán může mít vliv na poškození vestibulárního aparátu a vyvolat BPPV. Úraz dolních končetin zase obvykle má vliv na změněné zatěžování jedné či druhé končetiny. Velmi důležitá je při měření i výška, na kterou je proband tázán, protože předpokládáme menší stabilitu u vysokých lidí.

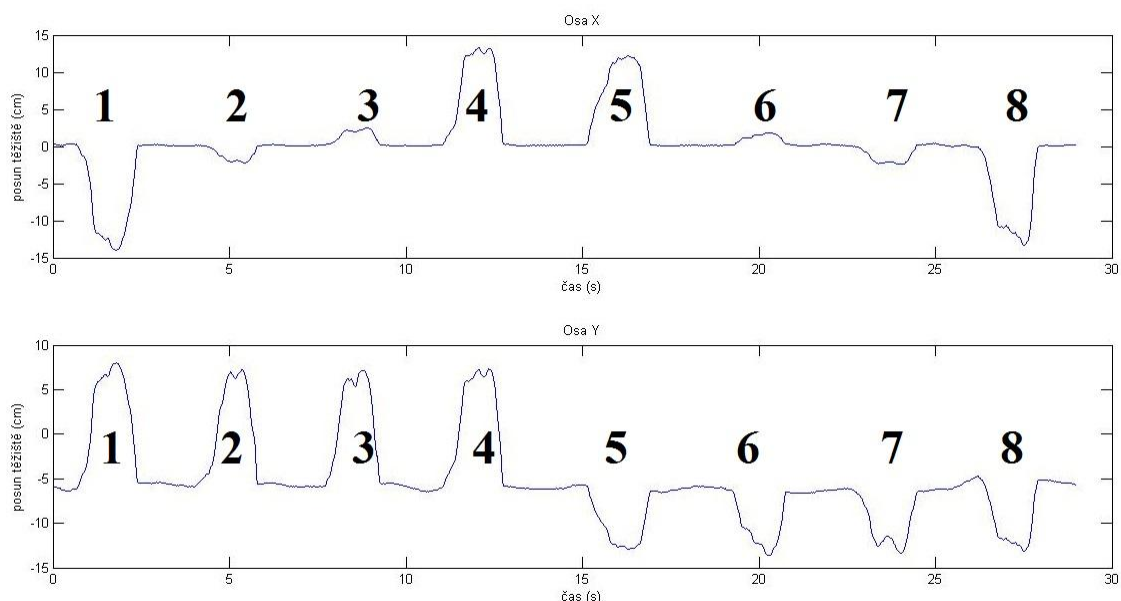
7.7 Průběh měření

V rámci analýzy posturografie byl proveden Rombergův test s otevřenýma a zavřenýma očima. Měřený proband si stoupl každou nohou do středu jedné plošiny a na hlavu mu byla připevněna helma s gyro-akcelerometrickými senzory, viz příloha 11. V prvním měření měl proband otevřené oči a díval se na určený bod na stěně před ním. Na začátku a konci měření provedl proband krátký podřep, abych následně mohl data z plošin a gyro-akcelerometrů synchronizovat mezi sebou. Data byla zaznamenávána po dobu jedné minuty. Druhé měření probíhalo stejně, pouze měl proband zavřené oči.

Ve vyhodnocení jsem porovnával několik měřených parametrů. Analyzoval jsem plochu průmětu těžiště do plošin, průběh zatížení obou plošin v čase a výchylky těžiště v ose X a Y v čase. Před samotným měřením bylo zapotřebí provést ověření funkčnosti algoritmu.

7.7.1 Testování funkčnosti algoritmu

Pro otestování funkčnosti algoritmu jsem plošiny umístil do měřicí polohy a postavil na ně probanda, aby byly zatížené. Následně jsem postupně zatěžoval jednotlivé senzory obou plošin, subjektivně stejnou silou. Jako první jsem zatížil senzor v levém horním rohu levé plošiny a při zatěžování dalších senzorů jsem postupoval ve směru hodinových ručiček, viz obr. 16. Naměřená data jsem pomocí algoritmu vyhodnotil a vynesl do grafů, viz obr. 14, 15 a 16.



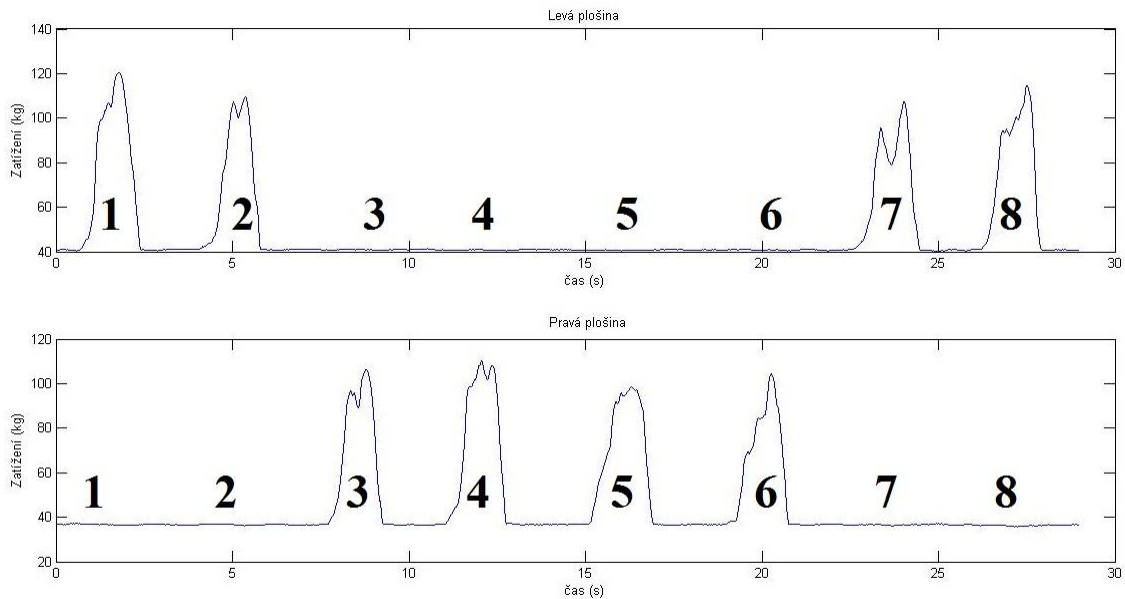
Obr. 14. – Posuny těžiště k postupně zatěžovaným senzorům v ose X a Y

Na obr. 14 jsou výchylky k zatěžovaným senzorům v ose X a Y zobrazeny v čase. Jelikož máme společný souřadnicový systém pro obě plošiny, na levé plošině (senzory 1, 2, 7, 8) jsou X-ové souřadnice záporné a na pravé (senzory 3, 4, 5, 6) kladné, viz první graf. Je zde také vidět, že výchylky u vnitřních senzorů jsou jen malé, protože jsou blíž k celkovému těžišti, a v krajních senzorech jsou mnohem větší. Ve spodní části plošin

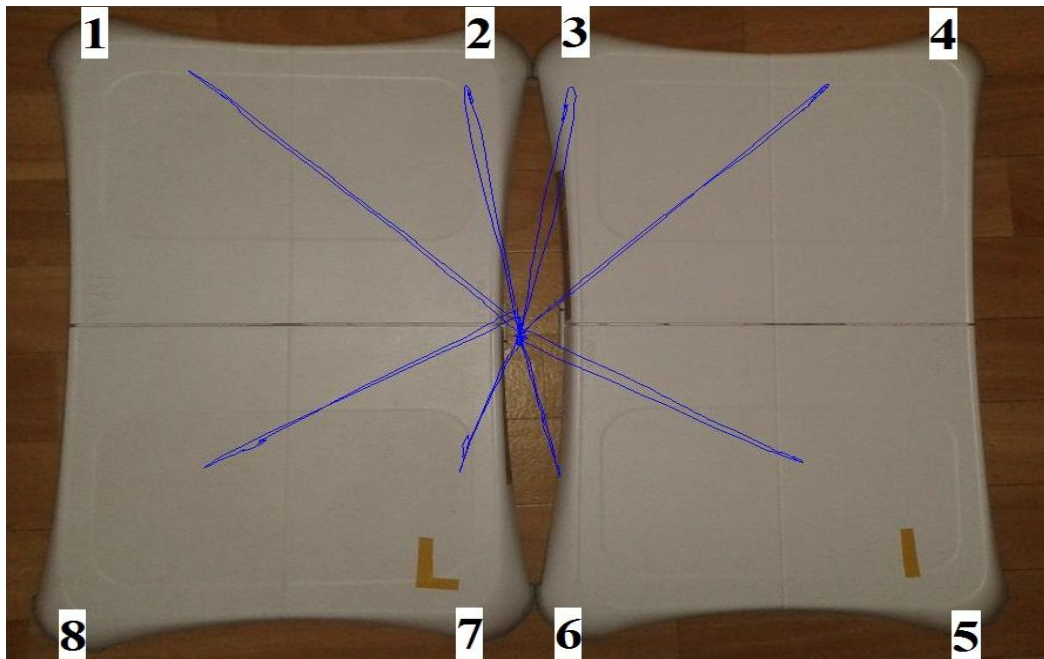
(senzory 5, 6, 7, 8) jsou záporné Y-ové souřadnice a na vrchní straně kladné, což můžeme vidět na spodním grafu obr. 14.

Pokud měříme zatížení pravé a levé plošiny při tomto testu, dostaneme graf na obr. 15. V horní části obrázku je graf levé plošiny, na které můžeme vidět zatížení senzorů 1, 2, 7 a 8. V dolní části je pravá plošina, která obsahuje senzory 3, 4, 5 a 6.

V poslední části ověření jsem vytvořil graf výchylek těžiště k jednotlivým senzorům a pro názornost vložil do pozadí fotku plošin v měřicí poloze. Je zde tedy kromě velikosti vidět také směr výchylek, viz obr. 16.



Obr. 15. – Graf zatížení na jednotlivých senzorech u levé a pravé plošiny



Obr. 16. – Výchylky těžiště plošin k jednotlivým zatěžovaným senzorům

8. Výsledky

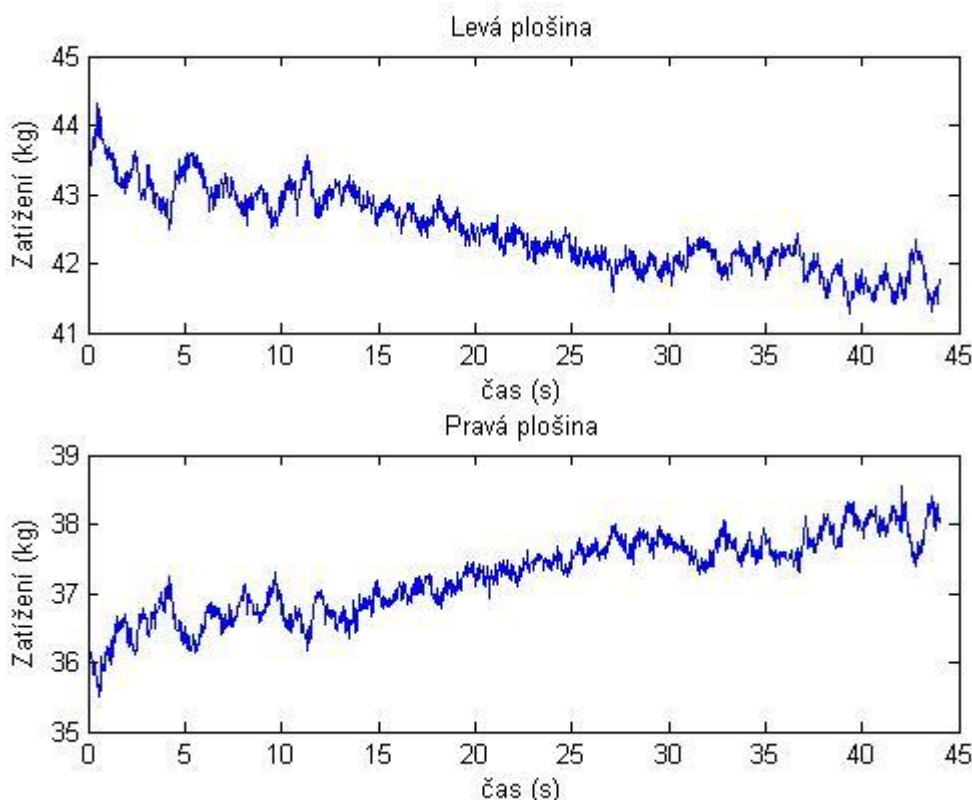
Změřil jsem 17 probandů a porovnal jejich výsledky měření s otevřenýma a zavřenýma očima. Analyzoval jsem zatížení levé a pravé plošiny (končetiny), posun těžiště pro osy X, Y v čase a plochu obálky těžiště X, Y. Všechny tyto parametry byly měřeny pro otevřené a zavřené oči. Výsledné hodnoty jsou prezentovány z naměřených dat probanda 13, který byl vybrán jako průměrný proband na základě analýzy.

Při zpracování dat z gyro-akcelerometrů jsem se zaměřil na analýzu lineárního zrychlení a úhlové rychlosti v osách X, Y, Z, náklonu pitch a roll (viz kap. 6.3.).

V rámci analýzy závislosti mezi daty z gyro-akcelerometrických senzorů a plošin byly využity metody korelace jednotlivých těžišť plošin, výsledného těžiště plošin a náklonů roll a pitch. Zároveň byly do souvislosti dány parametry směrodatných odchylek těžišť a náklonů roll a pitch.

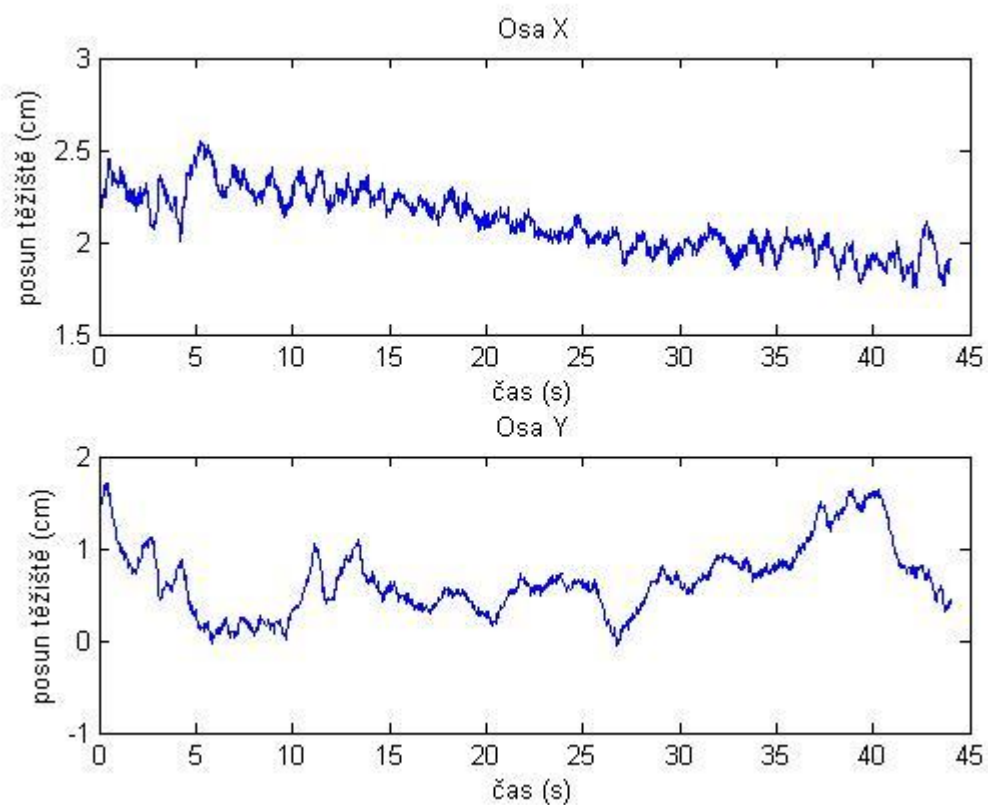
8.1 Plošiny

Na obr. 17 je zobrazen záznam zatížení levé a pravé plošiny (končetiny) při otevřených očích v čase.



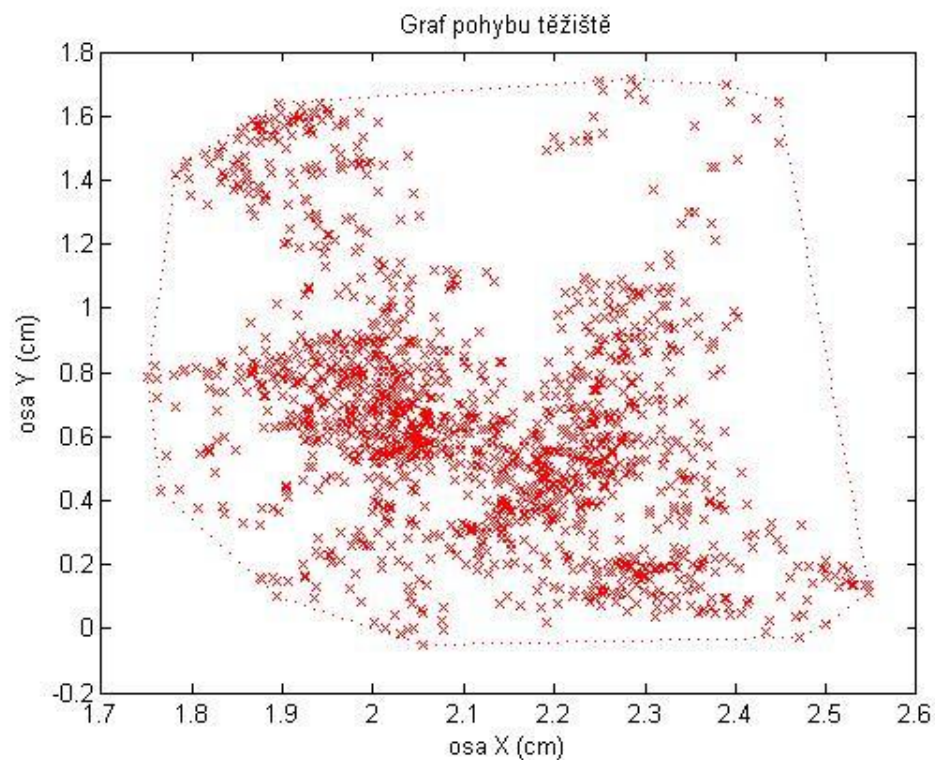
Obr. 17. – Zatížení levé a pravé plošiny v čase, s otevřenýma očima

Na obr. 18 je zobrazení posunu těžiště v ose X, Y v čase při otevřených očích. Byla zjištěna směrodatná odchylka 0,245 cm pro osu X a 0,625 cm pro osu Y. Výsledky směrodatných odchylek (SD) pro všechny probandy jsou uvedeny v tabulce (příloha 5). Průměrné hodnoty pro osu X a Y byly 0,339 cm (SD = 0,139) a 0,752 cm (SD = 0,281).



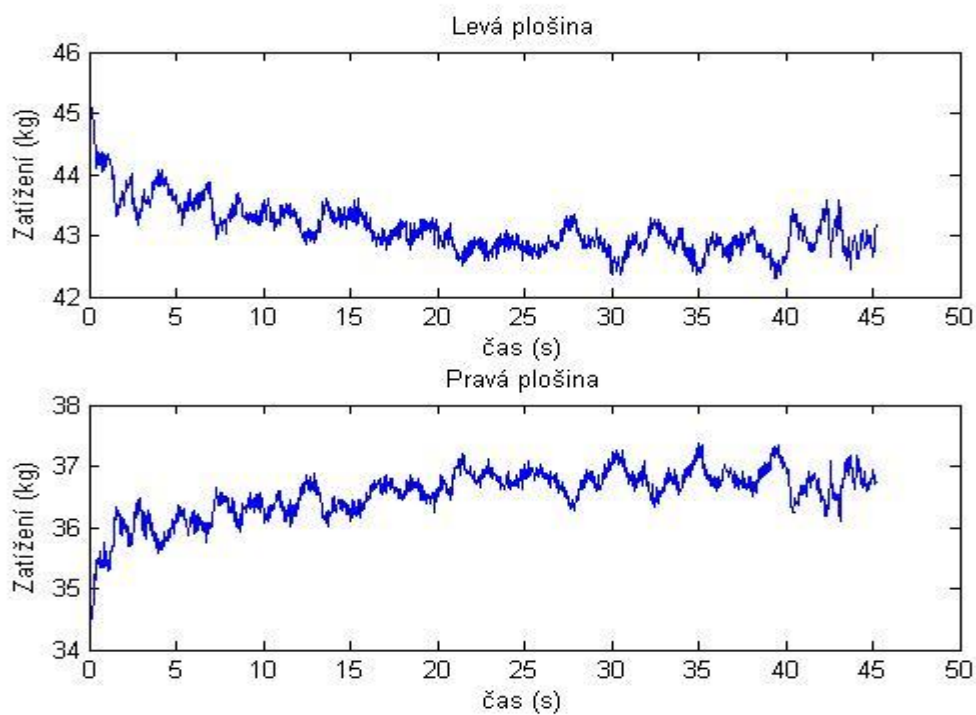
Obr. 18. – Posun těžiště v ose X a Y, s otevřenýma očima

Na obr. 19 je plocha posunu těžiště při otevřených očích po plošinách s obálkou convhull (viz kapitola 7.5). Z té jsem také zjistil celkový obsah této plochy, který byl 1,23 cm². Výsledky ploch obálek pro všechny probandy jsou uvedeny v tabulce (příloha 5). Průměrná hodnota obálky byla 1,258 cm² (SD=0,340).



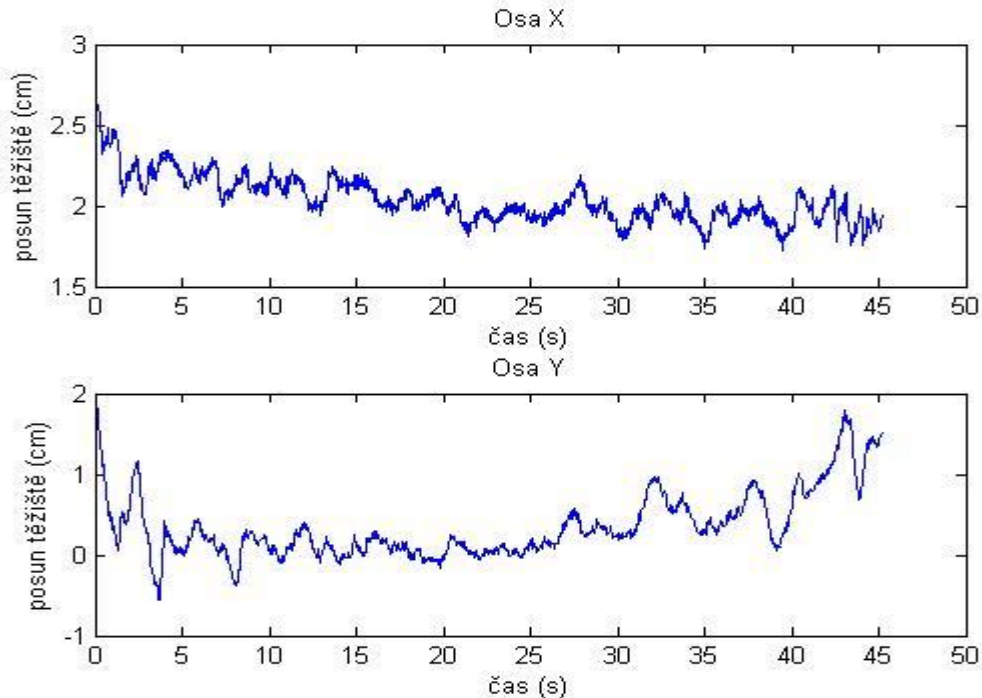
Obr. 19. – Plocha posunu těžiště po plošinách, s otevřenýma očima

Na obr. 20 je zobrazen záznam zatížení levé a pravé plošiny (končetiny) při zavřených očích v čase.



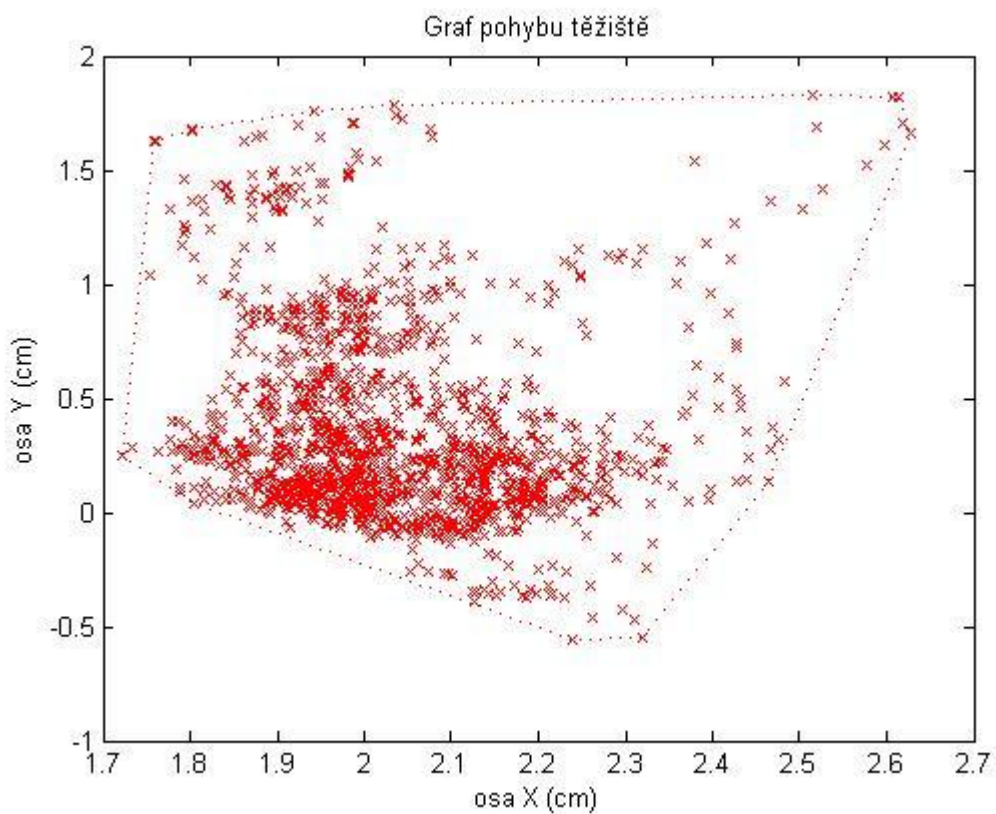
Obr. 20. – Zatížení levé a pravé plošiny v čase, se zavřenýma očima

Na obr. 21 je zobrazení posunu těžiště v ose X, Y v čase při zavřených očích. Byla zjištěna směrodatná odchylka 0,227 cm pro osu X a 0,530 cm pro osu Y. Výsledky směrodatných odchylek (SD) pro všechny probandy jsou uvedeny v tabulce (příloha 5). Průměrné hodnoty pro osu X a Y byly 0,393 cm (SD = 0,214) a 0,870 cm (SD = 0,228).



Obr. 21. – Posun těžiště v ose X a Y, se zavřenýma očima

Na obr. 22 je plocha posunu těžiště při zavřených očích po plošinách s obálkou convhull (viz kapitola 7.5). Z té jsem také zjistil celkový obsah této plochy, který byl 1,61 cm². Výsledky ploch obálek pro všechny probandy jsou uvedeny v tabulce (příloha 5). Průměrná hodnota obálky byla 1,578 cm² (SD=0,629).

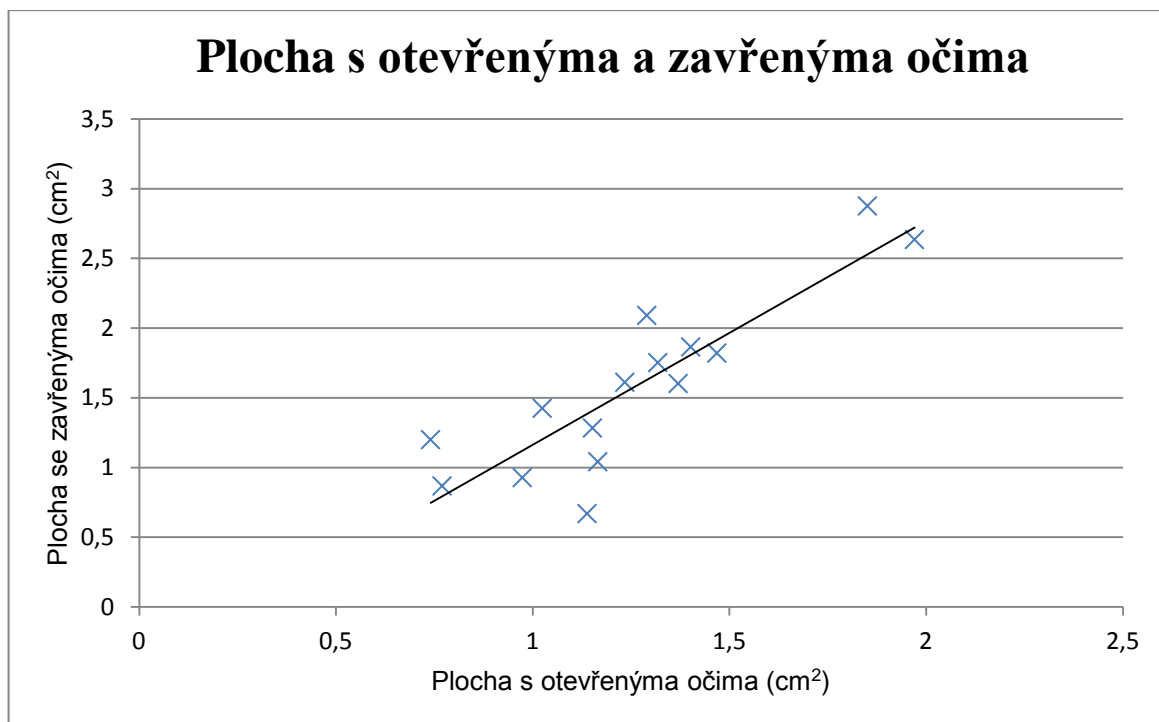


Obr. 22. – Plocha posunu těžiště po plošinách, se zavřenýma očima

Na obr. 23 je graf závislosti plochy těžiště s otevřenýma a zavřenýma očima. Z rovnice regrese poté můžeme určit závislost plochy s otevřenýma a zavřenýma očima jako:

$$\text{plocha bez očí} = 1,606 \cdot \text{plocha s očima} - 0,4425. \quad (9)$$

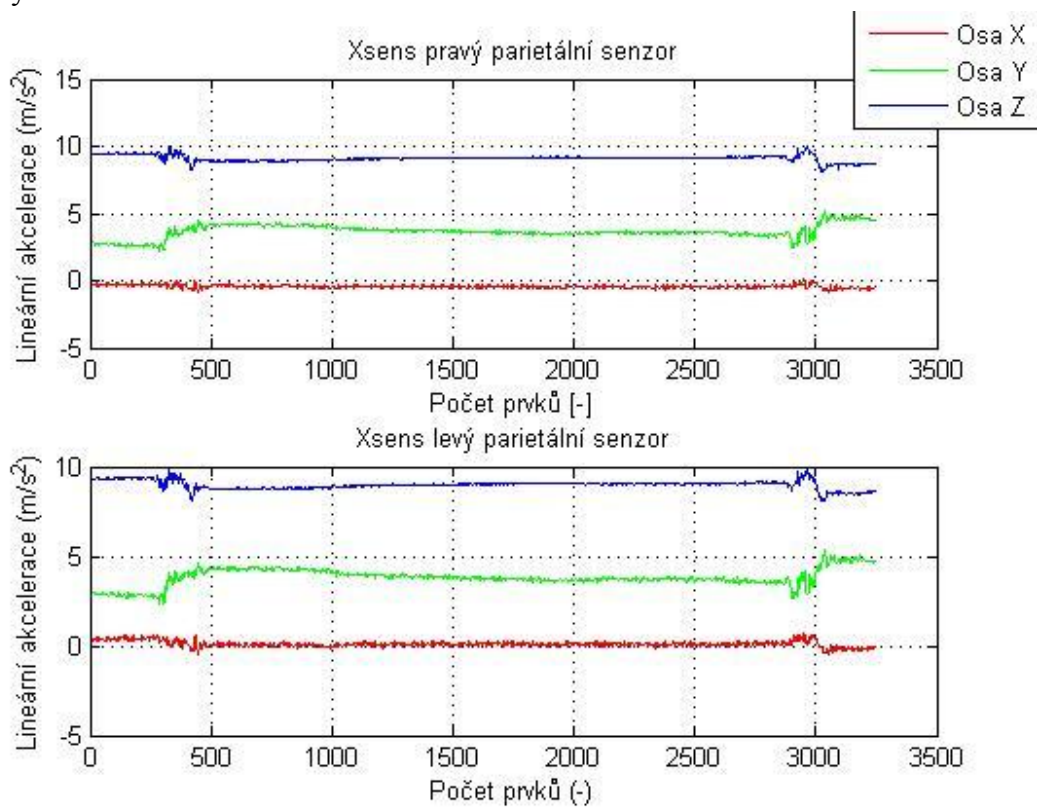
Hodnota spolehlivosti: $R^2 = 0,7534$.



Obr. 23. – Graf závislosti plochy těžiště s otevřenýma a zavřenýma očima

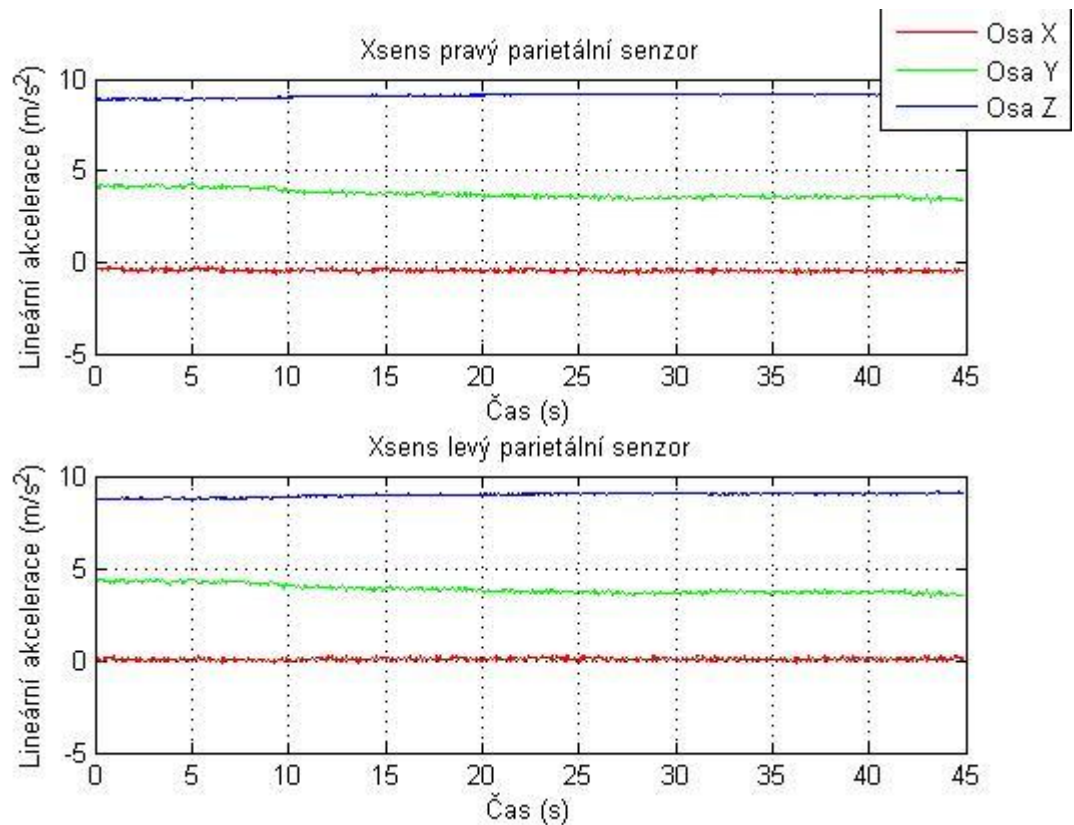
8.2 Gyro-akcelerometry

Na obr. 24 jsou původní naměřená data lineární akcelerace pro parietální senzory při otevřených očích.



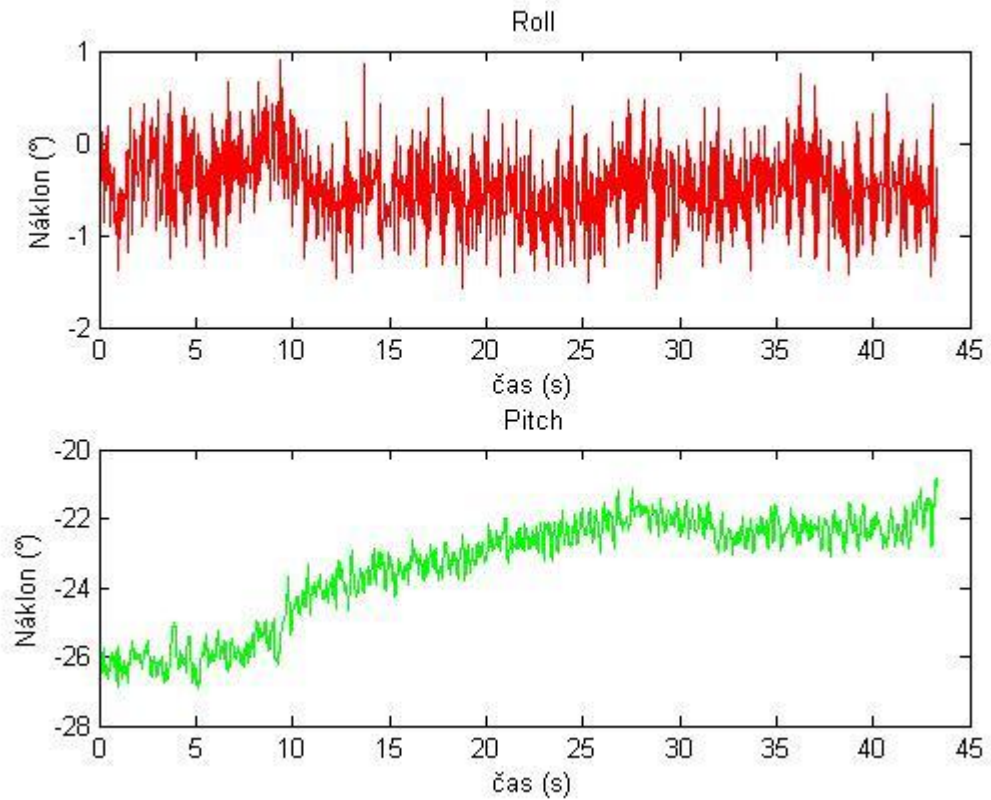
Obr. 24. – Graf lineární akcelerace, s otevřenýma očima

Na obr. 25 jsou zobrazeny lineární akcelerace pro vyřiznutý signál z parietálních sensorů při otevřených očích.



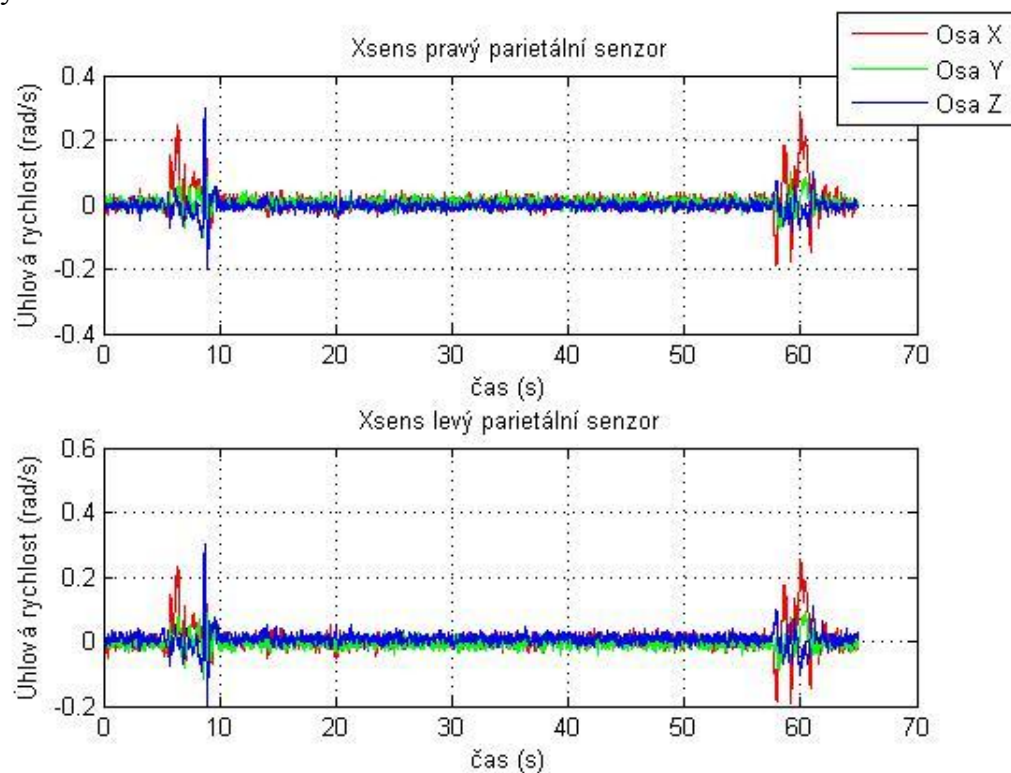
Obr. 25. – Graf lineární akcelerace, s otevřenýma očima

Na obr. 26 vidíme grafy náklonu roll a pitch (viz kap. 6.3) při otevřených očích. Byla zjištěna směrodatná odchylka $0,399^\circ$ pro roll a $1,577^\circ$ pro pitch. Výsledky směrodatných odchylek (SD) pro všechny probandy jsou uvedeny v tabulce (příloha 5). Průměrné hodnoty pro roll a pitch byly $0,507^\circ$ (SD = 0,130) a $0,809^\circ$ (SD = 0,385).



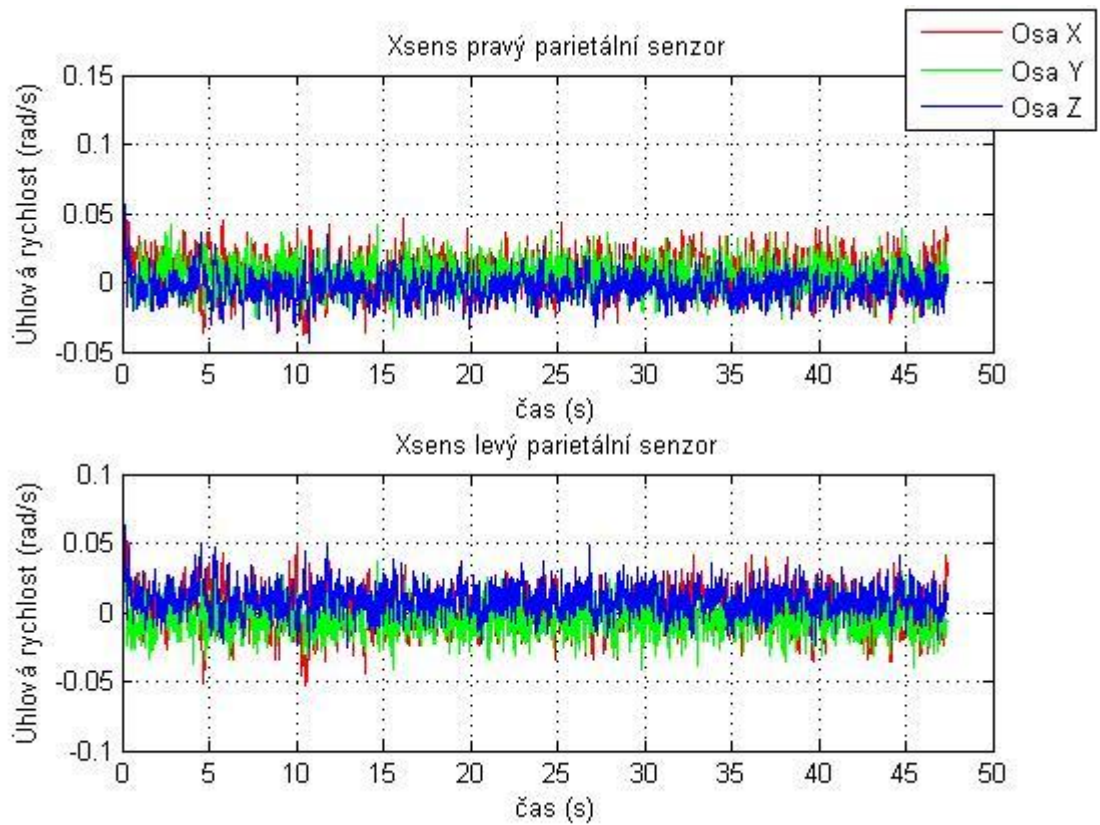
Obr. 26. – Graf náklonu v úhlech roll a pitch, s otevřenými očima

Na obr. 27 jsou původní naměřená data úhlové rychlosti pro parietální senzory při otevřených očích.



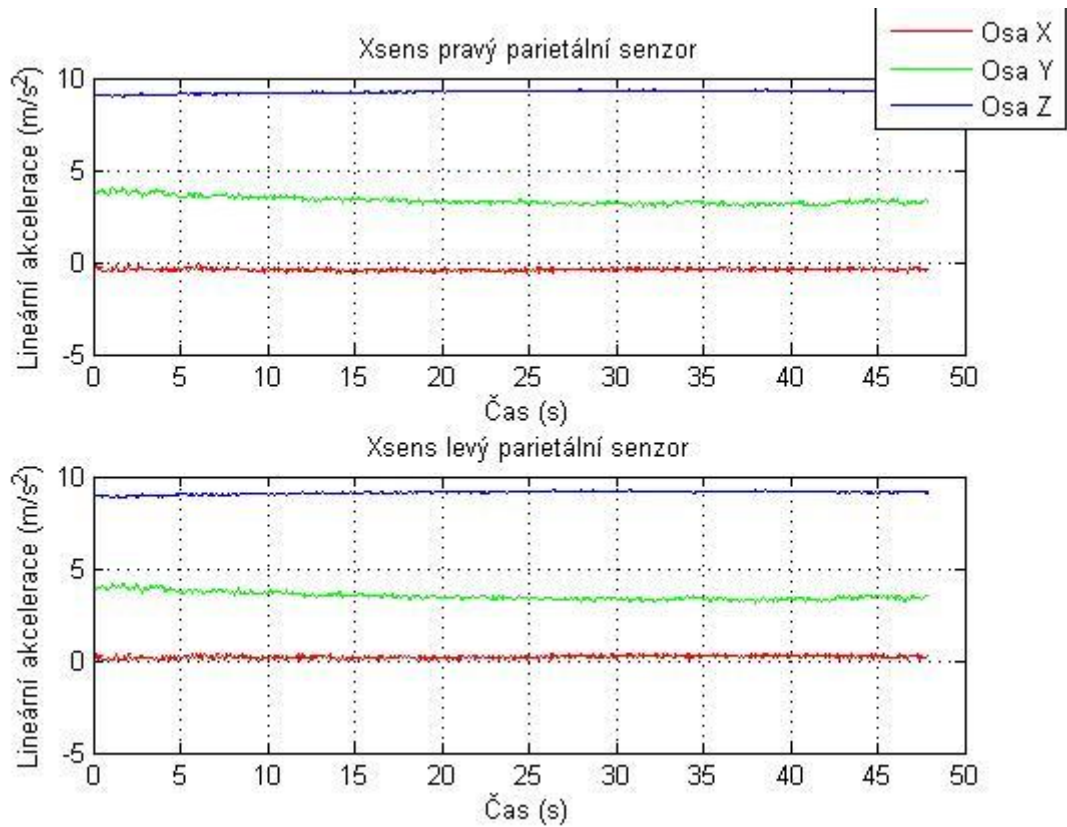
Obr. 27. – Graf úhlové rychlosti, s otevřenými očima

Na obr. 28 jsou zobrazeny úhlové rychlosti pro vyřiznutý signál z parietálních sensorů při otevřených očích.



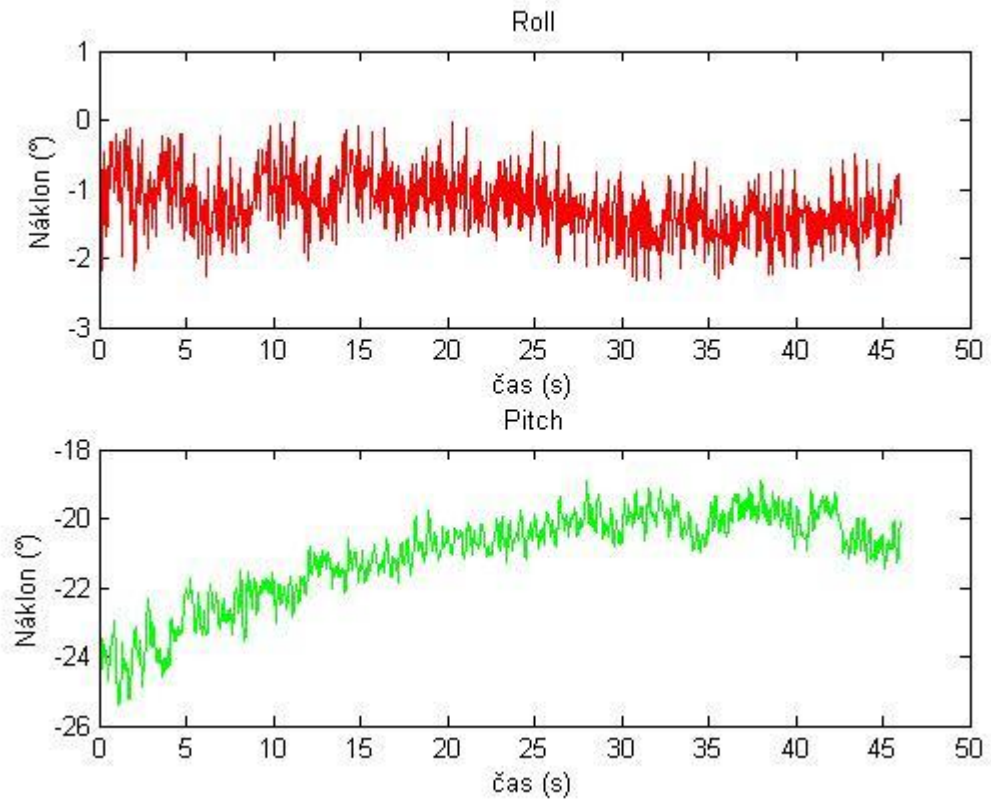
Obr. 28. – Graf úhlové rychlosti, s otevřenýma očima

Na obr. 29 jsou zobrazeny lineární akcelerace pro vyřiznutý signál z parietálních sensorů při zavřených očích.



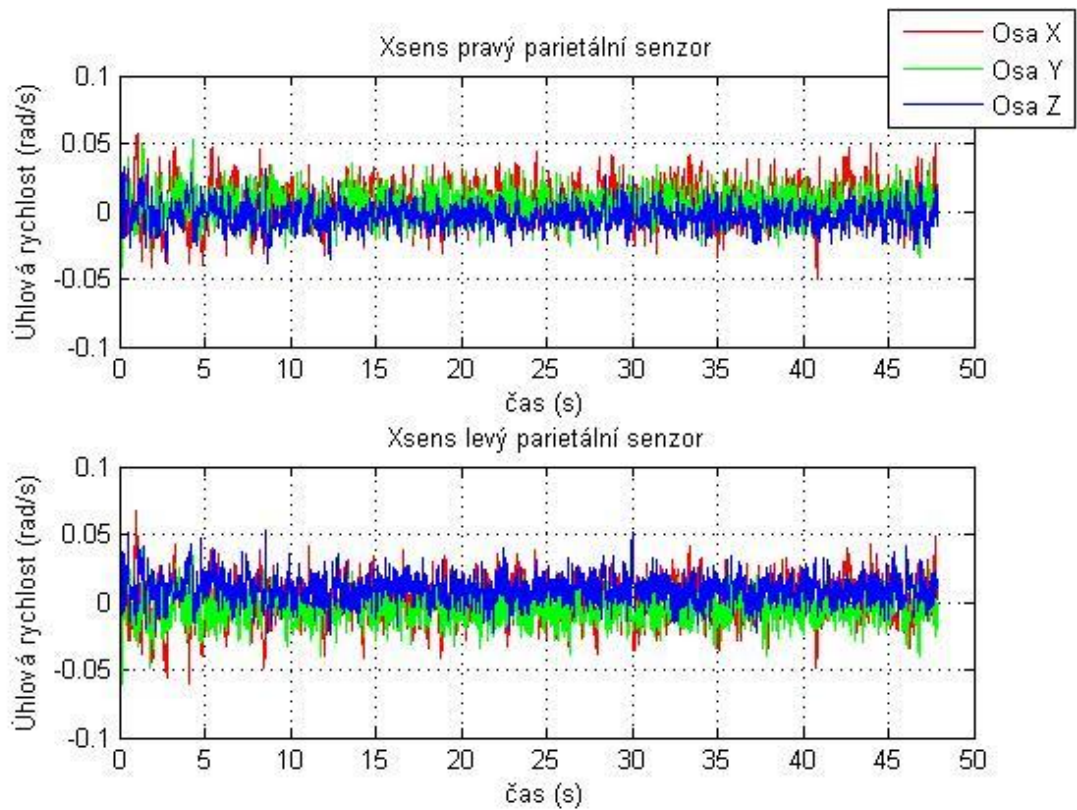
Obr. 29. – Graf lineární akcelerace, se zavřenýma očima

Na obr. 30 vidíme grafy náklonu roll a pitch (viz kap. 6.3) při zavřených očích. Byla zjištěna směrodatná odchylka $0,429^\circ$ pro roll a $1,357^\circ$ pro pitch. Výsledky směrodatných odchylek (SD) pro všechny probandy jsou uvedeny v tabulce (příloha 5). Průměrné hodnoty pro roll a pitch byly $0,518^\circ$ (SD = 0,123) a $0,822^\circ$ (SD = 0,265).



Obr. 30. – Graf náklonu v úhlech roll a pitch, se zavřenýma očima

Na obr. 31 jsou zobrazeny úhlové rychlosti pro vyřiznutý signál z parietálních sensorů při zavřených očích.



Obr. 31. – Graf úhlové rychlosti, se zavřenýma očima

8.3 Závislost mezi daty z gyro-akcelerometrů a daty z plošin

Závislost mezi daty z gyro-akcelerometrů a plošin byla ověřena pomocí korelace mezi oběma signály. Výsledky jsou uvedeny v tabulce (příloha 5). P-hodnota t-testu při testování rozdílnosti středních hodnot ploch těžišť při zavřených a otevřených očích byla u mužů 0,173 (zavřené oči $\bar{x} = 1,357$ (SD = 0,490), otevřené oči $\bar{x} = 1,147$ (SD = 0,189) a u žen 0,013 (zavřené oči $\bar{x} = 1,831$ (SD = 0,709), otevřené oči $\bar{x} = 1,385$ (SD = 0,439)). Další hodnoty pro porovnání mužů a žen jsou uvedeny v tabulkách číslo 1 a 2.

Tabulka č. 1 – Tabulka výsledků F-testu a T-testu u mužů a žen s otevřenými očima

	muži	ženy
Stř. hodnota	1,147275	1,384714
Rozptyl	0,035811	0,192626
Pozorování	8	7
Rozdíl	7	6
F	0,185912	
P(F<=f) (1)	0,021979	
F krit (1)	0,258667	
P (T-test)	0,186452	

Tabulka č. 2 – Tabulka výsledků F-testu a T-testu u mužů a žen se zavřenými očima

	muži	ženy
Stř. hodnota	1,356863	1,830729
Rozptyl	0,240521	0,50224
Pozorování	8	7
Rozdíl	7	6
F	0,478896	
P(F<=f) (1)	0,178856	
F krit (1)	0,258667	
P (T-test)	0,166908	

P-hodnota t-testu při testování rozdílnosti středních hodnot směrodatných odchylek těžišť v ose X a Y byla se zavřenými očima $5,304 \cdot 10^{-5}$ (pro osu X $\bar{x} = 0,393$ (SD = 0,214), pro osu Y $\bar{x} = 0,870$ (SD = 0,228)) a s otevřenými očima $1,257 \cdot 10^{-4}$ (pro osu X $\bar{x} = 0,339$ (SD = 0,139), pro osu Y $\bar{x} = 0,752$ (SD = 0,281)).

P-hodnota t-testu při testování rozdílnosti středních hodnot směrodatných odchylek výkyvů hlavy v úhlech roll a pitch byla se zavřenými očima 0,001 (pro úhel roll $\bar{x} = 0,518$ (SD = 0,123), pro úhel pitch $\bar{x} = 0,822$ (SD = 0,265)) a s otevřenými očima 0,006 (pro úhel roll $\bar{x} = 0,507$ (SD = 0,130), pro úhel pitch $\bar{x} = 0,809$ (SD = 0,385)).

9. Diskuze

Jedním z nedostatků při měření na stabilometrických plošinách byla aplikace Stabilometrie, která neumožňovala záznam zatížení jednotlivých senzorů. Z tohoto důvodu bylo nutné vycházet z polohy těžišť jednotlivých plošin a jejich zatížení. Dalším problémem bylo náročné připojování pomocí Bluetooth, kdy nastávalo z neznámého důvodu odpojování plošin před spuštěním aplikace Stabilometrie. Pro potřeby každodenního měření by bylo vhodné plošiny opatřit adaptérem. Poměrně malá plocha a velká výška plošiny jsou další nevýhodou, zejména pro případné měření probandů s poruchou stability.

U helmy s gyro-akcelerometrickými senzory bylo nejproblematictější připevnění helmy na hlavu probanda. To bylo prováděno pomocí pětice šroubů s plastovými podložkami, které ale vyvíjely přílišný tlak na hlavu. Tento problém jsem vyřešil pomocí gumových podložek pod šrouby. Dalším řešením by mohla být např. koupací čepice, která by kromě tlaku na hlavu zamezila také zamotávání dlouhých vlasů do šroubů. Toto měření probíhalo paralelně s měřením kolegyně Lucie Lintnerové, která užívala kromě gyro-akcelerometrických senzorů Xsens také senzory od firmy Phidget. Ty však neumožňují bezdrátový přenos, takže díky kabelům z těchto senzorů byla také obtížná instalace a fixace senzorů na helmu.

Pro synchronizaci jsem navrhl využití podřepu, při kterém dochází k ovlivnění dat akcelerometrů a plošiny ve stejný čas. Tento podřep musel být na začátku i na konci měření, jelikož vzorkovací frekvence plošin a gyro-akcelerometrů byly různé. Výběr dat byl prováděn manuálně na základě těchto podřepů.

Při analýze zatížení levé a pravé plošiny (končetiny), viz obr 17 a 20, je patrné, že se zatížení jednotlivých plošin v čase mění, což má za následek i změnu polohy těžiště (viz obr. 18 a 21), jelikož chodidla probanda zůstávají na stejném místě. Na obr. 17 můžeme vidět časový průběh zatížení levé a pravé plošiny s otevřenými očima. Je zde patrné, že proband postupně přenášel váhu z levé končetiny na pravou, ale za celou dobu měření se přenesená hmotnost pohybovala pouze okolo 1,5 kg. Můžeme si všimnout, že výchylka v ose Y je větší, než výchylka v ose X, kde se sice těžiště pomalu posouvá, ale pouze v rozdílu cca 0,5 cm. V ose Y výkyvy dosahovaly 1,5 cm. Proband se tedy nakláněl ve směru anterior-posteriorním. Se zavřenými očima (obr. 20) opět proband přenášel váhu z levé končetiny na pravou. Přenášená hmotnost i posun v osách X, Y je přibližně stejná jako při otevřených očích, plocha posunu těžiště po plošinách je ale cca o 23 % vyšší (obr. 19 a 22). To potvrzuje i analýza polohy těžiště s otevřenými a zavřenými očima u všech probandů, která značí, že je lineární závislost mezi těmito daty, viz obr. 23. Plocha s otevřenými očima je menší, než plocha se zavřenými očima, což jsme očekávali, protože vizuální vjemy doplňují informace z vestibulárního aparátu a propriocepce.

Data z gyro-akcelerometrických senzorů Xsens byly vybrány z parietálních senzorů, jelikož leží nad oběma labyrinty vestibulárního aparátu a mají souřadný systém shodný se souřadným systémem plošin. Na obr. 24 můžeme vidět naměřená neupravená data, kde je tíhové zrychlení $9,81 \text{ m/s}^2$ v ose Z. Nenulová lineární akcelerace v ose Y je způsobena anterior-posteriorním náklonem helmy. Na začátku a konci každého měření je vidět peak,

který vzniknul podřepem probanda a slouží k synchronizaci mezi akcelerometry a plošinami. Na obr. 25 a 29 je vyřiznutí signálu bez peaků z podřepů, které by znatelně ovlivnily měřené parametry.

Pro analýzu náklonu byl využit přepočítání lineárních akcelerací na úhly roll a pitch, viz obr. 26 a 30. Můžeme si všimnout, že větší změny náklonu jsou pro úhel pitch, který udává anterior-posteriorní směr, což je v souladu s výše zmíněnou větší výchylkou těžiště v ose Y. To je zřejmě způsobeno tím, že pohyb hlavy vyvolá pohyb těžiště plošin, případně naopak.

V rámci analýzy byly dále zpracovávány i úhlové rychlosti, které však nebyly pro potřeby ověření závislosti mezi změnou polohy těžiště a polohou hlavy dále využívány.

V rámci testování hypotézy pomocí korelací jsem dospěl k výsledkům, že není přímá korelace mezi pohyby hlavy a těžiště. To je způsobeno pravděpodobně z důvodu složitosti celého systému (mnoho kloubních spojení, časové zpoždění) a zároveň z důvodu kompenzačních pohybů, např. horní poloviny těla. Proto jsem se rozhodl analyzovat výchylky těžišť a polohy hlavy v jednotlivých směrech (X, Y, roll a pitch). Z výsledků, viz kapitola 8.3, je zřejmé, že výchylka v ose Y (anterior-posteriorní směr) je vyšší, než výchylka v ose X. To je v souladu s výsledky výchylky náklonů v úhlech roll a pitch, kde je vyšší výchylka úhlu pitch (anterior-posteriorní směr). To by mohlo značit, že mezi pohybem hlavy a těžištěm plošin může být určitá závislost, případně kauzalita.

Při otevřených a zavřených očích nebyl u mužů signifikantní rozdíl, ale u žen ano ($p < 0,05$), viz kapitola 8.3. Mohli bychom tedy předpokládat, že ženy jsou více závislé na zrakovém podnětu než muži, avšak z důvodu prokázání této hypotézy by bylo nutné naměřit mnohem větší počet probandů. Zároveň však bylo zjištěno, že mezi muži a ženami nebyl signifikantní rozdíl při měření s otevřenými i zavřenými očima.

Jednou z metod dalšího rozšíření měření je např. využití termovizní kamery, viz příloha 7, jelikož samotné plošiny nám neposkytují informaci o tlakovém rozložení pod chodidly. Tuto metodu jsem také otestoval u všech probandů. Jeden proband měl v roce 2008 operovanou bederní část skoliózy, a od té doby neměl správnou funkci nervů na pravé končetině. To způsobuje na dotek studené chodidlo a pro takové lidi není metoda termovize vhodná, viz příloha 7, obr. 7.2.

10. Závěr

V rámci vyšetření statické posturografie jsem provedl pilotní měření Rombergova testu za využití dvojice stabilometrických plošin Nintendo Wii Balance Board ve spojení se systémem pro měření kinematiky vestibulárního aparátu. Změřil jsem 17 probandů a porovnal jejich výsledky s otevřenýma a zavřenýma očima. Dva probandy jsem z tohoto vyhodnocení vyřadil, protože oba probandi změnili polohu těžiště v polovině měření a výsledek by to značně ovlivnilo.

Nebyla prokázána přímá korelace mezi daty z gyro-akcelerometrických senzorů a daty s plošinami. Analýza dat výchylek těžiště a pohybů hlavy však naznačuje možnou spojitost mezi daty, jelikož výchylky jsou shodně největší v anterior-posteriorním směru.

Do budoucnosti bych se chtěl věnovat zlepšení fixace helmy na hlavu a využití také v dynamické posturografii, např. při chůzi nebo složitějších pohybech. Dále by byla vhodná automatická detekce ohraničení signálu a zlepšení synchronizace.

Seznam použité literatury

- [1] *The human balance system* [online]. Vestibular disorders association [cit. 2016-03-05]. Dostupné z: <http://vestibular.org/understanding-vestibular-disorder/human-balance-system>
- [2] SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. *Aging and postural control. Motor Control: Theory and Practical Applications*, 2nd Ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 2001. ISBN 978-0683306439. S. 222-247.
- [3] *O zrakových vadách* [online]. Tyfloemployability [cit. 2016-02-05]. Dostupné z: <http://www.tyfloemploy.org/o-zrakovych-vadach>
- [4] MEDEK, Ivo. *Šedý zákal a jeho léčba*. Olomouc: UPOL 2009. Bakalářská práce, UPOL, Fakulta přírodovědecká, Katedra optiky.
- [5] KRAUS, Hanuš. *Kompendium očního lékařství*. 1. vyd. Praha: Grada, 1997, 341 s. ISBN 80-716-9079-1.
- [6] KONRADSEN, L.; RAVN, J. B.; SORENSEN, A. I. *Proprioception at the ankle: the effect of anaesthetic blockade of ligament receptors*. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 1993, 75.3: 433-436.
- [7] SEIDL, Zdeněk a OBENBERGER Jiří. *Neurologie pro studium i praxi*. 1. vydání. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0623-7.
- [8] KARDONG, Kenneth V. *Vertebrates: Comparative Anatomy, Function, Evolution*. 5. vyd. The McGraw–Hill Companies, 2009. ISBN 978-0073524238. S. 687-688.
- [9] Blausen.com staff. "Blausen gallery 2014". *The Internal Ear*. *Wikiversity Journal of Medicine* [cit. 2016-02-25]. DOI:10.15347/wjm/2014.010. ISSN 20018762 [online]. Dostupné z: https://en.wikiversity.org/wiki/Wikiversity_Journal_of_Medicine/Blausen_gallery_2014#/media/File:Blausen_0329_EarAnatomy_InternalEar.png
- [10] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3*. Praha: Grada, 2004. ISBN 978-80-247-1132-4. S. 617-619.
- [11] KRÁLÍČEK, P. *Úvod do speciální neurofyziologie*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2002. 230 s. ISBN 80-246-0350-0. S. 67-72.
- [12] ROČEK, Zbyněk. *Obecná morfologie živočichů, Smysly* [online]. [cit. 2016-02-20]. Dostupné z: <http://rocek.gli.cas.cz/Courses/Microsoft%20Word%20%20Morfologie17def.pdf>
- [13] BENSON, A. J.; SPENCER, M. B.; STOTT, J. R. Thresholds for the detection of the direction of whole-body, linear movement in the horizontal plane. *Aviation, space, and environmental medicine*, 1986.
- [14] BRONSTEIN, Adolfo M. *Oxford textbook of vertigo and imbalance*. Oxford, U.K.: Oxford University Press, 2013. ISBN 01-996-0899-7.

- [15] JEŘÁBEK, Jaroslav. *Periferní vestibulární syndromy* [online]. Neurologická klinika 2. LF a FN Motol, Praha, 2007. Dostupné z: <http://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2007/06/04.pdf>
- [16] *Poruchy rovnováhy* [online]. Neurologická klinika 1. LF UK a VFN v Praze. [cit. 2016-03-05]. Dostupné z: <http://www.neuro.lf1.cuni.cz/vyuka/ucebnice/Stom/13.htm>
- [17] HEARING, COMMITTEE ON, et al. Committee on Hearing and Equilibrium guidelines for the diagnosis and evaluation of therapy in Meniere's disease. *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 1995, 113.3: 181-185.
- [18] ZALEWSKI, Chris, *What is Benign Paroxysmal Positional Vertigo (BBVP)?*. American speech-language-hearing association, 2011. [cit. 2016-01-20]. Dostupné z: <http://www.asha.org/uploadedFiles/AIS-Benign-Paroxysmal-PositionalVertigo.pdf>
- [19] VYHNÁLEK, M., BRZEZNY, R., JEŘÁBEK, J. *Benigní paroxysmální polohové vertigo* [online]. Neurologická klinika 2. LF a FN Motol, Praha, 2007. Dostupné z: <http://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2007/06/05.pdf>
- [20] AMBLER, Zdeněk, BEDNAŘÍK, Zdeněk a RŮŽIČKA, Evžen. *Klinická neurologie- I. díl-část obecná*. Praha: Triton, 2012. ISBN 978-80-7387-157-4.
- [21] KECLÍKOVÁ, L., et al. *Možnosti pohybových aktivit u pacientů s roztroušenou sklerózou mozkomíšní* [online]. Neurologická klinika 1. LF a VFN v Praze, 2013. [cit. 2016-03-05]. Dostupné z: http://www.msrehab.cz/useruploads/files/Keclikova_Moznosti_pohybovychaktivit_%20u_RS_CSNN_2014.pdf
- [22] *Poruchy rovnováhy* [online]. Neurologická klinika 1. LF UK a VFN v Praze. [cit. 2016-03-06]. Dostupné z: <http://www.neuro.lf1.cuni.cz/vyuka/ucebnice/Stom/13.htm>
- [23] YARDLEY, Lucy, et al. A randomized controlled trial of exercise therapy for dizziness and vertigo in primary care. *Br J Gen Pract*, 1998, 48.429: 1136-1140.
- [24] WOLLSEIFEN, Thomas. Different methods of calculating body sway area. *Pharmaceutical Programming*, 2011, 4.1-2: 91-106.
- [25] KUTILEK, PATRIK, et al. VOLUME OF CONVEX HULL: A TECHNIQUE FOR QUANTIFYING HUMAN POSTURAL STABILITY. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 2015, 1650013.
- [26] SCHUBERT, Patric, et al. About the structure of posturography: Sampling duration, parametrization, focus of attention (part I). *Journal of Biomedical Science and Engineering*, 2012, 5.9: 496.
- [27] *CDP Protocols* [online]. Natus balance and mobility. [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://balanceandmobility.com/for-clinicians/computerized-dynamic-posturography/cdp-protocols/>

- [28] BLACK, F. Owen. Clinical status of computerized dynamic posturography in neurotology. *Current Opinion in Otolaryngology & Head and Neck Surgery*, 2001. S. 314-318.
- [29] DRŠATA, J.: *Počítačová posturografie v diagnostice a rehabilitaci závrativých stavů*. Hradec Králové: UK 2007. Disertační práce, UK, Lékařská fakulta v Hradci Králové
- [30] Reicke, N.: *The Romberg head-shake test within the scope of equilibrium diagnosis*. H.N.O 40, 195–201 (1992)
- [31] Khasnis, A. and Gokula, R.M., 2003. Romberg's test. *Journal of postgraduate medicine*, 49(2), S.169.
- [32] GOEBEL, Joel A. *Practical management of the dizzy patient*. 2. vyd. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, c2008. ISBN 0781765625. S. 309-318.
- [33] *Romberg Test* [online]. Physiopedia. [cit. 2016-04-03]. Dostupné z: http://www.physio-pedia.com/Romberg_Test
- [34] *Lordóza páteře* [online]. Náš člověk [cit. 2016-05-08]. Dostupné z: <http://lordozapateere.nasclovek.cz/>
- [35] *Kyfóza páteře* [online]. Náš člověk [cit. 2016-05-08]. Dostupné z: <http://kyfozapateere.nasclovek.cz/>
- [36] VLACH, MUDr Otto; HOLDŠVENDOVÁ, MUDr Irena. Deformity páteře. Doporučené postupy pro praktické lékaře. *Česká lékařská společnost JE Purkyně, Reg. č. a/109/086, za podpory grantu IGA MZ ČR*, 2002, 5390-3.
- [37] HICKS, J. H. The mechanics of the foot: I. The joints. *Journal of Anatomy*, 1953, 87.Pt 4: 345.
- [38] *Pronace, supinace a neutrální došlap* [online]. Výběr běžecké boty [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://vyber-bezecke-boty.cz/pronace-supinace-neutralni-doslap.htm>
- [39] NOONAN, David P., et al. A stereoscopic fibroscope for camera motion and 3D depth recovery during minimally invasive surgery. In: *Robotics and Automation, 2009. ICRA'09. IEEE International Conference on*. IEEE, 2009. p. 4463-4468.
- [40] *Motion Capture Systems - OptiTrack* [online]. [cit. 2016-03-06]. Dostupné z: <http://www.optitrack.com/>
- [41] *Vicon Homepage* [online]. [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://www.vicon.com/>
- [42] *Qualisys Homepage* [online]. [cit. 2016-05-09] Dostupné z: <http://www.qualisys.com/>
- [43] Hájek, L., Hambálek, T. Gyroskopy. *Fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská*. [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://fyzsem.fjfi.cvut.cz/2010-2011/Zima10/proc/gyroskopy.pdf>
- [44] *Oblouková míra úhlu* [online]. Matematika.cz. [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://www.matematika.cz/radian>
- [45] *InertiaCube3* [online]. [cit. 2016-05-09]. Intersense. Dostupné z: <http://www.intersense.com/pages/18/11/>

- [46] *Phidgets* [online]. [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://www.phidgets.com/>
- [47] P. KUTÍLEK, A. ŽIŽKA, *Vybrané kapitoly z experimentální biomechaniky*, ČVUT FBMI, [online]. [cit. 2016-03-02]. Dostupné z: http://esf.fbmi.cvut.cz/sites/default/files/Kutilek_Zizka_Vybrane_kapitoly_z_experimentalni_biomechaniky.pdf
- [48] IMAI, Takao, et al. Interaction of the body, head, and eyes during walking and turning. *Experimental brain research*, 2001, 136.1: 1-18.
- [49] L6Control [online]. [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://mcqs.leedsmedics.org.uk/Year%202/C&MT3/Clips/rollpitchyaw%20copy.jpg>
- [50] MAHFOUZ, Mohamed M. *Noninvasive diagnostic system*. W.O. Patent č. 2010088696, 2010.
- [51] SLABAUGH, Gregory G. Computing Euler angles from a rotation matrix. *Retrieved on August*, 1999, 6.2000: 39-63.
- [52] MILDE, David. Korelace [online]. *Katedra analytické chemie*, UP v Olomouci, 2011. [cit. 2016-03-07]. Dostupné z: <http://ach.upol.cz/user-files/intranet/15-korelace-2011-1321473930.pdf>
- [53] KVASNICA, Jozef. *Mechanika*. Vyd. 2. Praha: Academia, 2004. ISBN 80-200-1268-0.
- [54] Dvojramenná páka. *Fyzika pro 7. ročník* [online]. 3. ZŠ Cheb 2011. [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://www.3zscheb.cz/oldweb/e-learning/fyzika%20web/paka/pakavy1.gif>
- [55] *Xsens Technologies B. V. MTi and MTx User Manual and Technical Documentation*. opportunity-project.eu. [Online] [Cit. 2016-03-05]. Dostupné z: http://opportunityproject.eu/system/files/MTi_and_MTx_User_Manual_and_Technical_Documentation.pdf
- [56] KUTÍLEK, P., HOZMAN, J., VOLF, P. Zařízení pro měření velikosti síly pod chodidly a polohy tíhové síly těla pacienta. Česká republika. Užité vzor CZ 22794 U1. 29. 8. 2011
- [57] MARYŠKOVÁ, Helena. *Termografie ve sportovní medicíně* [online]. Brno: MASARYKOVA UNIVERZITA Fakulta sportovních studií Katedra sportovní medicíny a zdravotní tělesné výchovy, 2007, dostupné také z http://is.muni.cz/th/142850/fsps_b/Termografie_ve_sportovni_medicine.
- [58] SANDHAM, John. *Medical Thermography* [online]. EBME, 2005. Dostupné také z <http://www.ebme.co.uk/arts/thermog/>.
- [59] NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA, et al. *Medicínská biofyzika*. 1. vydání. Praha: Grada, 2005. 524 s. s. 439-442. ISBN 80-247-1152-4.
- [60] *Termokamery FLIR* [online]. [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://www.termokamery-flir.cz/termokamera-flir-e4-flir-e5-flir-e6-flir-e8-prumysl/>

Seznam obrázků

Obr. 1. – Systém udržení rovnováhy	3
Obr. 2. – Vestibulární aparát.....	5
Obr. 3. – Různé metody při vyšetření pacienta.....	9
Obr. 4. – Pronace a supinace na dolní končetině v porovnání s normálním došlapem	12
Obr. 5. – Analýza polohy těla pomocí markerů.....	14
Obr. 6. – Jednotková kružnice s vyznačeným úhlem jeden radián.....	15
Obr. 7. – Rotace kolem tří os, které odpovídají úhly pitch, roll a yaw.....	16
Obr. 8. – Výpočet Eulerových úhlů pomocí matice rotace.....	17
Obr. 9. – Znázornění využití momentu sil u houpačky	18
Obr. 10. – Gyro-akcelerometrická helma s rozmístěnými senzory Xsens.....	19
Obr. 11. – Senzor Xsens MTx	20
Obr. 12. - Stabilometrická plošina Nintendo Wii, pohled shora.....	21
Obr. 13. - Stabilometrická plošina Nintendo Wii, pohled zespoda	21
Obr. 14. – Posuny těžiště k postupně zatěžovaným sensorům v ose X a Y	26
Obr. 15. – Graf zatížení na jednotlivých senzorech u levé a pravé plošiny.....	27
Obr. 16. – Výchytky těžiště plošin k jednotlivým zatěžovaným sensorům	27
Obr. 17. – Zatížení levé a pravé plošiny v čase, s otevřenými očima	28
Obr. 18. – Posun těžiště v ose X a Y, s otevřenými očima	29
Obr. 19. – Plocha posunu těžiště po plošinách, s otevřenými očima	30
Obr. 20. – Zatížení levé a pravé plošiny v čase, se zavřenými očima	30
Obr. 21. – Posun těžiště v ose X a Y, se zavřenými očima.....	31
Obr. 22. – Plocha posunu těžiště po plošinách, se zavřenými očima.....	32
Obr. 23. – Graf závislosti plochy těžiště s otevřenými a zavřenými očima	33
Obr. 24. – Graf lineární akcelerace, s otevřenými očima.....	33
Obr. 25. – Graf lineární akcelerace, s otevřenými očima.....	34
Obr. 26. – Graf náklonu v úhlech roll a pitch, s otevřenými očima.....	35
Obr. 27. – Graf úhlové rychlosti, s otevřenými očima.....	35
Obr. 28. – Graf úhlové rychlosti, s otevřenými očima.....	36
Obr. 29. – Graf lineární akcelerace, se zavřenými očima	37
Obr. 30. – Graf náklonu v úhlech roll a pitch, se zavřenými očima	38
Obr. 31. – Graf úhlové rychlosti, se zavřenými očima	38

Seznam tabulek

Tabulka č. 1 – Tabulka výsledků F-testu a T-testu u mužů a žen s otevřenými očima39

Tabulka č. 2 – Tabulka výsledků F-testu a T-testu u mužů a žen se zavřenými očima39

Seznam příloh

Příloha 1: Stabilometrie - záložka měření pacientů s možností záznamu.....	50
Příloha 2: Soubor se záznamem naměřených dat ze stabilometrických plošin	51
Příloha 3: Dotazník	52
Příloha 4: Ukázka souboru naměřených dat z akcelerometrů.....	53
Příloha 5: Tabulka výsledků	54
Příloha 6: Vyhodnocení měření vyřazených probandů.....	56
Příloha 7: Termografie.....	62
Příloha 8: Ukázka výpočtu úhlu roll a pitch	64
Příloha 9: Ukázka výpočtu polohy společného těžiště plošin.....	65
Příloha 10: Ukázka výpočtu korelací a směrodatných odchylek	66
Příloha 11: Ukázka průběhu měření	67

Příloha 1: Stabilometrie - záložka měření pacientů s možností záznamu

Záznam Plošin

Osobní Údaje:

ID: _____ Adresa: _____
 Příjmení: _____ Město: _____
 Jméno: _____ PSČ: _____
 RČ: _____ Datum Narození: _____

Pohlaví: _____ Pojišťovna: _____

<input type="checkbox"/> Plošina 1 Těžiště	Nadpis: Plošina 1 Těžiště
<input type="checkbox"/> Plošina 1 Hmotnost	Nadpis: Plošina 1 Hmotnost
<input type="checkbox"/> Plošina 2 Těžiště	Nadpis: Plošina 2 Těžiště
<input type="checkbox"/> Plošina 2 Hmotnost	Nadpis: Plošina 2 Hmotnost
<input type="checkbox"/> Plošiny Kombo Těžiště	Nadpis: Plošiny Kombo Těžiště
<input type="checkbox"/> Plošiny Kombo Hmotnost	Nadpis: Plošiny Kombo Hmotnost
<input type="checkbox"/> Plošina 1 osa X	Nadpis: Plošina 1 osa X
<input type="checkbox"/> Plošina 1 osa Y	Nadpis: Plošina 1 osa Y
<input type="checkbox"/> Plošina 2 osa X	Nadpis: Plošina 2 osa X
<input type="checkbox"/> Plošina 2 osa Y	Nadpis: Plošina 2 osa Y
<input type="checkbox"/> Plošiny Kombo osa X	Nadpis: Plošiny Kombo osa X
<input type="checkbox"/> Plošiny Kombo osa Y	Nadpis: Plošiny Kombo osa Y

Spuštění zobrazení
 Zápis do souboru

Doba záznamu: [s]
 Vzorkovací frekvence: [/s]

Start Stop

Prohlížení dat Připojení O programu

Poznámky:

0 cm

Pozice plošiny 1:
 x: y:

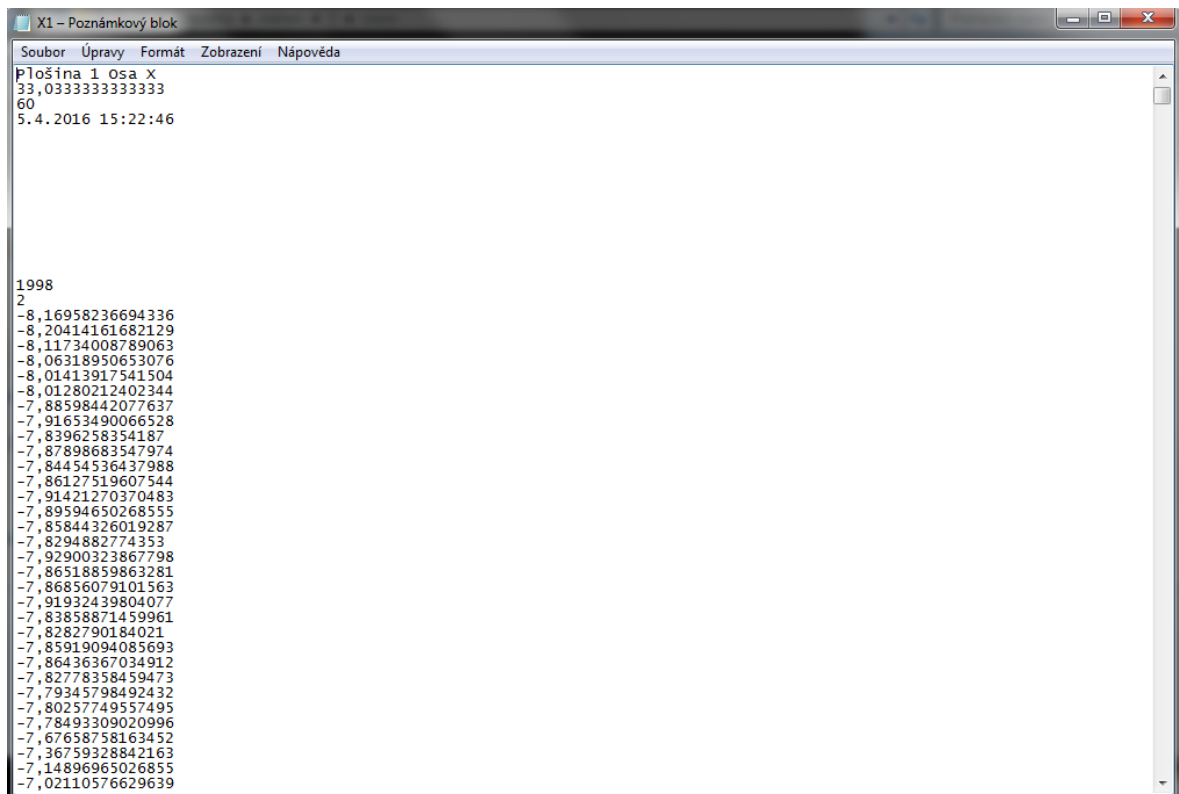
Pozice plošiny 2:
 x: y:

INS

Vzájemné natočení plošin

?	kg	?	kg	?	kg	?	kg
?	kg	?	kg	?	kg	?	kg
?	kg	?	kg	?	kg	?	kg

Příloha 2: Soubor se záznamem naměřených dat ze stabilometrických plošin



X1 - Poznámkový blok

Soubor Úpravy Formát Zobrazení nápověda

Plošina 1 Osa X
33,0333333333333
60
5.4.2016 15:22:46

1998
2
-8,16958236694336
-8,20414161682129
-8,11734008789063
-8,06318950653076
-8,01413917541504
-8,01280212402344
-7,88598442077637
-7,91653490066528
-7,8396258354187
-7,87898683547974
-7,84454536437988
-7,86127519607544
-7,91421270370483
-7,89594650268555
-7,85844326019287
-7,8294882774353
-7,92900323867798
-7,86518859863281
-7,86856079101563
-7,91932439804077
-7,83858871459961
-7,8282790184021
-7,85919094085693
-7,86436367034912
-7,82778358459473
-7,79345798492432
-7,80257749557495
-7,78493309020996
-7,67658758163452
-7,36759328842163
-7,14896965026855
-7,02110576629639

Příloha 3: Dotazník

Dotazník k měření - posturografie

*Required

Pohlaví *

- Muž
 Žena

Číslo probanda *

Your answer

Věk *

Your answer

Výška (cm) *

Your answer

Měli jste v minulosti zranění dolních končetin? *

- Ano
 Ne

Měli jste v minulosti problémy s rovnováhou? *

- Ano
 Ne

Měli jste v minulosti úraz hlavy? *

- Ano
 Ne

Máte diagnostikovanou skoliózu, lordózu nebo kyfózu? *

- Ano, mám diagnostikovanou skoliózu.
 Ano, mám diagnostikovanou lordózu.
 Ano, mám diagnostikovanou kyfózu.
 Ne

SUBMIT

Never submit passwords through Google Forms.

Příloha 4: Ukázka souboru naměřených dat z akcelerometru

A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U	V	W	X
<pre>// Start Time: 0 // Sample rate: 100.0Hz // Scenario: 4.9 // Firmware Version: 2.6.1</pre>																							
Year	Month	Day	Second	Counter	Temperature	Acc_X	Acc_Y	Acc_Z	Gyr_X	Gyr_Y	Gyr_Z	Mag_X	Mag_Y	Mag_Z	Mat[0][0]	Mat[0][1]	Mat[0][2]	Mat[1][0]	Mat[1][1]	Mat[1][2]	Mat[2][0]	Mat[2][1]	Mat[2][2]
0	0	0	0.0000	59627.000	0.0000	9.726652	0.056580	-1.224145	0.000238	-0.006358	-0.010786	-0.567985	-0.150241	0.342218	0.047514	0.112213	0.992547	0.891171	-0.453586	0.008619	0.451173	0.884120	-0.121553
0	0	0	0.0000	59628.000	0.0000	9.736351	0.066307	-1.224124	0.007946	-0.010154	-0.005344	-0.570514	-0.151645	0.340938	0.047526	0.112227	0.992545	0.891168	-0.453592	0.008616	0.451177	0.884115	-0.121570
0	0	0	0.0000	59629.000	0.0000	9.733974	0.061465	-1.229066	0.007324	-0.017388	-0.005416	-0.567573	-0.151975	0.342687	0.047569	0.112314	0.992533	0.891197	-0.453535	0.008609	0.451116	0.884133	-0.121668
0	0	0	0.0000	59630.000	0.0000	9.741325	0.068799	-1.238852	-0.001500	-0.002803	-0.008977	-0.569021	-0.151338	0.340374	0.047515	0.112279	0.992540	0.891155	-0.453617	0.008653	0.451205	0.884095	-0.121612
0	0	0	0.0000	59631.000	0.0000	9.726717	0.068782	-1.238667	-0.004932	-0.005007	0.001707	-0.568932	-0.149227	0.341854	0.047566	0.112225	0.992544	0.891125	-0.453677	0.008591	0.451258	0.884072	-0.121586
0	0	0	0.0000	59632.000	0.0000	9.733838	0.076002	-1.219049	-0.001525	-0.004550	-0.010787	-0.568663	-0.150247	0.342366	0.047505	0.112213	0.992548	0.891107	-0.453768	0.008652	0.451357	0.884027	-0.121547
0	0	0	0.0000	59633.000	0.0000	9.743694	0.056600	-1.224361	0.009082	-0.002721	-0.010625	-0.567572	-0.151246	0.342304	0.047436	0.112194	0.992553	0.891117	-0.453689	0.008695	0.451286	0.884069	-0.121499
0	0	0	0.0000	59634.000	0.0000	9.709533	0.061390	-1.216507	0.002063	-0.004745	-0.005370	-0.570258	-0.151230	0.341509	0.047423	0.112160	0.992558	0.891089	-0.453745	0.008699	0.451344	0.884045	-0.121462
0	0	0	0.0000	59635.000	0.0000	9.721704	0.076007	-1.223795	0.003864	-0.004866	-0.001756	-0.566756	-0.151379	0.342008	0.047442	0.112120	0.992561	0.891101	-0.453723	0.008660	0.451319	0.884062	-0.121436
0	0	0	0.0000	59636.000	0.0000	9.729021	0.049248	-1.212033	-0.004938	0.004163	-0.001790	-0.569396	-0.153910	0.339981	0.047422	0.111991	0.992577	0.891038	-0.453847	0.008636	0.451445	0.884014	-0.121310
0	0	0	0.0000	59637.000	0.0000	9.755869	0.051746	-1.222137	-0.001552	-0.002607	-0.014353	-0.568181	-0.153325	0.339713	0.047319	0.111988	0.992582	0.891031	-0.453858	0.008729	0.451469	0.884009	-0.121260
0	0	0	0.0000	59638.000	0.0000	9.748498	0.049271	-1.212279	0.002084	0.001596	-0.005300	-0.568088	-0.151355	0.341055	0.047278	0.111897	0.992595	0.891002	-0.453916	0.008732	0.451532	0.883990	-0.121161
0	0	0	0.0000	59639.000	0.0000	9.716894	0.061427	-1.223950	0.000198	-0.001646	-0.016120	-0.567268	-0.152356	0.340996	0.047155	0.111894	0.992601	0.891003	-0.453910	0.008840	0.451541	0.883994	-0.121102
0	0	0	0.0000	59640.000	0.0000	9.736507	0.042045	-1.231836	0.000159	-0.012460	-0.017121	-0.567544	-0.151783	0.341027	0.047073	0.111981	0.992595	0.890970	-0.453973	0.008962	0.451615	0.883951	-0.121141
0	0	0	0.0000	59641.000	0.0000	9.741318	0.051758	-1.229303	0.003777	0.000951	-0.012456	-0.567961	-0.151948	0.341721	0.046970	0.111938	0.992605	0.890987	-0.453940	0.009030	0.451593	0.883973	-0.121057
0	0	0	0.0000	59642.000	0.0000	9.746227	0.042047	-1.229509	0.004698	-0.004665	-0.007121	-0.569023	-0.153523	0.341523	0.046943	0.111910	0.992609	0.890967	-0.453978	0.009047	0.451635	0.883957	-0.121020
0	0	0	0.0000	59643.000	0.0000	9.741299	0.056616	-1.229231	0.009175	-0.004884	-0.000786	-0.568237	-0.151813	0.342009	0.046971	0.111866	0.992613	0.891002	-0.453990	0.008993	0.451563	0.883997	-0.120993
0	0	0	0.0000	59644.000	0.0000	9.738727	0.076017	-1.221561	0.009040	0.004737	-0.016826	-0.568651	-0.150955	0.342055	0.046813	0.111800	0.992627	0.891011	-0.453890	0.009101	0.451562	0.884016	-0.120863
0	0	0	0.0000	59645.000	0.0000	9.741064	0.085708	-1.214096	-0.001562	0.001071	-0.016108	-0.569195	-0.152127	0.342842	0.046678	0.111773	0.992637	0.891005	-0.453900	0.009211	0.451588	0.884014	-0.120777
0	0	0	0.0000	59646.000	0.0000	9.730956	0.124457	-1.186443	-0.002430	0.013790	-0.017784	-0.569721	-0.150361	0.341264	0.046470	0.111631	0.992663	0.890964	-0.453978	0.009343	0.451690	0.883992	-0.120556
0	0	0	0.0000	59647.000	0.0000	9.709505	0.114924	-1.240216	-0.005123	0.004804	-0.019710	-0.567561	-0.149774	0.340982	0.046286	0.111587	0.992676	0.890943	-0.454016	0.009494	0.451750	0.883979	-0.120432
0	0	0	0.0000	59648.000	0.0000	9.741357	0.046909	-1.231825	0.007406	-0.003047	-0.001690	-0.569712	-0.149474	0.340332	0.046298	0.111522	0.992683	0.890939	-0.454024	0.009454	0.451756	0.883983	-0.120379
0	0	0	0.0000	59649.000	0.0000	9.731309	0.071084	-1.204388	-0.008712	-0.005954	-0.022553	-0.567736	-0.149110	0.342823	0.046137	0.111585	0.992683	0.890904	-0.454090	0.009637	0.451842	0.883941	-0.120362
0	0	0	0.0000	59650.000	0.0000	9.719402	0.076070	-1.240916	0.003783	-0.013715	-0.017203	-0.569759	-0.148384	0.341230	0.046107	0.111639	0.992675	0.890887	-0.454136	0.009657	0.451889	0.883910	-0.120447
0	0	0	0.0000	59651.000	0.0000	9.736273	0.076005	-1.219079	-0.004825	-0.010882	0.014205	-0.568499	-0.150783	0.341088	0.046337	0.111579	0.992675	0.890845	-0.454209	0.009470	0.451938	0.883880	-0.120447
0	0	0	0.0000	59652.000	0.0000	9.741275	0.080944	-1.238671	-0.003265	-0.013785	-0.005521	-0.569583	-0.149919	0.340866	0.046364	0.111626	0.992668	0.890793	-0.454310	0.009481	0.452038	0.883822	-0.120499
0	0	0	0.0000	59653.000	0.0000	9.736246	0.063821	-1.209459	-0.003285	-0.002745	-0.010795	-0.569321	-0.151240	0.341912	0.046293	0.111608	0.992673	0.890777	-0.454341	0.009541	0.452077	0.883809	-0.120451
0	0	0	0.0000	59654.000	0.0000	9.733753	0.068658	-1.204455	0.007524	0.001085	-0.009111	-0.569169	-0.150777	0.340820	0.046384	0.111456	0.992686	0.890764	-0.454369	0.009394	0.452093	0.883813	-0.120357

Příloha 5: Tabulka výsledků – plochy těžišť, vyhodnocení dotazníku

Proband	plocha s otevřenými očima	plocha se zavřenými očima (cm ²)	pohlaví	věk	výška (cm)	zranění dolních končetin	problém s rovnováhou	úraz hlavy	skolióza	lordóza	kyfóza
8	0,7701	0,8679	muž	19	181	ano	ne	ano	ano	ne	ne
9											
10	1,3183	1,7524	žena	22	173	ne	ne	ano	ano	ne	ne
11	1,37	1,6027	žena	22	168	ne	ne	ne	ano	ne	ne
12	1,4684	1,8209	žena	20	160	ano	ne	ano	ne	ne	ne
13	1,2345	1,6115	muž	22	190	ne	ne	ne	ne	ne	ne
14	0,7407	1,1999	žena	22	184	ne	ne	ano	ano	ne	ne
15	1,0247	1,425	muž	23	178	ne	ne	ne	ne	ne	ne
16	1,1658	1,0415	muž	22	167	ne	ne	ne	ne	ne	ne
17	1,9706	2,6355	žena	24	173	ne	ne	ne	ano	ne	ne
18											
19	1,851	2,8764	žena	23	170	ne	ne	ne	ano	ne	ne
20	0,974	0,9273	žena	24	165	ne	ne	ne	ne	ne	ne
21	1,2903	2,0913	muž	26	183	ne	ne	ne	ano	ne	ne
22	1,402	1,8649	muž	23	184	ano	ne	ne	ano	ne	ne
J	1,1523	1,2835	muž	23	180	ne	ne	ne	ne	ne	ne
P	1,1385	0,6693	muž	27	183	ano	ne	ne	ne	ne	ne

Tabulka výsledků – korelace a směrodatné odchylky při otevřených očích

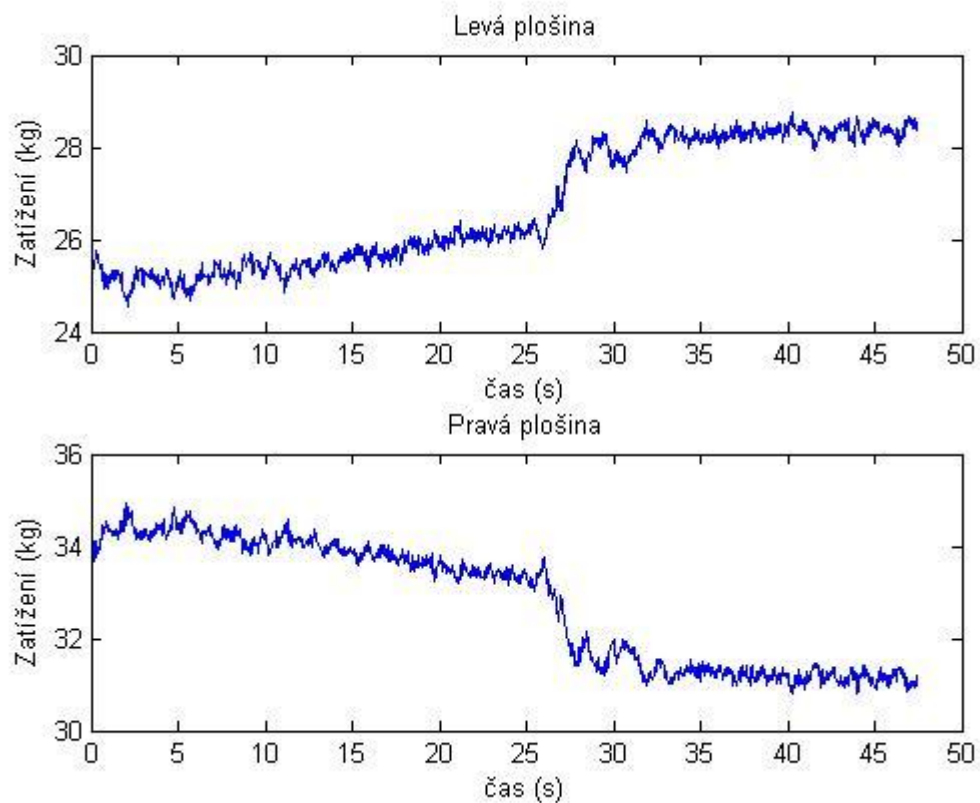
Otevřené oči															
RHORolIXT	PvalRolIXT	RHOlPitcHYT	PVALPitcHYT	RHOlIIXLK	PVALRolIXLK	RHOlPitcHYLK	PVALPitcHYLK	RHOlIIXPK	PVALRolIXPK	RHOlPitcHYPK	PVALPitcHYPK	sdXT (cm)	sdYT (cm)	sdRoll (°)	sdPitch (°)
-0,0387	0,1274	-0,3614	0	-0,0342	0,1779	0,4236	0	-0,3509	0	-0,0095	0,7084	0,2998	0,3819	0,4125	0,7862
-0,0895	0,0006	0,0381	0,1443	-0,6223	0	0,0656	0,0119	0,4487	0	0,0152	0,5606	0,6469	0,6411	0,551	0,5322
0,3424	0	0,1625	0	0,2373	0	0,4186	0	-0,0018	0,9438	0,4196	0	0,4	0,7176	0,6662	0,5439
0,2172	0	-0,0886	0,0005	0,2818	0	-0,0073	0,7716	0,1993	0	-0,2011	0	0,2463	0,9607	0,4573	0,4707
0,0354	0,1686	0,213	0	-0,0912	0,0004	0,6938	0	-0,0868	0,0007	-0,4332	0	0,245	0,6253	0,3992	1,577
0,2945	0	-0,0189	0,4352	-0,0961	0,0001	-0,1839	0	-0,0507	0,0362	0,0129	0,5944	0,2935	0,7073	0,4645	0,6005
0,1147	0	0,3877	0	0,4858	0	0,7897	0	-0,4272	0	0,7777	0	0,1552	0,6032	0,8134	1,5659
0,1423	0	0,2073	0	0,0519	0,0962	0,3296	0	-0,3699	0	0,4077	0	0,3945	0,6799	0,5859	1,2675
-0,1479	0,0001	0,0885	0,0171	-0,176	0	-0,0783	0,0349	0,0589	0,1128	-0,3307	0	0,5354	0,7969	0,4988	0,9471
-0,0258	0,3582	0,0807	0,004	0,1923	0	0,0161	0,5652	-0,2671	0	0,1209	0	0,4381	0,9391	0,4639	0,447
-0,2555	0	0,2884	0	-3,994	0	0,3376	0	0,297	0	0,3263	0	0,3284	0,6428	0,376	0,3739
0,022	0,3891	0,099	0,0001	-0,2202	0	-0,2536	0	0,3506	0	-0,1846	0	0,1381	0,8814	0,4387	0,893
0,1764	0	0,1041	0,0001	0,5009	0	-0,1149	0	-0,0828	0,0017	0,1825	0	0,4114	0,6323	0,6765	0,6844
0,1236	0	0,1829	0	-0,3682	0	-0,5935	0	0,3409	0	-0,5749	0	0,348	1,5964	0,4582	0,6325
-0,019	0,4503	-0,4726	0	-0,1338	0	-0,5949	0	0,1303	0	-0,6926	0	0,2018	0,4749	0,336	0,82

Tabulka výsledků – korelace a směrodatné odchylky při zavřených očích

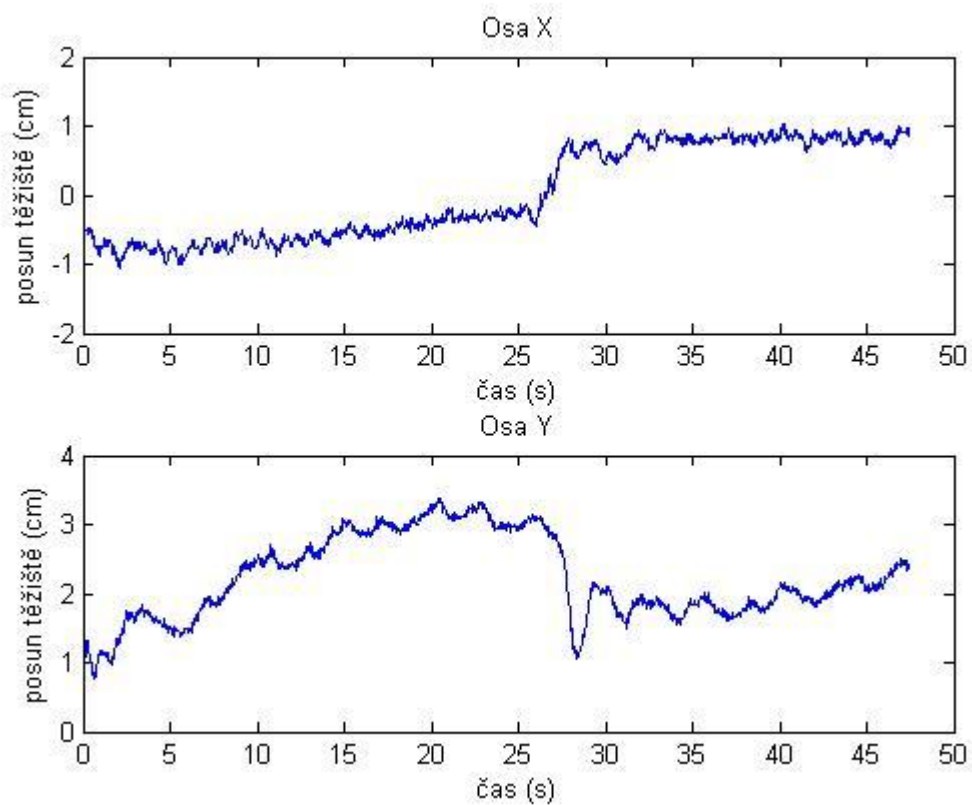
Zavřené oči															
RHORIIXT	PVALROIIXT	RHOPITCHYT	PVALPITCHYT	RHORIIXLK	PVALROIIXLK	RHOPITCHYLK	PVALPITCHYLK	RHORIIXPK	PVALROIIXPK	RHOPITCHYPK	PVALPITCHYPK	sdXT (cm)	sdYT (cm)	sdRoll (°)	sdPitch (°)
0,0725	0,0036	0,075	0,0026	-0,3439	0	0,141	0	-0,2787	0	0,2375	0	0,2661	0,6659	0,5837	0,7972
-0,2002	0	0,007	0,7785	0,3537	0	-0,0827	0,0009	-0,2649	0	0,0634	0,0112	0,4586	0,7023	0,4969	0,5826
0,115	0	0,1994	0	0,3482	0	0,2208	0	-0,3116	0	0,1585	0	0,3645	1,1303	0,5245	0,6808
0,28	0	-0,1304	0	-0,3484	0	0,3175	0	0,2802	0	0,1636	0	0,2624	0,8023	0,6232	0,5274
0,0746	0,0043	-0,2464	0	-0,3041	0	0,7002	0	0,2138	0	0,0465	0,0753	0,2268	0,5297	0,4288	1,3567
-0,4067	0	0,2342	0	0,3286	0	-0,1972	0	-0,3244	0	-0,1454	0	0,4151	0,8959	0,6197	0,6672
0,0742	0,0031	0,0223	0,3756	0,2555	0	0,101	0,0001	-0,1591	0	0,323	0	0,2465	0,6312	0,6367	1,1796
0,1115	0,0012	-0,0392	0,2552	-0,0049	0,8859	-0,2248	0	-0,1784	0	0,2171	0	0,4428	0,738	0,7599	0,7288
0,0366	0,2355	-0,191	0	0,1413	0	-0,0856	0,0055	-0,1216	0,0001	0,0616	0,0459	0,5519	0,8428	0,5933	1,3237
0,2814	0	0,5318	0	0,4078	0	0,2962	0	-0,3493	0	0,3514	0	0,3348	1,1131	0,4385	0,7226
0,115	0	-0,0607	0,017	-0,1201	0	-0,3648	0	-0,0184	0,4707	0,0088	0,729	0,436	0,904	0,3415	0,689
-0,1577	0	0,5591	0	0,2331	0	0,6858	0	-0,1187	0	0,678	0	0,2514	0,9523	0,3309	0,9517
0,0175	0,4871	-0,1374	0	-0,3307	0	0,2677	0	0,0119	0,637	0,2264	0	1,0782	0,7733	0,5777	0,6776
-0,309	0	0,1382	0	-0,2264	0	-0,5054	0	0,1435	0	-0,4004	0	0,3143	1,4293	0,4327	0,852
0,0719	0,0052	-0,4061	0	-0,3206	0	-0,0257	0,3175	0,2835	0	-0,0368	0,1534	0,2456	0,9407	0,3887	0,5888

Příloha 6: Vyhodnocení měření vyřazených probandů

Proband 18, měření s otevřenými očima

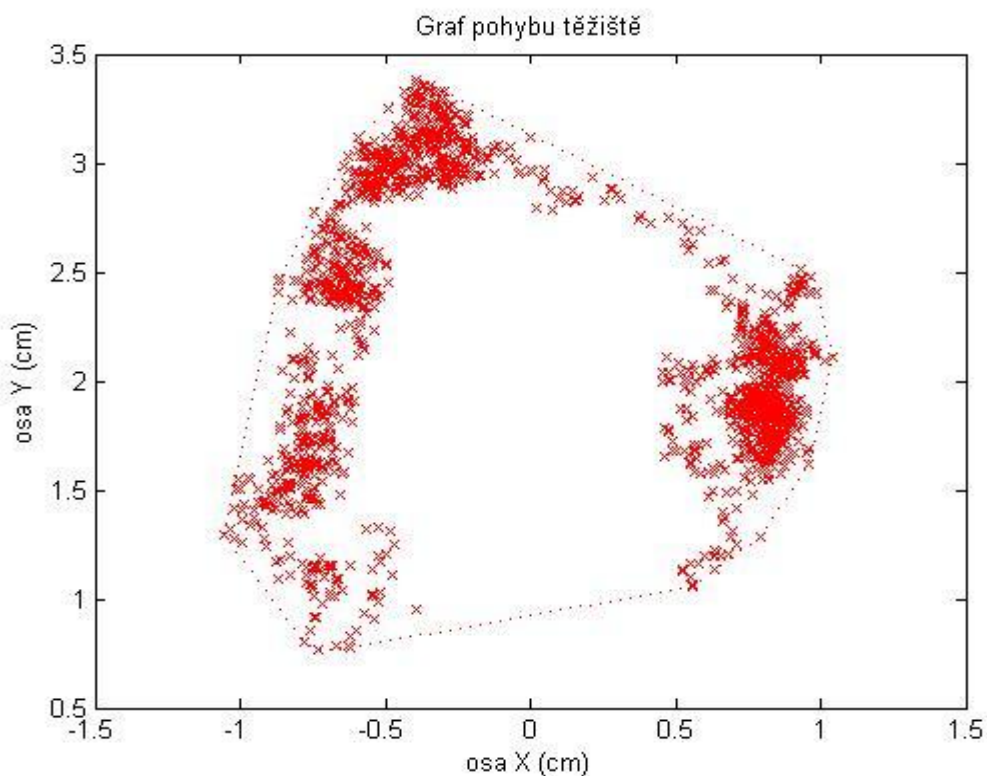


Obr. příloha 6.1 – Zatížení levé a pravé plošiny v čase, s otevřenými očima



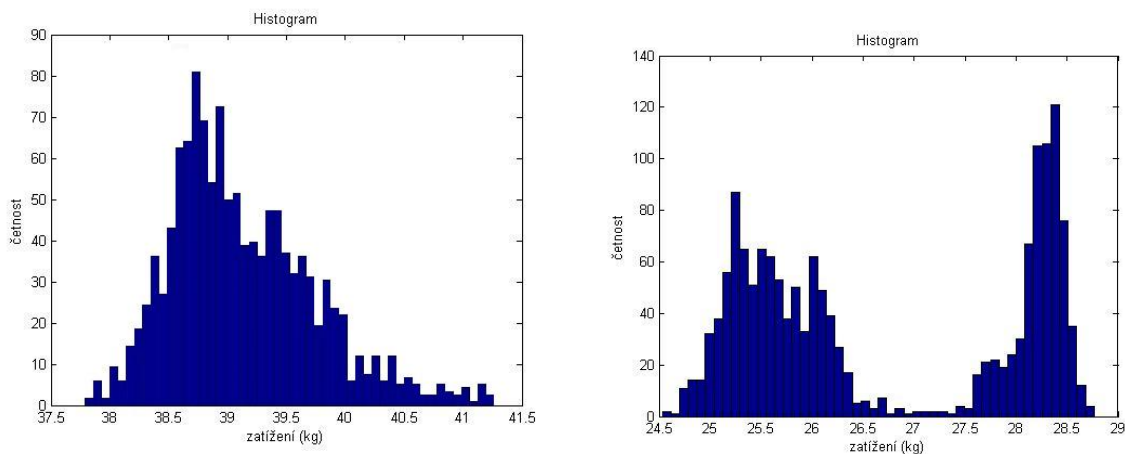
Obr. příloha 6.2 – Posun těžiště v ose X a Y, s otevřenými očima

Už na prvních dvou grafech vidíme prudkou změnu uprostřed měření, kdy proband změnil své těžiště. To samé vidíme i na grafu plochy těžiště, kde je první shluk bodů v pravé části a poté se přesune na levou část grafu. Výsledná plocha ohraničená obálkou convhull je tady na místo $1,23 \text{ cm}^2$ jako u průměrného probanda třikrát vyšší a dosahuje hodnoty $3,37 \text{ cm}^2$.



Obr. příloha 6.3 – Plocha posunu těžiště po plošinách, s otevřenými očima

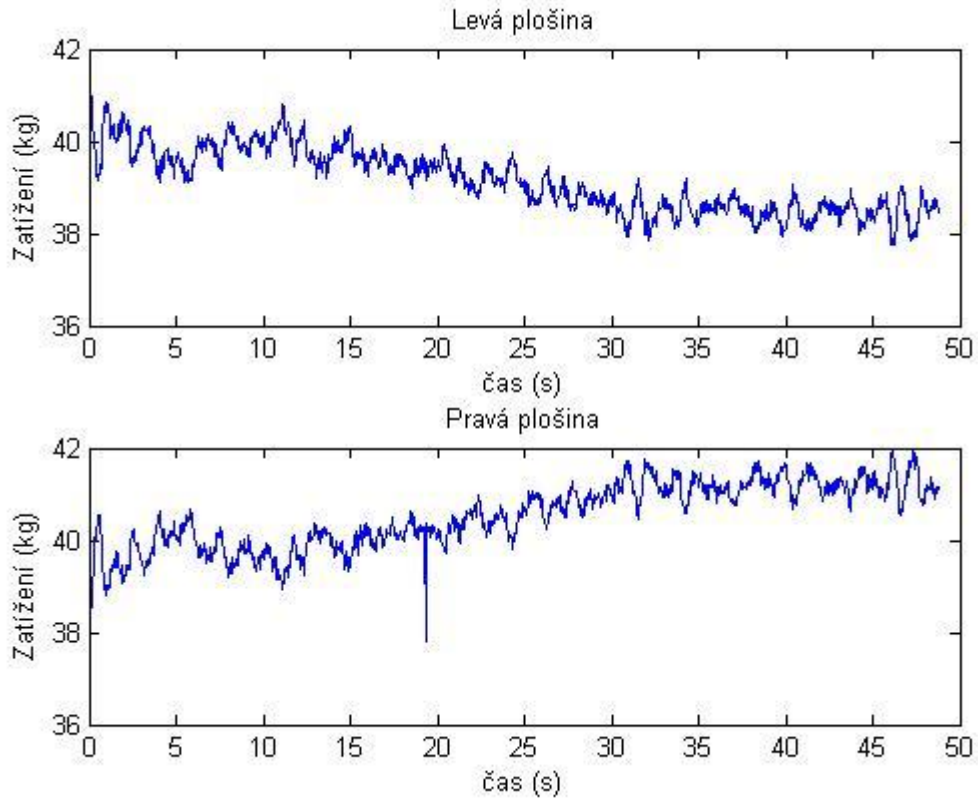
Kdybychom si porovnali histogramy vyřazeného probanda a průměrného probanda, uvidíme další rozdíly, viz obr. příloha 6.4. Zatímco průměrný proband měl jednu polohu těžiště a histogram tedy připomíná Gaussovo rozložení, vyřazený proband má tyto polohy dvě.



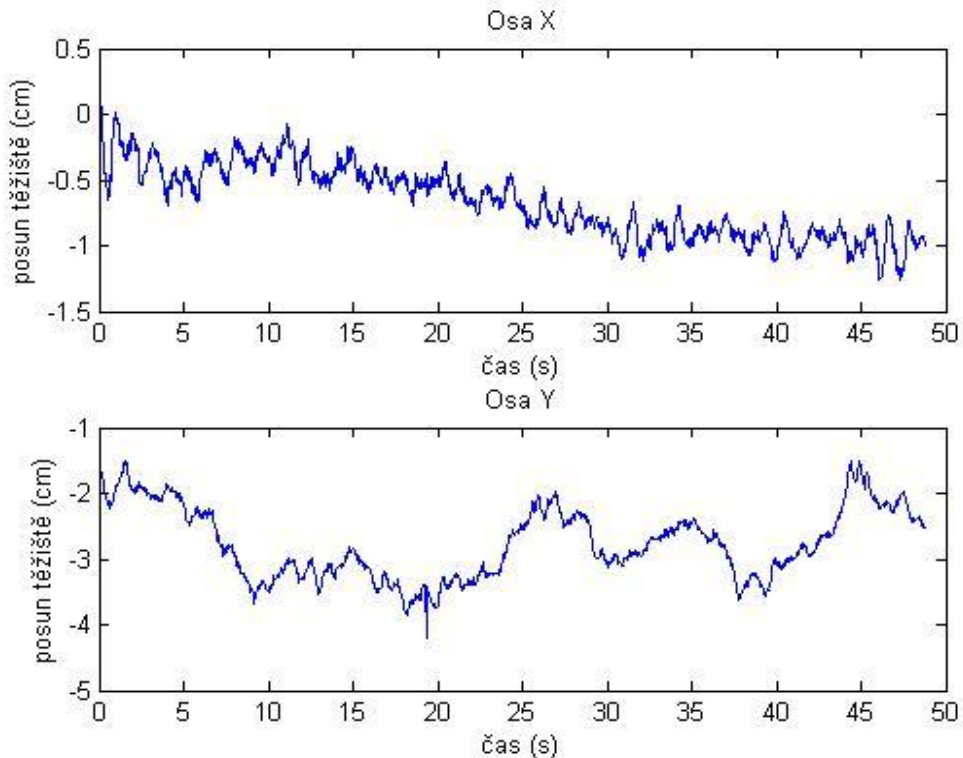
Obr. příloha 6.4 – Histogramy průměrného a vyřazeného probanda

Proband 9, měření s otevřenýma očima

U probanda 9 není změna polohy tak markantní, jako u probanda 18. Přesto by ale tyto hodnoty výrazně ovlivnily vyhodnocení ostatních probandů.

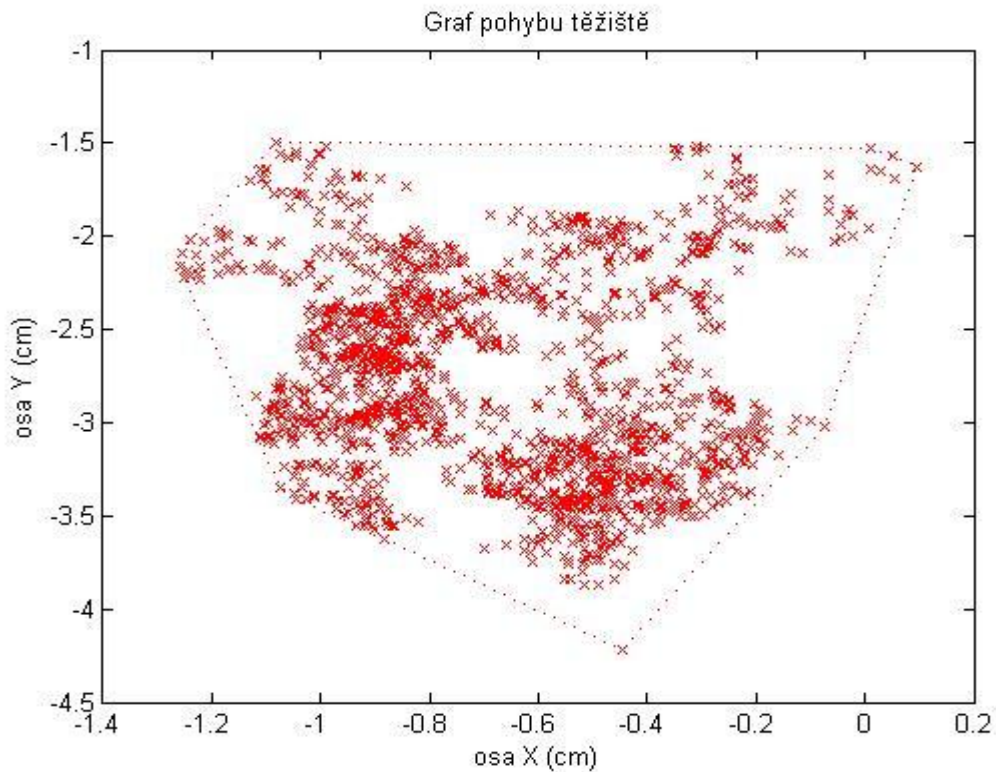


Obr. příloha 6.5 – Zatížení levé a pravé plošiny v čase, s otevřenýma očima



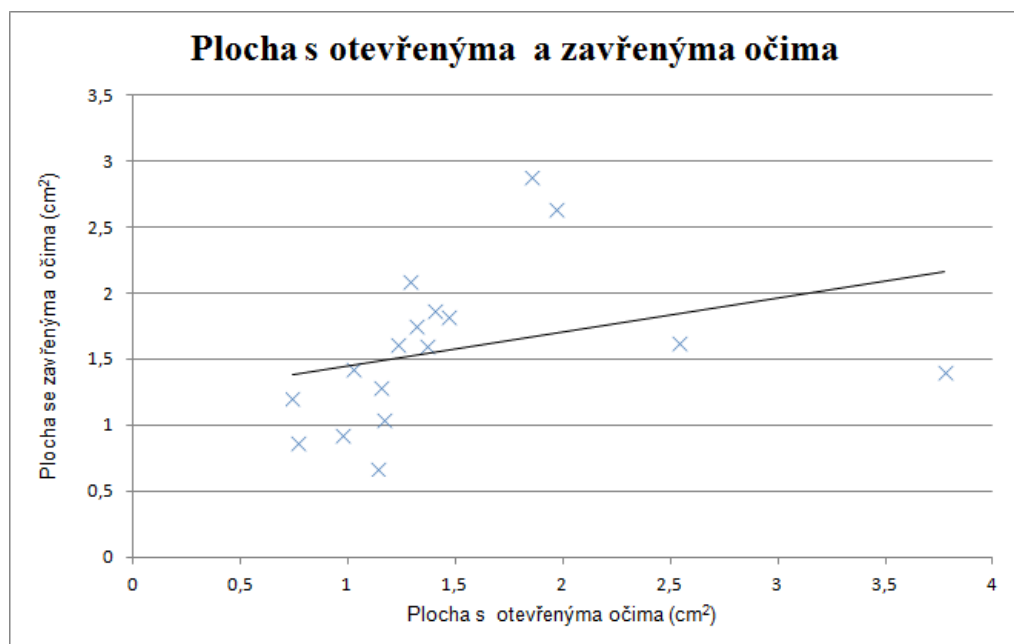
Obr. příloha 6.6 – Posun těžiště v ose X a Y, s otevřenýma očima

Na grafu posunu těžiště po plošinách opět vidíme dva shluky, což jsou těžiště první a druhé části měření. Změna je zde menší, protože rozdílné polohy těžiště nejsou příliš vzdálené. Plocha ohraničená obálkou convhull zde byla asi dvakrát větší než u průměrného probanda, cca 2,54 cm².



Obr. příloha 6.7 – Plocha posunu těžiště po plošinách, s otevřenými očima

Pokud bych tedy tyto probandy nevyřadil, nebyla by závislost plochy s otevřenými a zavřenými očima téměř lineární, ale vypadala by takto:



Obr. příloha 6.8 – Graf závislosti plochy těžiště s otevřenými a zavřenými očima

To by změnilo i rovnici regrese a celkový přepočítání těžiště s otevřenými a zavřenými očima. Rovnice regrese:

$$plocha\ bez\ očí = 0,256 \cdot plocha\ s\ očima + 1,1912 \quad (10)$$

Hodnota spolehlivosti: $R^2 = 0,103$

Příloha 7: Termografie

Termografie (termovize) je zobrazovací metoda, která pomocí infračervené kamery umožňuje zjistit a zobrazit teplotu povrchu snímaného objektu. Termogram je potom snímek, který pomocí termovizní kamery pořídíme. Rozlišujeme dva typy termogramů – radiometrické a neradiometrické. Radiometrické termogramy umožňují výpočet teploty povrchu daného objektu a neradiometrické to neumožňují, pouze zobrazují. Kamery využívají bezkontaktní termografie, což je metoda založená na předpokladu, že každé těleso teplejší než 0 K vyzařuje elektromagnetické záření. Záření dopadá na snímač kamery, který ho přemění na elektrický signál. Ten je následně zpracováván. Ve výsledném zobrazení pak každá barva odpovídá určité teplotě [57,58].

V medicíně se tato metoda díky své snadné dostupnosti, finanční nenáročnosti a bezpečnosti často používá. Využití našla např. v endokrinologii při vyšetření pacientů s onemocněním štítné žlázy nebo k lokalizaci zánětu. Lze jí využít i k zjištění stavu cévního zásobení místa po transplantaci a její využití se v medicíně neustále rozšiřuje [59].

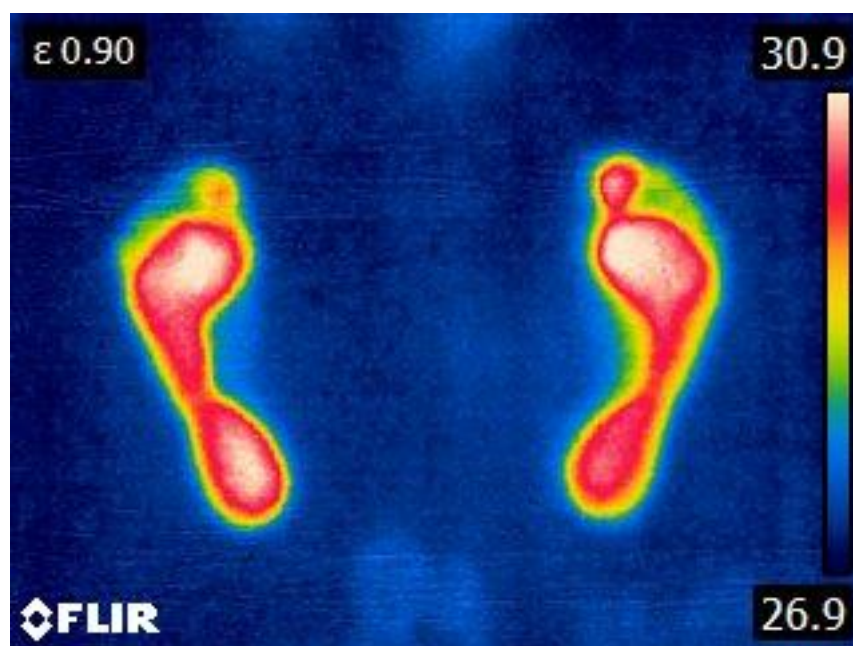
Termovizní kameru můžeme použít i k hodnocení pronace a supinace chodidla při kontaktu nohy s podložkou, což jsem také ověřil. Využil jsem k tomu termovizní kameru FLIR E6.

Termovizní kamera FLIR E6

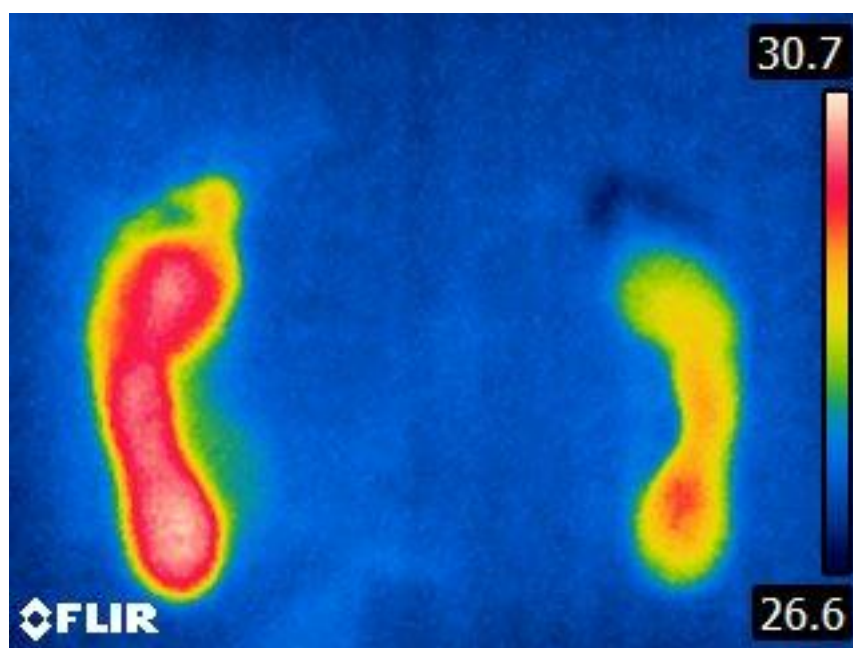
Termovizní kamery firmy FLIR jsou vhodné pro všeobecné použití od stavebnictví, průmysl až po naše použití v medicíně. V řadě Ex existuje několik typů kamer, od E4, E5, E6, až E8, které se liší svým rozlišením i dalšími parametry.

Parametry termovizní kamery FLIR E6:

- Rozlišení senzoru 160 x 120 px
- Teplotní citlivost < 0,06 °C
- Teplotní rozsah -20 °C až + 250 °C
- Zorné pole 45° x 34°
- Obrazové metody: Termogram, reálný snímek, MSX, Galerie
- Velikost displeje: 3 palce
- Pádová odolnost 2 m
- Vnitřní paměť min. 500 snímků
- Fotoaparát
- Váha 575 g
- Dobrá provozu 4 hodiny
- Rozměry 244 x 95 x 140 [60].



Obr. příloha 7.1 – Termovizní snímek běžného probanda



Obr. příloha 7.2 – Termovizní snímek probanda po operaci skoliózy

Příloha 8: Ukázka výpočtu úhlu roll a pitch

```
roll =
atan(((XsensAkceleraceParLevyX_vyber) ./ (sqrt(((Xsens
AkceleraceParLevyY_vyber).^2) + ((XsensAkceleraceParLe
vyZ_vyber).^2))))); %výpočet úhlu roll

pitch =
atan((XsensAkceleraceParLevyY_vyber ./ (sqrt((XsensAkce
leraceParLevyX_vyber.^2) + (XsensAkceleraceParLevyZ_v
yber.^2))))); %výpočet úhlu pitch

roll = -roll*(180/pi); %přepočet úhlu na stupně,
převrácení orientace
pitch = -pitch*(180/pi); %přepočet úhlu na stupně,
převrácení orientace
```


Příloha 9: Ukázka výpočtu polohy společného těžiště plošin

```
XL = X1;%X-ová souřadnice těžiště levé plošiny
XP = X2;% X-ová souřadnice těžiště pravé plošiny
YL = Y1;% Y-ová souřadnice těžiště levé plošiny
YP = Y2;% Y-ová souřadnice těžiště pravé plošiny

HmotnostL = Hmotnost1;%Zatížení levé plošiny
HmotnostP = Hmotnost2;%zatížení pravé plošiny

distance = 30; %výchozí vzdálenost středů plošin od
sebe v ose X

PosunXL = 0; %posun plošin od výchozí polohy v novém
souřadnicovém systému (posun levé plošiny v ose X)
PosunYL = 0;
PosunXP = 0;
PosunYP = 0;

XLK = YL-(distance/2)+PosunXL; %přepočítání těžiště do
nového souřadnicového systému obou plošin - z každé
plošiny souřadnice X, Y
XPK = -YP+(distance/2)+PosunXP;
YLK = -XL+PosunXL;
YPK = XP+PosunXP;

XT = (HmotnostP.*XPK +
HmotnostL.*XLK) ./ (HmotnostP+HmotnostL);%výpočet
souřadnic těžiště v novém souřadnicovém systému
YT = (HmotnostP.*YPK +
HmotnostL.*YLK) ./ (HmotnostP+HmotnostL);
```

Příloha 10: Ukázka výpočtu korelací a směrodatných odchylek

```
[RHORollXT, PVALRollXT]
=corrcoef(rollPrevz(1:(length(tSpol))), XT(1:(length(
tSpol)))) %korelace těžiště v X-roll pro obě
končetiny
[RHOPitchYT, PVALPitchYT]
=corrcoef(pitchPrevz(1:(length(tSpol))), YT(1:(length(
tSpol)))) %korelace těžiště v Y-pitch pro obě
končetiny

[RHORollXLK_vyberx, PVALRollXLK_vyberx]
=corrcoef(rollPrevz(1:(length(tSpol))), XLK_vyberx(1:
(length(tSpol)))) %levá končetina X-roll
[RHOPitchYLK_vyberx, PVALPitchYLK_vyberx]
=corrcoef(pitchPrevz(1:(length(tSpol))), YLK_vyberx(1
:(length(tSpol)))) %levá končetina Y-pitch
[RHORollXPK_vyberx, PVALRollXPK_vyberx]
=corrcoef(rollPrevz(1:(length(tSpol))), XPK_vyberx(1:
(length(tSpol)))) %pravá končetina X-roll
[RHOPitchYPK_vyberx, PVALPitchYPK_vyberx]
=corrcoef(pitchPrevz(1:(length(tSpol))), YPK_vyberx(1
:(length(tSpol)))) %pravá končetina Y-pitch

stdXT = std(XT(1:length(tSpol))) %směrodatná
odchylka v ose X
stdYT = std(YT(1:length(tSpol))) %směrodatná
odchylka v ose Y
stdRoll = std(rollPrevz(1:(length(tSpol))))
%směrodatná odchylka v úhlu roll
stdPitch = std(pitchPrevz(1:(length(tSpol))))
%směrodatná odchylka v úhlu pitch
```

Příloha 11: Ukázka průběhu měření

