



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**  

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**  
**Katedra biomedicínské techniky**

**Analýza excentrického vychýlení osy rotace  
v průběhu pulzního rotačního testu**

**Analysis of eccentric axis rotation during  
head impulse test**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Zuzana Wanglerová

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Petr Volf

---

**Kladno 2017**

## Zadání bakalářské práce

Student: **Zuzana Wanglerová**  
Obor: Biomedicínský technik  
Téma: **Analýza excentrického vychýlení osy rotace v průběhu pulzního rotačního testu**  
Téma anglicky: Analysis of eccentric axis rotation during head impulse test

### Zásady pro vypracování:

Pro účely diferenciální diagnostiky závrativých stavů v neurologii navrhnete fantom umožňující excentrické vychýlení osy rotace v průběhu pulzního rotačního testu. Na souboru min. 15 probandů provedte pilotní měření pulzního rotačního testu. Analyzujte správnost stimulu s ohledem na potřeby nulové excentricity osy rotace. Dále naměřte pilotní data min. na 5 probandech spolu s VOG při různé excentricitě osy rotace a sledujte její vliv na výsledné horizontální a vertikální pohyby oka.

### Seznam odborné literatury:

- [1] Clarke, A.H., Engelhorn, A., Unilateral testing of utricular function, Exp Brain Res, ročník 4, číslo 121, 1998, 457-464 s.
- [2] Ripka, P., Típek, A., Modern Sensors Handbook, ed. 1, John Wiley & Sons, 2010, 518 s., ISBN 9780470394892
- [3] Volf, P., Kutílek, P., Hozman, J., Černý, R., Koukolík, T., Hejda, J., System for Measuring Kinematics of Vestibular System Movements in Neurological Practice, Acta Polytechnica, ročník 56, číslo 4, 2016, 328-335 s.

Zadání platné do: 11.09.2018  
Vedoucí: Ing. Petr Volf  
Konzultant: doc. Ing. Jiří Hozman, Ph.D.

  
vedoucí katedry / pracoviště

  
děkan

V Kladně dne 20.02.2017

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Analýza excentrického vychýlení osy rotace v průběhu pulzního rotačního testu“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

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

V Kladně dne

.....

Zuzana Wanglerová

## **PODĚKOVÁNÍ**

Ráda bych poděkovala vedoucímu práce Ing. Petru Volfovi za cenné rady a vstřícný přístup při vedení bakalářské práce. Děkuji také za ochotu všem probandům, díky kterým bylo možné naměřit potřebná data. Mé díky patří i Adéle Váchové a Bc. Jakubovi Šourkovi za pomoc při samotném měření, jehož výstupy byly publikovány v rámci příspěvku na konferenci Poster 2017.

## **ABSTRAKT**

### **Název práce: Analýza excentrického vychýlení osy rotace v průběhu pulzního rotačního testu**

Tato bakalářská práce se zabývá analýzou excentrického vychýlení osy rotace v průběhu pulzního rotačního testu. Za tímto účelem byl navržen fantom umožňující manuální a automatickou stimulaci při zvolené excentricitě osy rotace. Bylo zjištěno, že lineární zrychlení je ovlivněno umístěním gyro-akcelerometru na gyro-akcelerometrické helmě, zatímco úhlové zrychlení ovlivněno není. Dále byl na souboru 20 probandů naměřen pulzní rotační test s gyro-akcelerometrickou helmou, přičemž u 5 probandů byl záznam rozšířen o videookulografii ze systému Otometrics ICS Impulse. Výsledky naznačují závislost mezi pohybem očí a úhlovou rychlostí, případně excentricitou záškubu. Rozdíl v excentricitě záškubu mezi ženami a muži nebyl prokázán.

### **Klíčová slova**

pulzní rotační test, vestibulární aparát, lineární zrychlení, úhlové zrychlení, excentrická rotace

## **ABSTRACT**

### **The title of the Thesis: Analysis of eccentric axis rotation during head impulse test**

This bachelor's thesis follows up the analysis of eccentric axis rotation during the head impulse test. For this purpose, a phantom allowing manual and automatic stimulation for certain eccentricity of axis rotation was devised. It was detected that the linear acceleration is influenced by position of the gyro-accelerometer on the gyro-accelerometric helmet while the angular acceleration is not. After that, a group of twenty probands was measured by a impulse rotation test with the gyro-accelerometric helmet. In case of five probands, the research was extended by a videooculography from the (název) system. The results indicate a relation between the eye move and the angular speed or eventually the eccentricity of the HIT. Any difference between the eccentricity of women's and men's HIT was not proved.

### **Keywords**

head impulse test, vestibular apparatus, linear acceleration, angular acceleration, eccentric rotation

# Obsah

<b>Seznam symbolů a zkratk</b> .....	<b>8</b>
<b>1 Úvod</b> .....	<b>9</b>
1.1 Přehled současného stavu .....	9
1.1.1 Pulzní rotační test .....	9
1.1.2 Vestibulární aparát.....	10
1.1.3 Teorie gyro-akcelerometrů .....	12
1.1.4 Úhly náklonu .....	14
1.2 MoCap systémy.....	15
1.3 Cíle práce.....	16
<b>2 Metody</b> .....	<b>17</b>
2.1 Měření na fantomu .....	18
2.1.1 Fantom s manuální stimulací.....	18
2.2 Fantom s automatickou stimulací pomocí krokového motoru .....	20
2.3 Měření na probandech .....	22
2.3.1 Měření HIT .....	22
2.3.2 Měření VOG v průběhu HIT .....	22
<b>3 Zpracování dat</b> .....	<b>24</b>
3.1 Zpracování dat z gyro-akcelerometrů .....	24
3.1.1 Statistické zpracování .....	27
3.2 Zpracování dat z videookulografie (VOG) .....	28
<b>4 Výsledky</b> .....	<b>29</b>
4.1 Fantom s manuální stimulací.....	29
4.2 Fantom s automatickou stimulací.....	31
4.3 Měření HIT na probandech .....	33
4.3.1 Výsledky statistického zpracování .....	35
4.4 Výsledky měření z videookulografie (VOG).....	35
<b>5 Diskuse</b> .....	<b>37</b>
5.1 Fantom s manuální stimulací.....	37
5.2 Fantom s automatickou stimulací.....	38
5.3 Měření HIT na probandech .....	38

5.4	Měření VOG v průběhu HIT .....	39
<b>6</b>	<b>Závěr .....</b>	<b>40</b>
	<b>Seznam použité literatury .....</b>	<b>41</b>
<b>7</b>	<b>Přílohy .....</b>	<b>43</b>
	<b>Příloha A: .....</b>	<b>43</b>
	Technická specifikace Xsens .....	43
	Technická specifikace systému Vicon .....	44
	<b>Příloha B: Ukázka aplikace Wolfram .....</b>	<b>45</b>
	<b>Příloha C: Souhlas etické komise .....</b>	<b>46</b>
	<b>Příloha E: Dotazník k vyplnění pro probandy .....</b>	<b>48</b>
	<b>Příloha F: Tabulka výsledků - 1. část .....</b>	<b>49</b>
	<b>Příloha G: Tabulka výsledků - 2. část .....</b>	<b>50</b>



## Seznam symbolů a zkratek

HIT - head impulse test

VOR - vestibulo-okulární reflex

CNS - centrální nervová soustava

VOG - videookulografie

PP - pravý parietální gyro-akcelerometr

LP - levý parietální gyro-akcelerometr

LV - levý vestibulární gyro-akcelerometr

PV - pravý vestibulární gyro-akcelerometr

IUD - intertrikulární vzdálenost

# 1 Úvod

V rámci bakalářské práce jsem se věnovala vytvoření systému, na kterém je možné zvolit excentrické vychýlení osy rotace v průběhu pulzního rotačního testu (HIT – Head Impulse Test). Dostupné systémy HIT tuto možnost nemají. Při vyšetřeních se objevují nevysvětlitelné a nepodložené pohyby očí. To může být způsobeno právě vlivem excentrického vychýlení osy rotace z důvodu různé stimulace hlavy pacienta v průběhu HIT. V práci jsem se zaměřila na vliv lineárního a úhlového zrychlení. Následně bylo na souboru 15 probandů provedeno pilotní měření pulzního rotačního testu a na pěti probandech měření HIT spolu s VOG, který může mít, při různé excentricitě osy rotace, vliv na výsledné pohyby oka v rámci vestibulookulárního reflexu (VOR).

## 1.1 Přehled současného stavu

### 1.1.1 Pulzní rotační test

Pulzní rotační test je citlivá a specifická metoda vyšetřování, která dokáže detekovat unipolární nebo bilaterální dysfunkce periferního vestibulárního systému. Řadí se mezi neurootologické testy, které jsou schopny odhalit poruchy vestibulookulárního reflexu. Test je založen na skutečnosti, že lidské oko při výskytu vestibulární léze, není schopno fixovat jeden bod. Této skutečnosti se využívá právě při HIT. Test je možné provádět ve třech rovinách, které přísluší jednotlivým vestibulárním kanálkům [1, 2]. Pulzní rotační test poprvé popsal Dr. Michael Halmagyi s Dr. Ianem Curthoyssem v roce 1988 [3].

Při tomto testu sedí vyšetřující před pacientem, přičemž pacient očima fixuje jeho nos. Pacientova hlava je nakloněna dopředu pod úhlem přibližně 30°. Zkoušející rychle otáčí hlavou pacienta v horizontální rovině a náhodně střídá směry. Výchylka HIT nemusí být velká, většinou je v rozmezí 5 ° až 15 °, ale musí mít nepředvídatelný směr a zrychlení. Při normálním stavu zůstávají oči pevně fixovány na cíl. Při poškození vestibulárního systému vyšetřovaný není schopný udržet fixaci na jednom bodě a provede tzv. korekční sakadický pohyb oka opačným směrem. V případě výskytu tohoto pohybu se jedná o periferní postižení [2, 3].

Při HIT lékaři někdy využívají tzv. vyšetřovací soupravy, využívající vysoko-snímkové kamery umístěné v brýlích, které jsou schopny zachytit rychlé oční pohyby lépe než oko vyšetřujícího a digitálně je zpracovat. Nevýhodou těchto brýlí může být přítomnost pouze jednoho gyro-akcelerometru, v důsledku čehož není možné stanovit vzdálenost osy rotace od vertikální osy těla, resp. skutečné lineární a úhlové zrychlení vestibulárního aparátu [3].

### 1.1.2 Vestibulární aparát

Vestibulární aparát je smyslový orgán, který zajišťuje pocit rovnováhy, prostorové orientace a koordinaci pohybu. Nachází se u většiny savců. Skládá se ze třech částí. Z polokruhovitých kanálků, které zajišťují vnímání úhlového zrychlení hlavy, z vejčitého váčku (utricle), který zajišťuje vnímání horizontálního zrychlení a kulovitého váčku (sacculus), díky kterému je člověk schopný vnímat vertikální zrychlení. Interutrikulární vzdálenost (IUD) je možné stanovit na základě rov. (1).

$$IUD = 0.567 + 0.497(IMD(mm)) \quad (1)$$

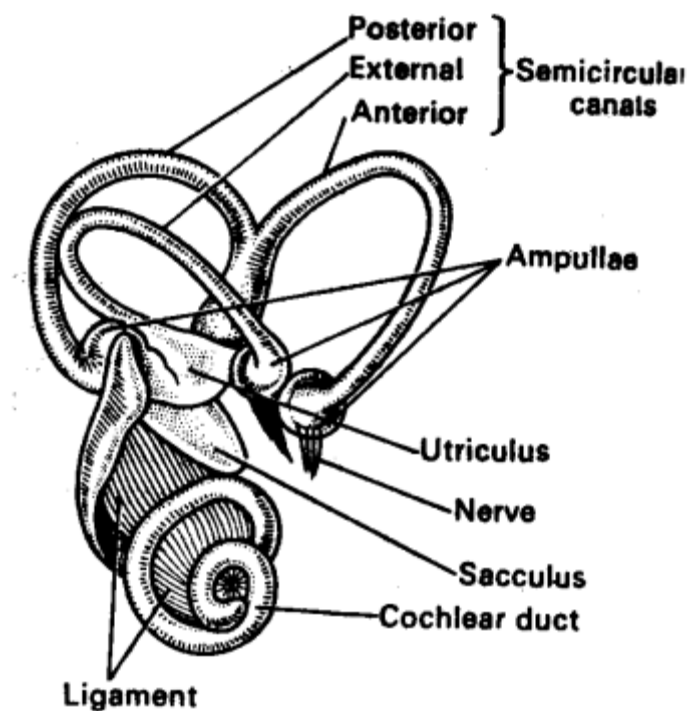
Na základě výsledků magnetické rezonance u skupiny 25 mužů a žen byla hodnota IUD stanovena na  $7.45 \text{ cm} \pm 0.08 \text{ cm}$  pro muže a  $6.99 \text{ cm} \pm 0.06 \text{ cm}$  pro ženy, ty měly vyšší korelaci s intermastodiální vzdáleností (IMD). Optimalizovaná rovnice používá váhu pacienta a vzdálenost mezi nasionem a inionem. Vestibulární systém vysílá signály, které jsou přenášeny do centrální nervové soustavy (CNS), která ovládá pohyby očí, a do svalů, které udržují vzpřímený postoj. Lidský mozek využívá informace z vestibulárního aparátu v každém okamžiku, protože díky tomu vnímá polohu a zrychlení [5, 6]. Důležitou částí vestibulárního aparátu, která se nejvíce podílí na výsledném VOR v průběhu HIT, jsou polokruhovité kanálky.

#### 1.1.2.1 Polokruhovité kanálky

Jelikož se hlava může translačně a rotačně pohybovat ve třech směrech, obsahuje vestibulární systém tři polokruhovité kanálky, které jsou na sebe kolmé. Polokruhovité kanálky jsou součástí vnitřního ucha a jsou lemovány mikroskopickými chloupky (řasinkami) v tekutině, která se nazývá endolymfa. Při pohybu hlavy endolymfa zajišťuje pohyb řasinek. Pohyby řasinek jsou přenášeny do CNS, a tím způsobují možnost vnímání pohybu. Polokruhovité kanálky dělíme na boční (horizontální), horní (superiorní) a zadní (posteriorní) polokruhovitý kanálek. Horní a zadní kanálky jsou

někdy souhrnně označovány jako svislé. Každý z těchto kanálků umožňuje oddělené vnímání úhlového zrychlení. Superiorní kanálek detekuje pohyb hlavy ze strany na stranu, např. náklon hlavy směrem k ramenu. Posteriovní kanálek umožňuje detekovat pohyb v sagitální rovině. To je např. pohyb hlavou dopředu a dozadu, přičemž pohyb si můžeme představit jako pohyb při souhlasném kývání hlavou. Horizontální kanálek je citlivý na pohyb ve svislé rovině, který si můžeme představit jako pohyb při nesouhlasném kroucení hlavou [6]. Oba horní a zadní kanálky jsou orientovány asi 45 ° mezi frontální a sagitální rovinou. Pohyb tekutiny tlačí na strukturu, která se nazývá cupula a obsahuje řasinky. Ty mění mechanický pohyb na elektrické signály [5, 6, 7].

Při poškození polokruhovitých kanálků nebo jejich částí může dojít ke ztrátě schopnosti vnímání pohybu. V některých případech může z poruchy nebo poškození vyplývat i ztráta sluchu [6, 7].



Obrázek 1 - vestibulární aparát, převzato z [11]

### 1.1.3 Teorie gyro-akcelerometrů

Gyro-akcelerometr je součástka umožňující podobně jako vestibulární aparát určit lineární a úhlové zrychlení. V případě gyroskopu oproti polokruhovým kanálkům však získáváme tzv. úhlovou rychlost. Úhlové zrychlení je pak možno zjistit využitím derivací podle času. Pojmy jednotlivých typů zrychlení jsou popsány v následujících kapitolách.

#### 1.1.3.1 Dostředivé zrychlení

Při křivočarém pohybu rozkládáme zrychlení do směru pohybu a do směru kolmého k pohybu. To je do směru tečny k trajektorii pohybu a do směru normály. Tato zrychlení se pak nazývají tečné a normálové, neboli dostředivé zrychlení. Dostředivé zrychlení  $a_d$  směřuje do středu křivosti trajektorie a můžeme ho vyjádřit pomocí rov. (2).

$$a_d = \frac{dv_n}{dt} = \frac{v^2}{\rho}, \quad (2)$$

kde  $dv_n$  značí změnu velikosti rychlosti ve směru normály k trajektorii pohybu,  $v$  okamžitou rychlost a  $\rho$  poloměr křivosti v daném bodě trajektorie [10].

#### 1.1.3.2 Odstředivé zrychlení

Odstředivé zrychlení směřuje od středu křivosti trajektorie. Jedná se o záporné dostředivé zrychlení  $a_d$  [10].

#### 1.1.3.3 Lineární zrychlení

Lineární zrychlení se značí symbolem  $\vec{a}$ , působí na těleso ve stejném směru jako vektor rychlosti  $\vec{v}$  a rychlost tělesa se s časem zvětšuje nebo zmenšuje. Těleso tak vykonává rovnoměrně zrychlený nebo zpomalený pohyb, jehož zrychlení lze vyjádřit pomocí derivace dráhy podle času dle rov. (3).

$$a = \frac{\Delta v}{\Delta t}, \quad (3)$$

kde  $a$  je lineární zrychlení,  $\Delta v$  značí průměrnou změnu rychlosti tělesa a  $\Delta t$  časový interval [10].

#### 1.1.3.4 Úhlové zrychlení

Pojmem úhlové zrychlení se myslí fyzikální veličina, která nám udává změnu úhlové rychlosti tělesa pohybujícího se po kružnici za jednotku času. Jako symbol veličiny používáme  $\alpha$  s jednotkou  $\text{rad} \cdot \text{s}^{-2}$ . Úhlové zrychlení  $\alpha$  lze vyjádřit rov. (4)

$$\alpha = \frac{d\omega}{dt} = \frac{d^2\varphi}{dt^2}, \quad (4)$$

jako derivaci úhlové rychlosti  $\omega$  podle času  $t$ . Nebo také jako druhou derivaci úhlu  $\varphi$  podle času  $t$  [10].

#### 1.1.3.5 Gravitační zrychlení

Gravitační zrychlení je veličina, která říká jak velké je zrychlení, které tělesu uděluje gravitační síla. V tomto případě musíme uvažovat Zemi jako homogenní, nerotující kouli o poloměru 6371 km. Gravitační zrychlení  $a_g$  má jednotku  $\text{m} \cdot \text{s}^{-2}$  a můžeme ho vypočítat dle rov. (5).

$$a_g = \frac{F_g}{m}, \quad (5)$$

kde  $F_g$  značí gravitační sílu a  $m$  hmotnost tělesa.

Jako teoretická střední hodnota gravitačního zrychlení je udávána  $a_g = 9,823 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$  [15].

#### 1.1.3.6 Tíhové zrychlení

Veličina tíhové zrychlení  $g$  má jednotku  $\text{m} \cdot \text{s}^{-2}$  a vyjadřuje hodnotu intenzity tíhového pole. To vzniká při rotačním pohybu hmotného bodu. Tíhové zrychlení se nepatrně liší na různých místech na povrchu Země. Nejmenší hodnotu má na rovníku, největší naopak na pólech. To je dáno působením gravitační a odstředivé síly, která je právě na rovníku největší. Pro výpočty se užívá hodnota normálního tíhového zrychlení, která se značí  $g_0$ , má hodnotu  $9,80665 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$  [10]. Pro představu jak velké jsou rozdíly v tíhovém zrychlení na různých místech Země, můžeme využít webové aplikace Wolfram|Alpha Widget. Zde můžeme, po zadání konkrétního města, zjistit přesnou hodnotu tíhového zrychlení. Na Obr. A v příloze je vidět konkrétní hodnota pro město Kladno. Složka down komponent vyjadřuje hodnotu tíhového zrychlení. Pro promítnutí složek west a south component by bylo možné použít magnetický komponent v gyro-

akcelerometrech XSENS, které byly v práci použity. Hodnota angular deviation from local vertical ukazuje hodnotu účinku tzv. Coriolisovy síly.

### 1.1.3.7 Coriolisova síla

Coriolisova síla je síla, která stáčí směr každého pohybujícího se tělesa v neinerciální vztažné soustavě proti směru jeho pohybu. Jedná se o setrvačnou sílu, která má odstředivé nebo dostředivé účinky a mírně tak mění vzdálenost těles od osy otáčení. Vzhledem k tomu, že i Zemi považujeme za neinerciální vztažnou soustavu, musíme vzít tuto sílu v úvahu. Země se kolem své osy otáčí poměrně pomalu, proto nejsou účinky Coriolisovy síly na první pohled patrné a pozorujeme je spíše u dlouhodobějších jevů. Vzhledem k rotaci Země se budou všechna tělesa pohybující se ve směru poledníků na jižní polokouli vychylovat mírně doleva, na severní polokouli naopak doprava. Tento jev můžeme pozorovat např. při dlouhodobém vymílání koryt řek nebo při opotřebení kolejí [15].

### 1.1.4 Úhly náklonu

Z dat gyro-akcelerometru je možné určit tři hodnoty úhlů, které značí rotaci kolem jednotlivých os. Jedná se o úhly Roll, Pitch a Yaw. Název je převzatý z angličtiny a původně byly úhly používané v letectví, kde díky nim můžeme popsat pohyb letadla v různých směrech.

Úhel Yaw ukazuje rotaci podél osy Z (bočení), úhel Pitch rotaci podél osy Y (klopení) a úhel Roll vyjadřuje rotaci podél osy X (klonění). Na Obr. 2 jsou znázorněny jednotlivé úhly. Pro úhly se někdy využívá značení řeckými písmeny. Pro úhel yaw se využívá písmeno  $\psi$ , pro úhel pitch písmeno  $\theta$  a pro úhel roll písmeno  $\phi$ . Na Obr. 3 je znázorněna rotace kolem jednotlivých os při měření akcelerometry na lidské hlavě [8, 12].

Úhly můžeme vyjádřit pomocí rovnic (6), (7), (8).

$$\psi(\text{yaw}) = \arctan\left(\frac{A_x}{\sqrt{A_y^2 + A_z^2}}\right), \quad (6)$$

$$\phi(\text{roll}) = \arctan\left(\frac{A_y}{\sqrt{A_x^2 + A_z^2}}\right), \quad (7)$$

$$\psi(\text{pitch}) = \arctan\left(\frac{\sqrt{A_y^2 + A_x^2}}{A_z}\right), \quad (8)$$

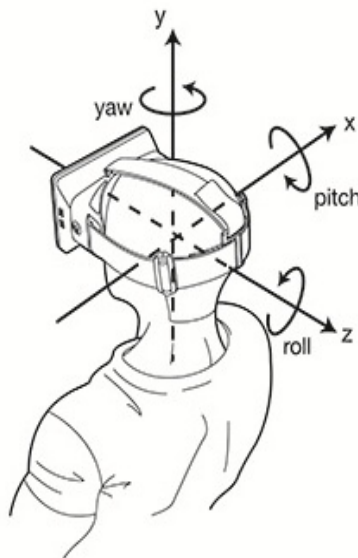
kde  $A_x$  je lineární zrychlení v ose  $x$ ,  $A_y$  lineární zrychlení v ose  $y$ ,  $A_z$  lineární zrychlení v ose  $z$ .

Při měření akcelerometrem získáme hodnoty rotace, které jsou reprezentovány pomocí rotačních matic (9), (10), (11). Hodnoty je možné dále využít například k výpočtu náklonu [9].

$$R_x(\phi) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \phi & \sin \phi \\ 0 & -\sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$R_x(\theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & -\sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix} \quad (10)$$

$$R_x(\psi) = \begin{bmatrix} \cos \psi & \sin \psi & 0 \\ -\sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (11)$$



Obrázek 2 – Úhly při měření na lidské hlavě, převzato [13]

## 1.2 MoCap systémy

Zkratka MoCap pochází z anglického motion capture, termín můžeme volně přeložit jako snímání pohybu. Jako hlavní MoCap systém v této práci byl využit systém



Xsens, který patří mezi tzv. inerční systémy. Jednotlivé části, nazývané též gyro-akcelerometry, umožňují přesné měření lineárního zrychlení, úhlové rychlosti a výše zmíněných úhlů Roll, Pitch a Yaw. Na rozdíl od samotného akcelerometru, který měří pouze lineární zrychlení, je kombinace s gyroskopem, měřícím úhlovou rychlost, vhodná např. pro detekci zařízení v prostoru. To se využívá např. v mobilních telefonech. Gyro-akcelerometry se dále využívají v biomechanice při analýzách pohybu.

Mezi základní MoCap systémy dále patří systémy optické. Optické systémy je možné rozdělit podle použitých markerů na aktivní a pasivní. Aktivní systémy využívají markery, které samy vyzařují záření. Systémy pasivní pak využívají markery odrážející záření. Ke snímání pohybu se využívá systém kamer, jejich počet se může lišit v závislosti na snímaném pohybu, požadované přesnosti nebo výrobcí, minimální počet jsou čtyři. Kamery mohou využívat jak viditelné, tak infračervené záření. Výhodou optických systémů je možnost umístění markerů na různé struktury, kromě lidského těla můžeme snímat i jiné živočichy a objekty. Nevýhodou systému může být zákryt některých markerů při určitých pohybech.

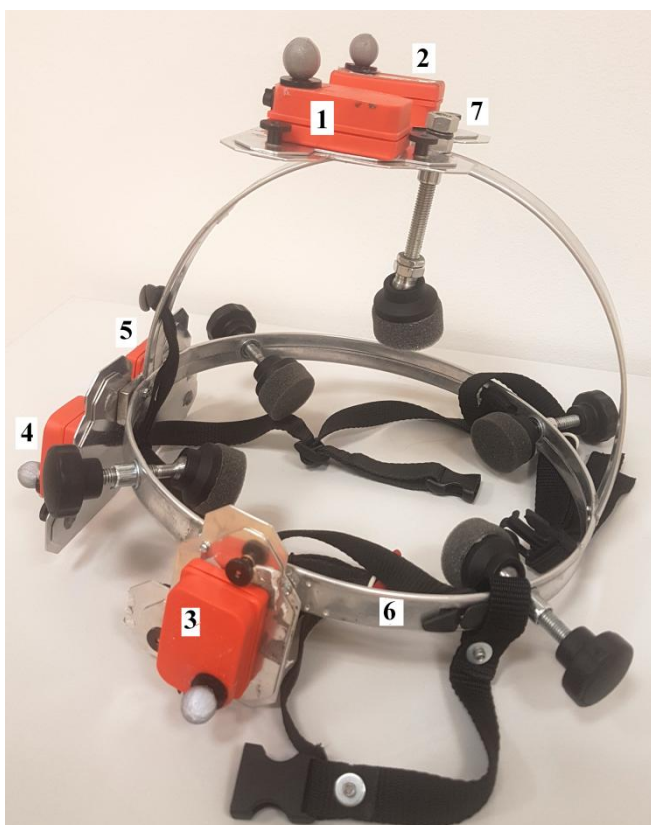
Mezi další využívané MoCap systémy patří systémy mechanické a akustické. U mechanických systémů je ke snímání pohybu určena speciální vnější kostra, která kopíruje kosti lidského těla. Akustické systémy využívají namísto markerů ultrazvukové signály, které jednotlivé body vysílají. Tento systém má, na rozdíl od optických systémů, výhodu v možnosti pracovat i při zákrytu bodů. Mezi méně používané patří ještě systémy magnetické a rádiové. Obecně mají MoCap systémy velké možnosti využití převážně v reklamě, filmu, biomechanice či sportovní medicíně. [18, 19].

### 1.3 Cíle práce

- Navrhnout fantom umožňující excentrické vychýlení osy rotace v průběhu pulzního rotačního testu, který umožní měření lineárního a úhlového zrychlení při manuální a automatické stimulaci pomocí krokového motoru s planetovou převodovkou.
- Na souboru min. 15 probandů naměřit pulzní rotační test a vyhodnotit správnost stimulu s ohledem na excentrické vychýlení osy rotace.
- Naměřit VOG u min. 5 probandů v průběhu pulzního rotačního testu a vyhodnotit vliv excentrické rotace na výsledné pohyby oka.

## 2 Metody

V práci byla využita gyro-akcelerometrická helma s pěti gyro-akcelerometry Xsens, které jsou upevněny tak, aby měřily lineární zrychlení a úhlovou rychlost v souřadném systému vestibulárního aparátu. Gyro-akcelerometrickou helmu je možné připevnit pomocí utahovacích šroubů a řemínek pod bradu a je navržena tak, aby ji bylo možné umístit na různé velikosti a tvary hlav. Konstrukce je vyrobena z lehkého hliníku. Obr. č. 3 ukazuje gyro-akcelerometrickou helmu s jednotlivými gyro-akcelerometry, které jsou označeny čísly 1-5. Číslo 6 ukazuje kovovou konstrukci helmy, nastavitelná plošina pro umístění gyro-akcelerometru je označena číslem 7.



**Obrázek 3 - Gyro-akcelerometrická helma s gyro-akcelerometry XSENS**

V průběhu měření byl dále paralelně použit optický MoCap systém firmy Vicon s ohledem na diplomovou práci J. Šourka. Systém firmy Vicon využívá 7 kamer, které snímají pohyb sledované osoby na základě určení polohy infračervených pasivních markerů o průměru 1 cm, které jsou umístěny na gyro-akcelerometru Xsens. Na Obr. č. 4 je vidět gyro-akcelerometr s umístěným markerem.



**Obrázek 4 - Ukázka umístění markeru na gyro-akcelerometru Xsens**

## **2.1 Měření na fantomu**

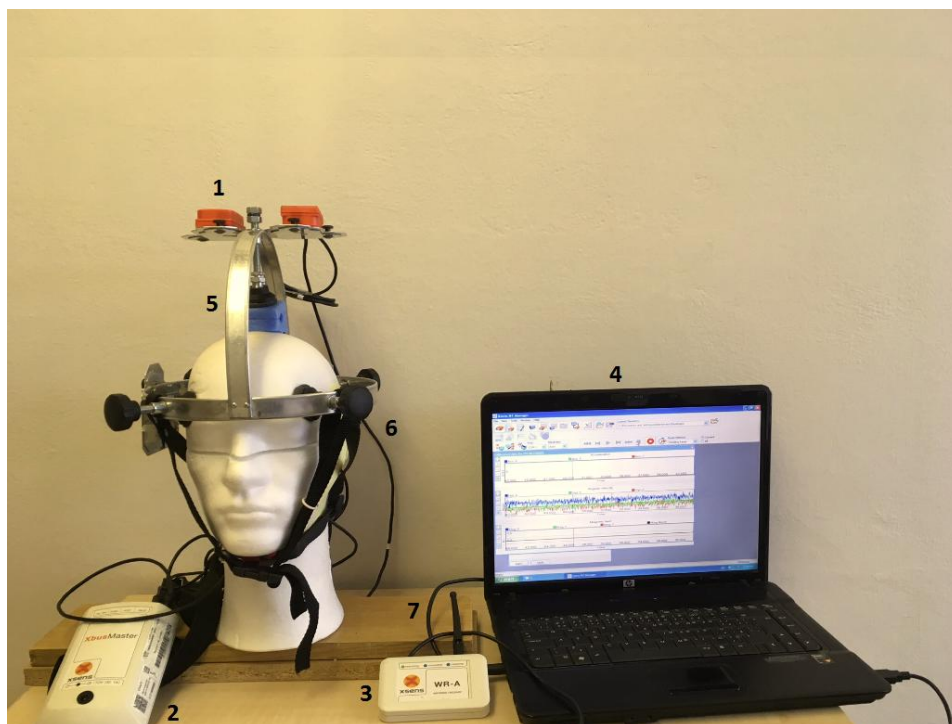
V práci byl využit polystyrenový fantom lidské hlavy, který byl v rámci absolventské práce v minulém roce upraven tak, aby v něm byly dva otvory na umístění gyro-akcelerometrů. Fantom je horizontálně rozříznut a uvnitř modelu jsou dva vyhloubené otvory v anatomické pozici vestibulárního aparátu. Jejich vzdálenost od osy těla je 7 cm, což je v souladu s IUD běžné populace. Tento model jsem využila a upravila pro účely měření v této práci. Pomocí fantomu byly zrealizovány dva typy měření HIT, s manuální a automatickou stimulací.

### **2.1.1 Fantom s manuální stimulací**

V práci bylo provedeno experimentální měření HIT na polystyrenovém fantomu hlavy, který je popsán výše. Zespodu bylo do fantomu hlavy vyvrtáno 7 děr vedle sebe. Průměr každé díry je 0,6 cm a vzdálenost děr od sebe 1 cm. Zde bylo při práci nutné chybějící polystyren doplnit a zalepit dutinu uprostřed krku na fantomu. Do těchto děr byla v průběhu měření zasouvána dřevěná tyčka, která je pevně připevněna k podstavci. Díky tomu bylo možné naměřit záškuby hlavou s různou excentricitou.

Při samotném měření byla využita gyro-akcelerometrická helma, která na fantomu hlavy drží pomocí utahovacích úchytlů. Na helmě jsou umístěny sériově zapojené gyro-akcelerometry Xsens, konkrétně typ MTx-49A53G25 viz Příloha 1., propojené komunikačními kabely. Gyro-akcelerometry jsou sériově propojeny s bezdrátovým vysílačem XBusMaster. Ten pomocí bezdrátového signálu zajišťuje přenos do přijímače WR-A, který je propojen USB kabelem s počítačem. Celý systém je vidět na Obr. č. 5.

Při měření bylo využito 7 vyvrtaných děr na fantomu hlavy. Umístěním fantomu na stojan do příslušné pozice můžeme zajistit různou excentricitu HIT. HIT byl v každé pozici proveden oběma směry. Měření veličin bylo prováděno pěti gyro-akcelerometry umístěnými na gyro-akcelerometrické helmě. S ohledem na rozsah práce byly zpracovány výsledky pro jeden gyro-akcelerometr umístěný na levé straně v horní části helmy (levý parietální - LP) a dále jeden gyro-akcelerometr umístěný v pozici levého vestibulárního systému (levý vestibulární - LV).



**Obrázek 5 - Použitý systém s fantomem hlavy při manuální stimulaci**

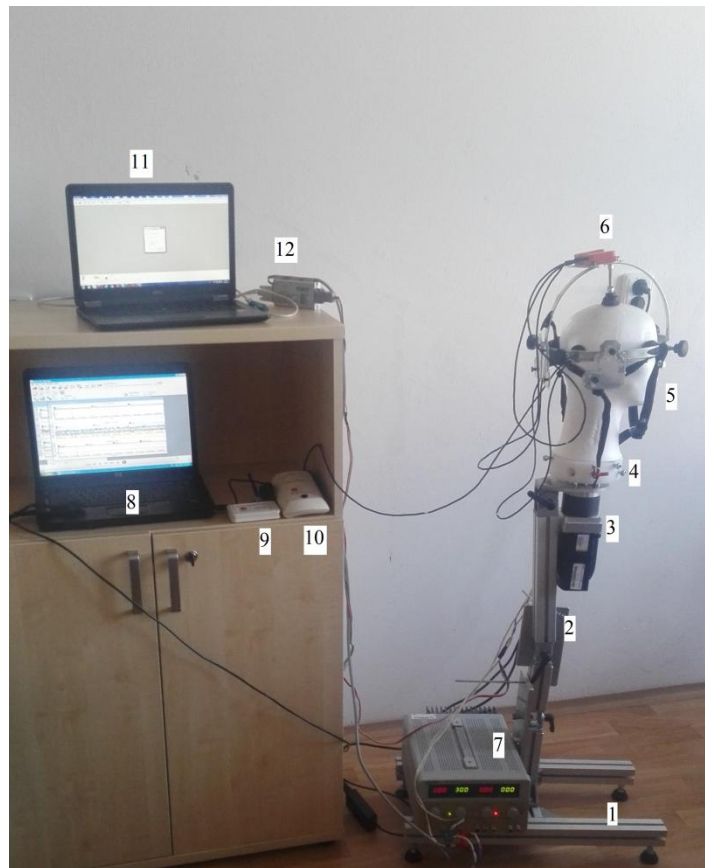
Níže je uveden popis jednotlivých dílů z Obr. 5.

- 1 – gyro-akcelerometry Xsens MTx-49A53G25
- 2 – bezdrátový vysílač Xsens XBusMaster
- 3 – bezdrátový přijímač Xsens WR-A
- 4 – notebook s měřícím SW
- 5 – gyro-akcelerometrická helma
- 6 – propojovací dráty
- 7 – USB kabel

## **2.2 Fantom s automatickou stimulací pomocí krokového motoru**

V rámci zjištění vlivu excentricity na pohyb vestibulárního systému při HIT jsem využila tzv. Prototyp polohovacího zařízení. Tento model byl sestaven studenty FBMI v rámci absolventských prací v minulých letech. Tento systém využívá systému XSENS společně s krokovým motorem značky BERGER LAHR. Ten umožňuje konstantní otáčení fantomu hlavy, který je na systému pevně umístěn. Systém se skládá z podstavce ve tvaru písmene H, vertikální středové části, která obsahuje klouby na možné nastavení náklonu (inklinace x flexe), tato možnost není v této práci využita. Na středovou část je upevněn již zmíněný krokový motor. V horní části se nachází otočný nosič fantomu hlavy. Systém doplňuje zdroj napětí MATRIX MPS-3005L-3. Pomocí A/D převodníku a kabelu je systém připojen k PC, kde je možné v programu IcIA Easy ovládat krokový motor a systém otáčení. Celý systém je zobrazen na Obr. č. 6.

V rámci této práce bylo provedeno měření na fantomu, ve kterém byly umístěny dva gyro-akcelerometry, které simulují pravý (PV) a levý (LV) vestibulární aparát a dva gyro-akcelerometry, umístěné na horní části gyro-akcelerometrické helmy (levý parietální - LP, pravý parietální - PP). Měření probíhalo nejdříve přímo v ose otáčení, poté s výchylkou od osy doprava a doleva o 3,5 cm. Tím simulujeme excentricitu od osy otáčení. V každé pozici byly naměřeny záškuby doprava a doleva při lineárním zrychlení krokového motoru  $1747 \text{ rpm}\cdot\text{s}^{-1}$ , jehož krok byl  $0,04^\circ$ .



**Obrázek 6 - Použitý systém hlavy s fantomem při automatické stimulaci**

Popis Obr. č. 6 - jednotlivé části na systému s automatickou stimulací

- 1 – železný podstavec
- 2 – vertikální středová část s klouby na nastavení náklonu
- 3 – krokový motor BERGER LAHR
- 4 – nosič fantomu hlavy
- 5 – fantom hlavy
- 6 – gyroakcelerometrická helma s gyro-akcelerometry XSENS MTx-49A53G25
- 7 – generátor napětí MATRIX MPS-3005L-3
- 8 – program MT xsens manager
- 9 – bezdrátový přijímač XSENS WR-A
- 10 – bezdrátový vysílač XSENS XBusMaster

## **2.3 Měření na probandech**

### **2.3.1 Měření HIT**

Měření bylo provedeno na 20 probandech ve věku 20 - 28 let, kteří byli především z řad studentů FBMI. Probandi byli seznámeni s měřením, které bylo schválené etickou komisí FBMI, viz. Příloha C a byl podepsán informovaný souhlas, viz. Příloha D, který popisuje měření a varuje před možnými riziky, která jsou ale při tomto měření naprosto minimální. Při samotném měření byla probandům nasazena gyroakcelerometrická helma, na které je umístěno pět gyro-akcelerometrů Xsens. Na samotných gyro-akcelerometrech je umístěn marker systému Vicon. Proband byl usazen na židli a vyzván k pozorování pevného bodu ve výšce očí a vzdálenosti jeden a půl metru. V průběhu samotného měření provádí vyšetřující HIT. Stojí za probandem a škube probandovo hlavou v nepředvídatelném směru a rychlosti. Proband se stále snaží udržet zrak na pevném bodě. Pohyb hlavy je zaznamenán pomocí gyro-akcelerometrů Xsens, na kterých je umístěný marker k systému Vicon. K záznamu se využívá programů Xsens MT manager. Samotné měření HIT trvá přibližně 30 sekund. Po ukončení měření, kdy je probandovi sundána gyroakcelerometrická helma, proband vyplní dotazník. Ten obsahuje základní údaje jako je pohlaví, věk, výška, váha a zranění nebo onemocnění, která by mohly výsledek testu ovlivnit. Mezi ty patří především onemocnění vestibulárního aparátu, poruchy rovnováhy apod. Dotazník je přiložen v příloze E a je, stejně jako celé měření, anonymní.

### **2.3.2 Měření VOG v průběhu HIT**

Měření videookulografie (VOG) v průběhu HIT bylo prováděno na 5 probandech. Byl využit existující systém firmy Otometrics, model ICS Impulse. Ten využívá zařízení připomínající brýle, ve kterém je zabudována infračervená kamera a akcelerometr. Po kalibraci je pohyb pupily zaznamenáván a přenesen do PC a graficky zobrazen. Export je možný pro výchylku v horizontální rovině a je měřeno pouze pravé oko. Při měření HIT byla spolu se systémem Otometrics využita gyro-akcelerometrická helma s gyro-akcelerometry Xsens. Systém Otometrics ICS Impulse je zobrazen na Obr. č. 7



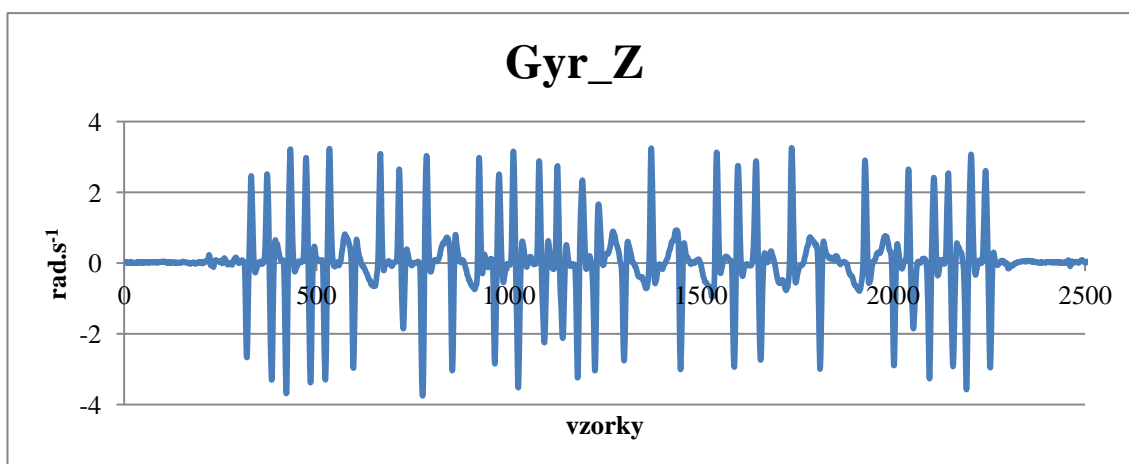
**Obrázek 7 - Model firmy Otometrics, model ICS Impulse**



## 3 Zpracování dat

### 3.1 Zpracování dat z gyro-akcelerometrů

Pro zpracování dat z gyro-akcelerometrů je nutné nejprve provést jejich export z programu MT Xsens manager. Každý z gyro-akcelerometrů je evidován číslem, podle kterého je v programu MT Xsens manager identifikován. Pomocí funkce Export lze data z každého gyro-akcelerometru převést do formátu textového souboru s tabulátorem oddělenými hodnotami. Ten je dále možné zpracovávat v programu MS Excel jako tabulku, která obsahuje základní údaje o konkrétních datech, jako například číslo jednotlivých vzorků nebo vzorkovací frekvenci. Po celou dobu měření gyro-akcelerometry Xsens jsem pracovala se vzorkovací frekvencí 50 Hz. V tabulce jsou dále uvedeny hodnoty lineárního zrychlení v jednotlivých osách, které jsou označeny Acc\_X, Acc\_Y, Acc\_Z a mají jednotku  $\text{m.s}^{-2}$ . Dalším zobrazovaným parametrem je úhlová rychlost ve třech osách, která je označena jako Gyr\_X, Gyr\_Y, Gyr\_Z. a jejíž hodnoty jsou udávány v  $\text{rad.s}^{-1}$ . Právě sloupce obsahující hodnoty lineárního zrychlení a úhlové rychlosti byly využívány při dalším zpracování dat. Tabulka dále obsahuje hodnoty z magnetické složky Mag\_X, Mag\_Y, Mag\_Z a hodnoty úhlů Roll, Pitch a Yaw; tyto veličiny ale nejsou v rámci této práce zpracovávány. Při samotném zpracování dat z každého gyro-akcelerometru jsem, pro větší přehlednost, nakopírovala hodnoty lineárního zrychlení a úhlové rychlosti na samostatný list. Na základě hodnot úhlové rychlosti jsem vykreslila graf (Obr. č. 8), na kterém jsou jasně zřetelné jednotlivé záškuby HIT.



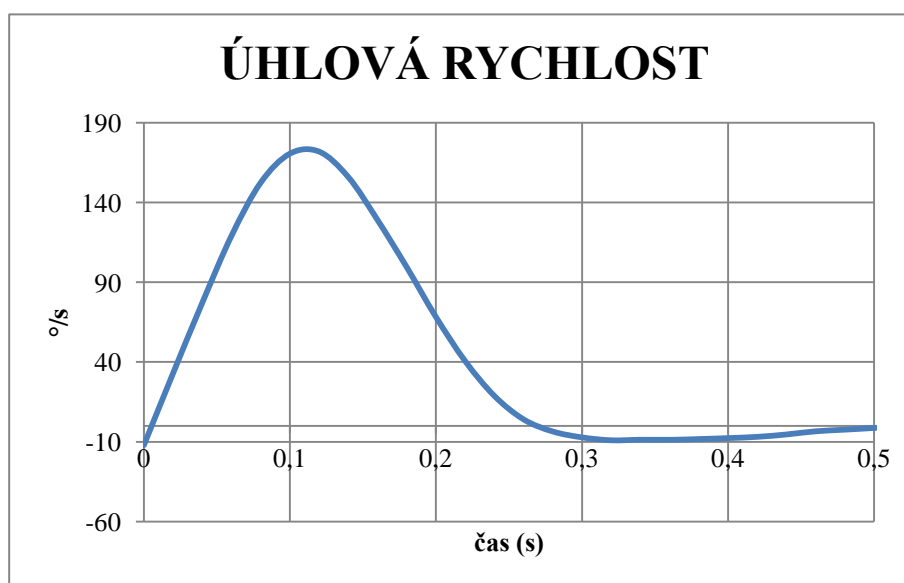
Obrázek 8 – Úhlová rychlost osy Z, gyro-akcelerometr PP - 00328012

Z těchto záškubů jsem u každého probanda vybrala 4 záškuby, u kterých jsem z grafu zjistila jejich přesné hodnoty začátku a konce. Pro probanda číslo 1, na jehož naměřených datech je celé zpracování demonstrováno, byly hodnoty jednotlivých záškubů následující, viz Tabulka 1.

**Tabulka 1**

záškuby	začátek (vzorek)	konec (vzorek)
1. záškub	426	452
2. záškub	527	552
3. záškub	919	941
4. záškub	1365	1387

Pro vykreslení úhlové rychlosti jednotlivých záškubů jsem vybrala data úhlové rychlosti z osy Z. Opět jsem využila známých hodnot záškubů z Tabulky 1. Z jednotlivých záškubů byl vytvořen aritmetický průměr. V dostupné literatuře jsou hodnoty úhlové rychlosti uvedeny v  $^{\circ}/s$ . Protože hodnoty úhlové rychlosti v jednotlivých osách jsou z dat gyro-akcelerometru uvedeny v  $rad.s^{-1}$ , udělala jsem převod na jednotku  $^{\circ}/s$  a to právě z vypočteného průměru. Průměr záškubů byl vynásoben hodnotou  $180/\pi$ . Díky tomuto přepočtu je možné vykreslit úhlovou rychlost ve  $^{\circ}/s$  v závislosti na čase (Obr č. 9). Časová osa byla vytvořena na základě znalosti vzorkovací frekvence 50 Hz, z čehož vyplývá doba trvání jednoho vzorku 0,02 sekundy.



**Obrázek 9 – Úhlová rychlost**

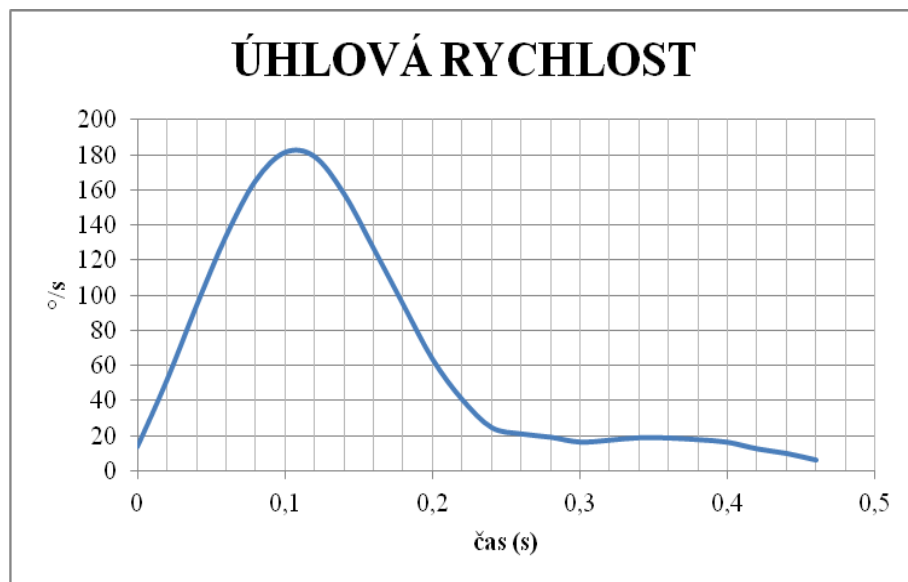
Vzhledem k tomu, že hodnoty lineárního zrychlení  $Acc\_X$ ,  $Acc\_Y$ ,  $Acc\_Z$  a úhlové rychlosti  $Gyr\_X$ ,  $Gyr\_Y$ ,  $Gyr\_Z$  jsou uvedeny pro tři osy a pohybují se i v záporných hodnotách, vypočítala jsem si z jejich hodnot výsledný vektor, který využil [21] dle rov. (12)

$$a = \sqrt{a_X^2 + a_Y^2 + a_Z^2}, \quad (12)$$

kde  $a_X$ ,  $a_Y$ , a  $a_Z$  značí lineární zrychlení, případně úhlovou rychlost a zrychlení v jednotlivých osách. Tím jsem z hodnot lineárního zrychlení, úhlové rychlosti a zrychlení získala hodnotu výsledného vektoru, která nabývá pouze kladných čísel.

Toho jsem využila v dalším kroku, při analýze lineárního zrychlení, kdy jsem z hodnot výsledného vektoru lineárního zrychlení vybrala hodnoty pro jednotlivé záškuby. Opět jsem využila záškuby z Tabulky 1. Ze čtyř záškubů jsem stanovila průměr. Vzhledem k tomu, že se od sebe jednotlivé záškuby mírně liší a nemusejí být stejně dlouhé, může být jejich graficky vykreslený průměr zkreslený.

Stejným principem, dle rov. (12) jsem vytvořila výsledný vektor i z hodnot úhlové rychlosti. Dle Tabulky 1 jsem vybrala jednotlivé záškuby, jejichž průměr jsem vykreslila do grafu v Obr. č. 10, kde je vidět úhlová rychlost pouze v kladných hodnotách.



**Obrázek 10 – Úhlová rychlost v kladných hodnotách**

Aby bylo možné stanovit a vykreslit úhlové zrychlení, bylo nutné provést první derivaci hodnot úhlové rychlosti, získaných přímo z gyro-akcelerometru. Abychom

získali úhlové zrychlení v jednotce  $^{\circ}/s^2$ , bylo nutné vynásobit hodnotu derivace vzorkovací frekvencí 50 Hz a hodnotou  $180/\pi$ . Z třech sloupců, které vznikly tímto krokem, jsem opět podle rov. (12) vytvořila výsledný vektor, který nabývá pouze kladných hodnot. Z něj jsem dle Tabulky 1 vybrala hodnoty konkrétních záškubů a z nich vypočítala aritmetický průměr. Podobně jako u lineárního zrychlení dochází ke zkreslení. Z tohoto důvodu jsou ve výsledcích uvedeny jednotlivé záškuby.

Pomocí funkce CORREL v programu Excel jsem stanovila korelační koeficient u lineárního i úhlového zrychlení v případě prostředí Matlab je pak možné využít např. funkci CORRCOEF. Byly porovnávány hodnoty ze dvou gyro-akcelerometrů, konkrétně levého (LP) a pravého parientálního (PP). Následně byl u výsledných vektorů lineárních zrychlení gyro-akcelerometrů LP, PP proveden rozdíl získaných výsledků v průběhu jednoho záškubu a z tohoto rozdílu byla vypočtena absolutní hodnota, díky které nezáleží na pořadí gyro-akcelerometrů při výpočtu rozdílu lineárních zrychlení. Pro každý záškeb jsem vybrala maximální hodnotu tohoto rozdílu.

### 3.1.1 Statistické zpracování

Při vytváření hypotéz jsem vycházela z faktu, že se lidské tělo muže a ženy mírně liší. U žen předpokládáme drobnější konstituci těla, tím i nižší hmotnost hlavy a menší odpor svalstva při samotném záškubu. Z tohoto důvodu by mohly být více náchylné k případné excentricitě při záškubu v důsledku HIT. Pro zjištění normality rozdělení jsem využila Shapiro-Wilkův test. V případě, že by data nebyla normálně rozdělena, využila bych Mann-Whitney test. To se ale v případě této práce nestalo. Hypotézy byly testovány pomocí F-testu s ohledem na rozptyl a T-testu, kdy byla zjišťována kritická hodnota  $p$  dané hypotézy. Pro potřeby této práce byla zvolena kritická hodnota  $p = 0,05$ . V případě, že by vyšla hodnota  $p$  nižší hypotéza  $H_0$  by byla zamítnuta a přijata alternativní hypotéza  $H_1$ .

- **Hypotéza 1:**

$H_0$  - výsledky průměru rozdílů výsledných vektorů lineárního zrychlení LP, PP v průběhu HIT budou stejné u žen a mužů.

$H_1$  - výsledky průměru rozdílů výsledných vektorů lineárního zrychlení LP, PP v průběhu HIT se budou lišit u žen a mužů.

- **Hypotéza 2:**

H0 - výsledky maximálních hodnot rozdílů výsledných vektorů LP, PP lineárního zrychlení v průběhu HIT budou stejné u žen a mužů.

H1 - výsledky maximálních hodnot rozdílů výsledných vektorů LP, PP lineárního zrychlení v průběhu HIT se budou lišit u žen a mužů.

- **Hypotéza 3:**

H0 - výsledky průměrů korelačních koeficientů vektorů lineárního zrychlení LP, PP v průběhu HIT budou stejné u žen a mužů.

H1 - výsledky průměrů korelačních koeficientů vektorů lineárního zrychlení LP, PP v průběhu HIT se budou lišit u žen a mužů.

- **Hypotéza 4:**

H0 - výsledky průměrů korelačních koeficientů výsledných vektorů úhlového zrychlení LP, PP v průběhu HIT budou stejné u žen a mužů.

H1 - výsledky průměrů korelačních koeficientů výsledných vektorů úhlového zrychlení LP, PP v průběhu HIT se budou lišit u žen a mužů.

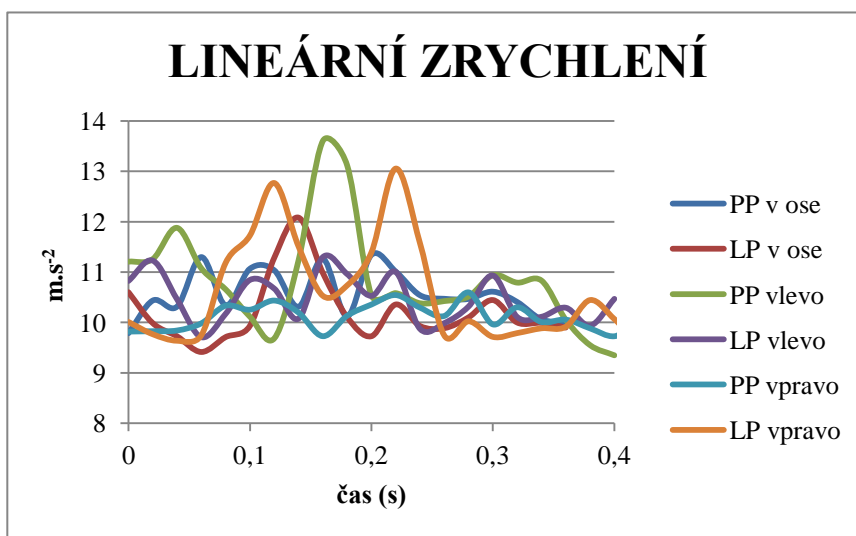
## **3.2 Zpracování dat z videookulografie (VOG)**

Při měření VOG se naměřená data ukládají do PC ve formátu .csv a .txt. Tento textový soubor lze otevřít v tabulkovém editoru MS Excel. Soubor obsahuje základní údaje o datu a čase, kdy byl záznam proveden. Dalšími zobrazenými parametry jsou hodnoty pro jednotlivý záškub. Záškuby jsou seřazeny podle směru, kterým byly provedeny. U každého záškubu jsou v tabulce uvedeny hodnoty pro úhlovou rychlost očí a hlavy, její maximální výchylka a gain. Ten můžeme přeložit jako zisk. Aby bylo možné porovnat data z VOG s daty z gyro-akcelerometrů Xsens, doplnila jsem do tabulky ke každému záškubu úhlovou rychlost, lineární zrychlení PP a LP a hodnotu jejich max. rozdílu u lineárního zrychlení. Vzhledem k tomu, že každý systém využívá jinou vzorkovací frekvenci (Otometrics ICS Impulse - 300 Hz, XSENS - 50 Hz), bylo nutné signál sjednotit do stejné časové osy, aby bylo možné vykreslit hodnoty do jednoho grafu.

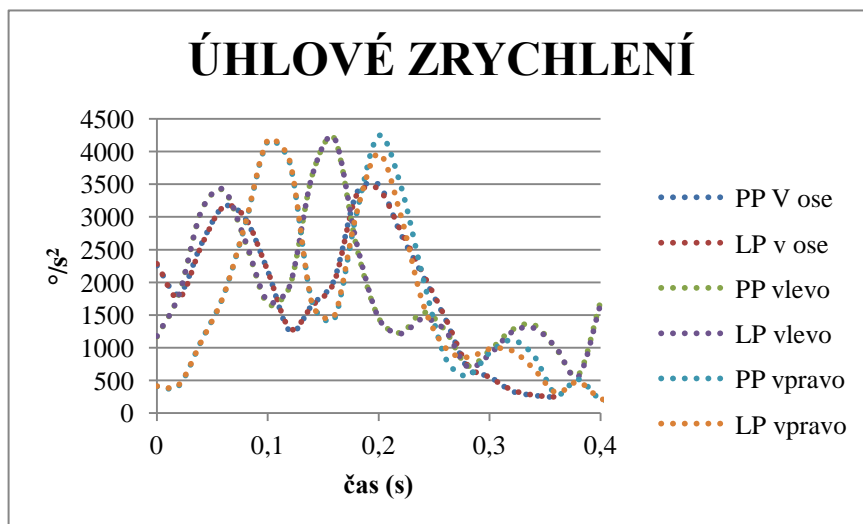
## 4 Výsledky

### 4.1 Fantom s manuální stimulací

Z měření na fantomu s manuální stimulací jsou na Obr. č. 11 a Obr. č. 12 demonstrovány výsledky z gyro-akcelerometrů na pozicích LP (levý parietální) a PP (pravý parietální). Jsou zobrazeny výsledné vektory lineárního (Obr. č. 11) a úhlového zrychlení (Obr. č. 12) pro oba gyro-akcelerometry v bodě otáčení v ose těla a v místech s maximální možnou výchylkou, vlevo a vpravo (pozice pravé a levé části vestibulárního aparátu).

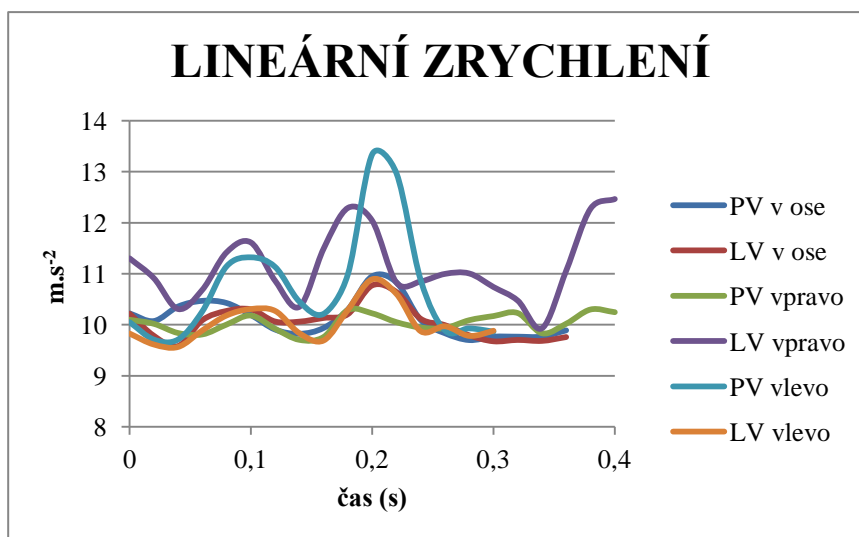


Obrázek 11 - Lineární zrychlení PP, LP

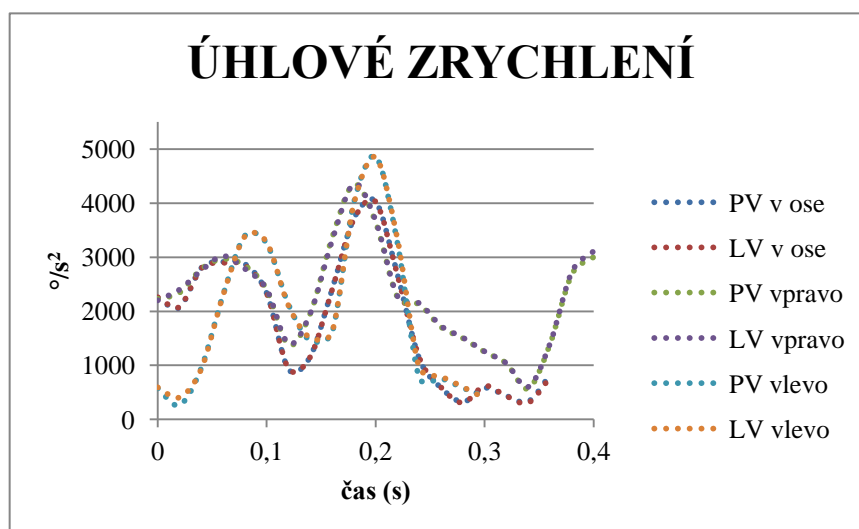


Obrázek 12 - Úhlové zrychlení PP, LP

Na Obr. č. 13 a Obr. č. 14 jsou demonstrovány výsledky z gyro-akcelerometrů na pozicích LV a PV. Jsou zobrazeny výsledné vektory lineárního zrychlení (Obr. č. 13) a úhlového zrychlení (Obr. č. 14) pro oba gyro-akcelerometry opět v bodě otáčení v ose těla a v místech s maximální možnou výchylkou, vlevo a vpravo.



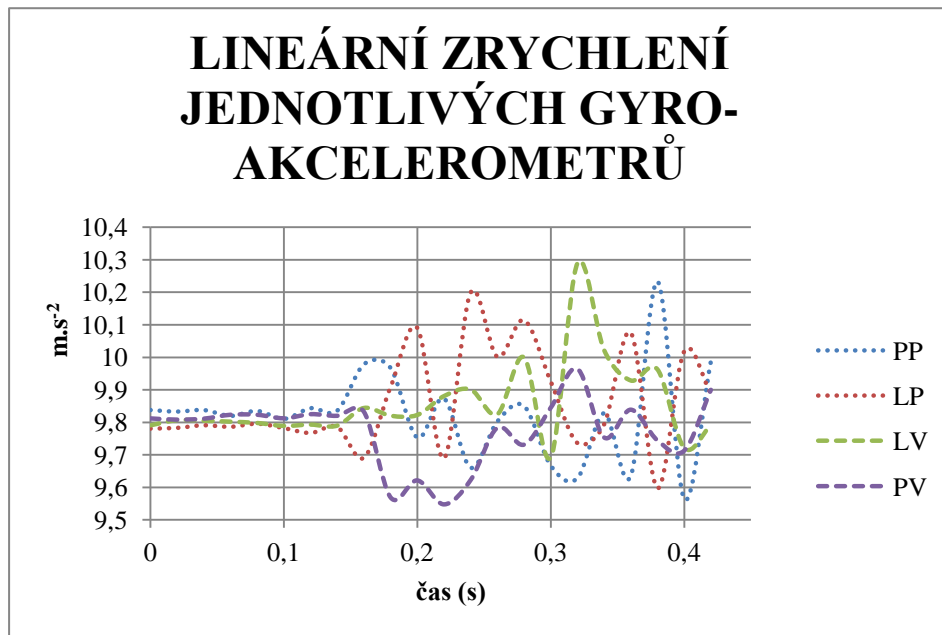
**Obrázek 13 - Lineární zrychlení PV, LV**



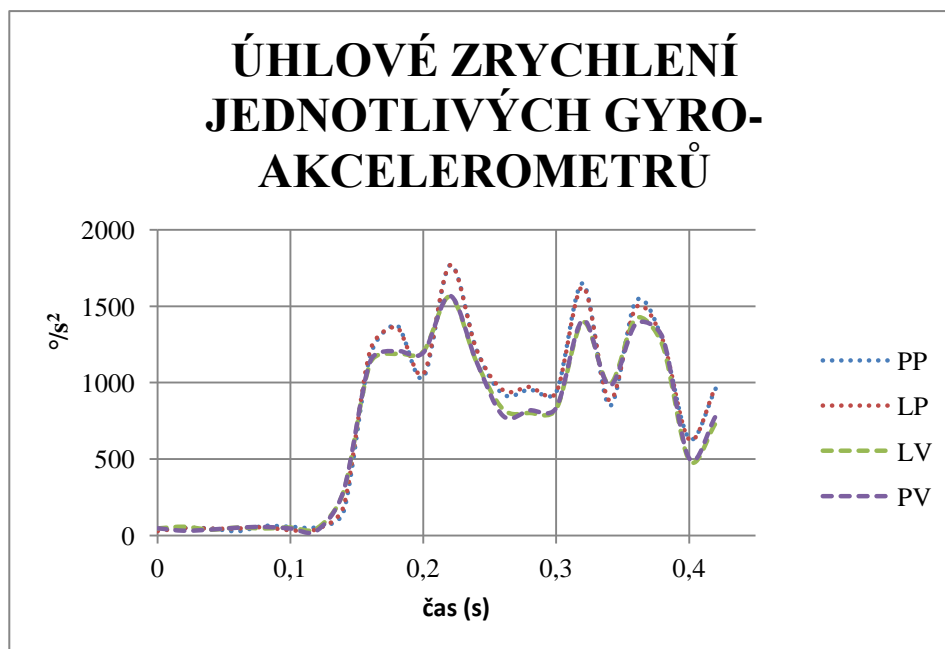
**Obrázek 14 - Úhlové zrychlení PV, LV**

## 4.2 Fantom s automatickou stimulací

Obr. č. 15 ukazuje lineární zrychlení jednotlivých gyro-akcelerometrů, které je ukázáno na měření z fantomu s automatickou stimulací. Na Obr. č. 16 je znázorněno úhlové zrychlení ze stejných gyro-akcelerometrů. Obr. č. 15 a Obr. č. 16 představují případ, kdy je osa otáčení ve středu.



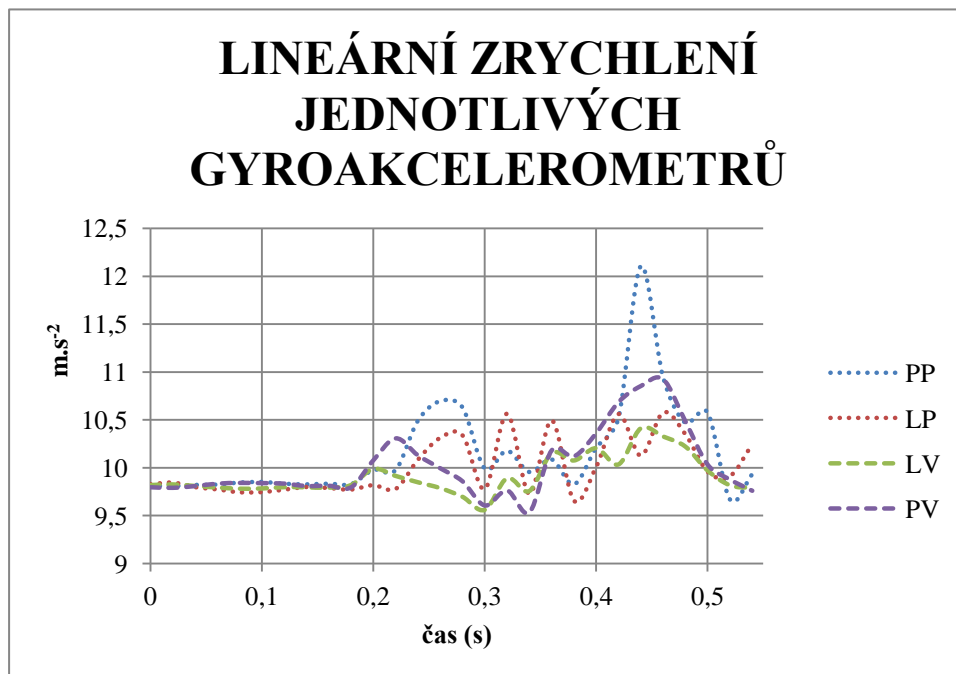
Obrázek 15 - Lineární zrychlení v bodě otáčení ve středu



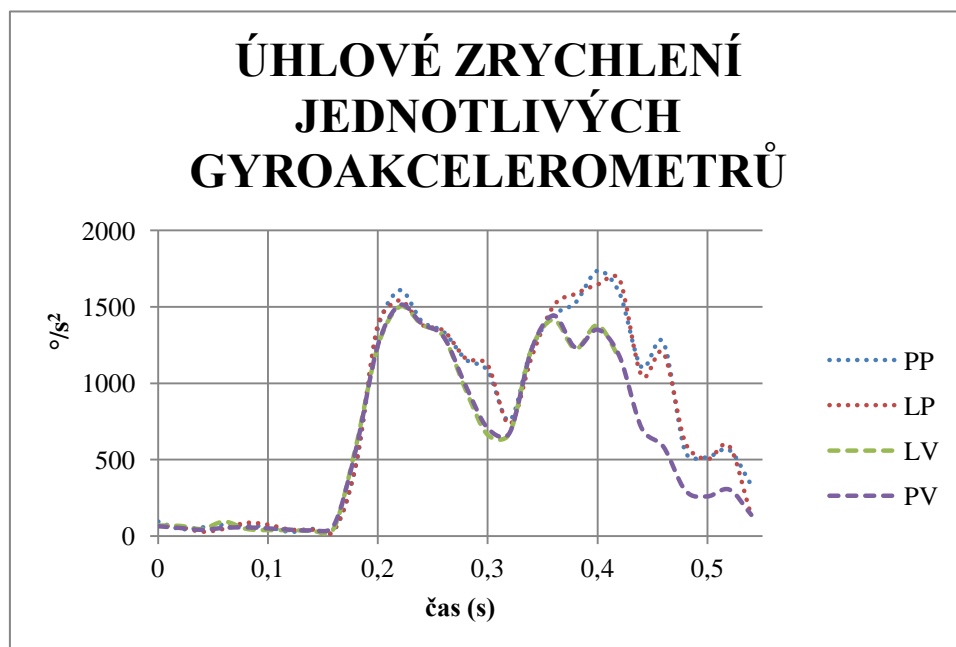
Obrázek 16 - Úhlové zrychlení v bodě otáčení ve středu



Na Obr. č. 17 a Obr. č. 18 jsou znázorněny výsledky lineárního (Obr. č. 17) a úhlového zrychlení (Obr. č. 18) z měření na fantomu s automatickou stimulací. Výsledky jsou pro případ, kdy je osa otáčení v bodě s maximální možnou výchylkou.



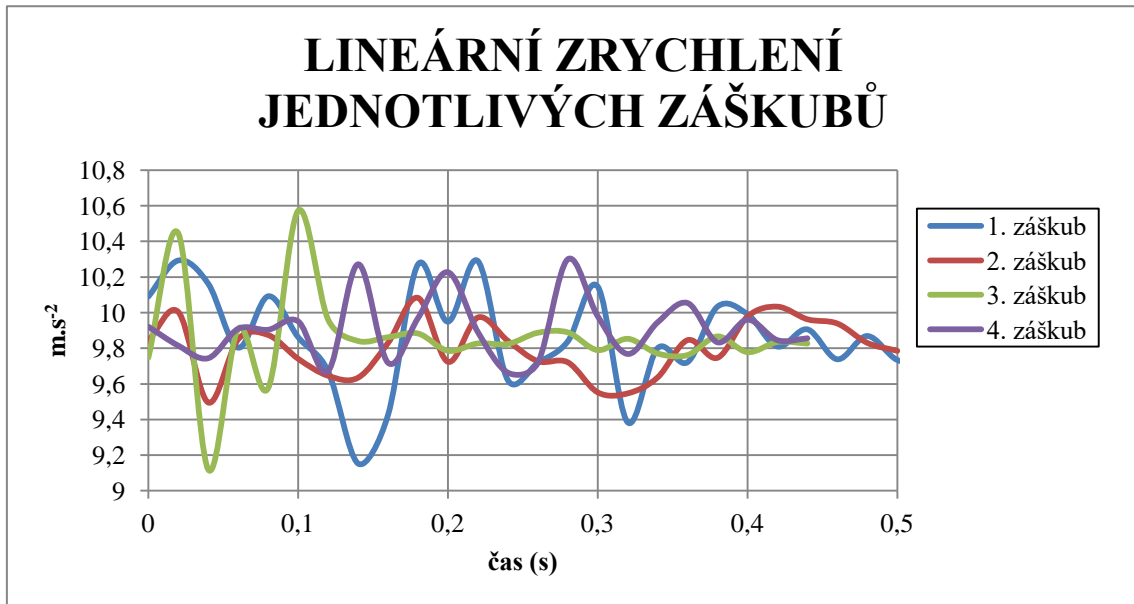
Obrázek 17 - Lineární zrychlení v bodě s max. výchylkou



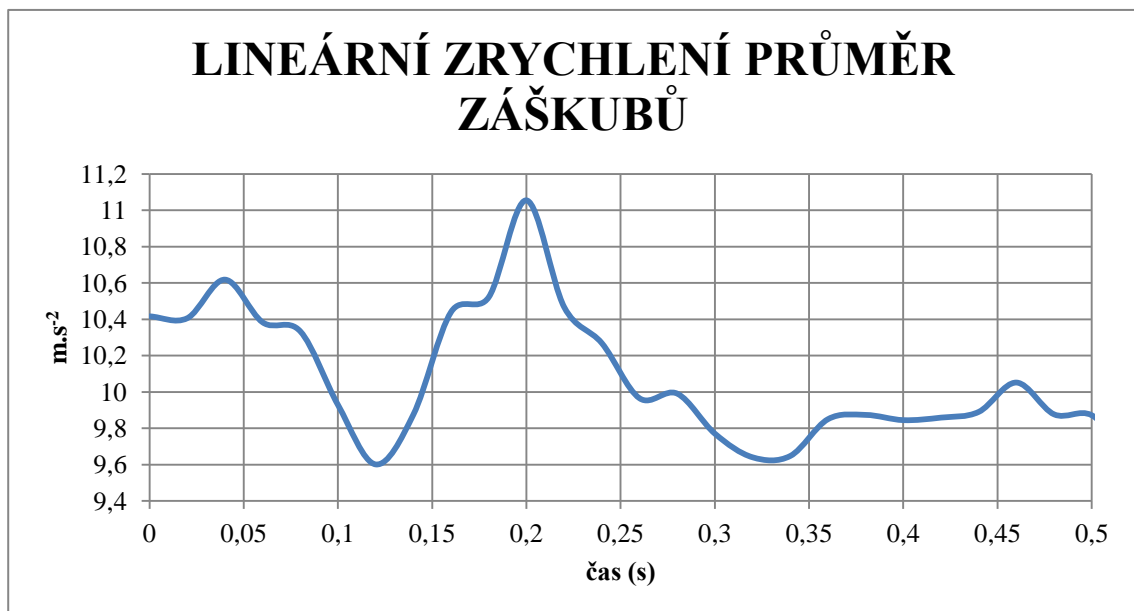
Obrázek 18 - Úhlové zrychlení v bodě s max. výchylkou

### 4.3 Měření HIT na probandech

Na grafu v Obr. č. 19 je vidět lineární zrychlení jednotlivých záškubů, které bylo vykresleno kvůli možnému zkreslení průměru (Obr. č. 20).

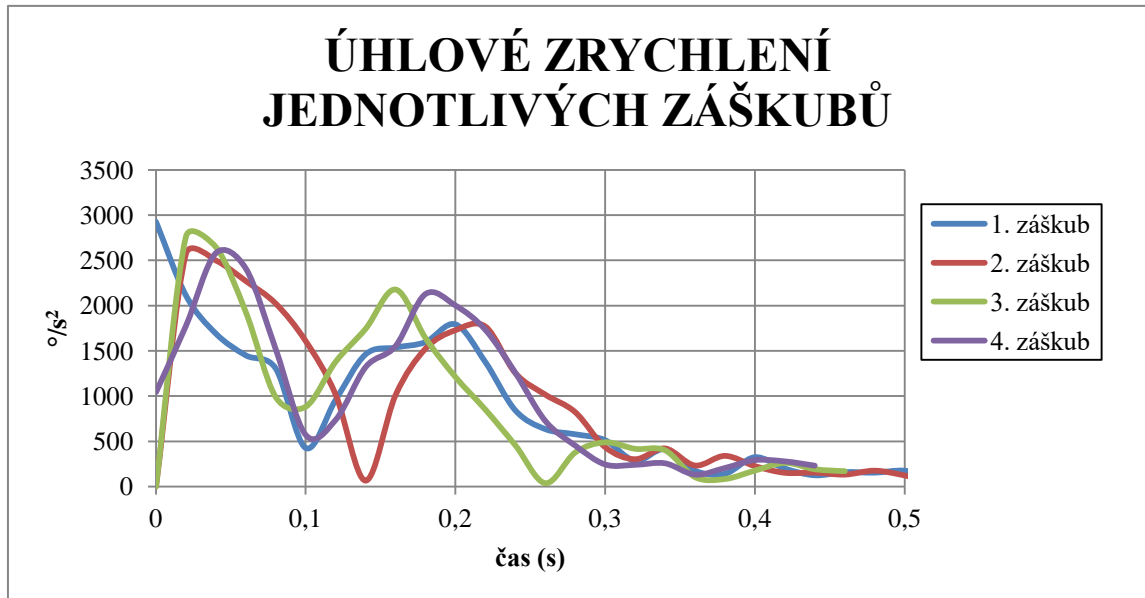


Obrázek 19 - Lineární zrychlení jednotlivých záškubů

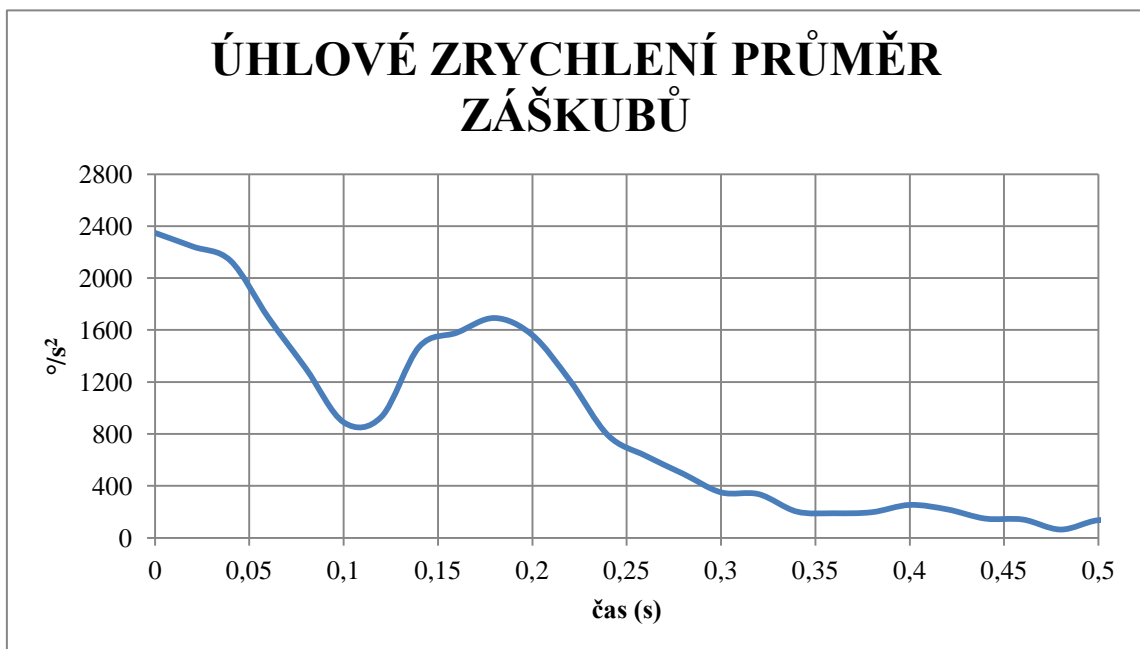


Obrázek 20 - Lineární zrychlení průměru záškubů

Stejně jako v případě lineárního zrychlení, může dojít ke zkreslení zobrazovaného průměru i u zrychlení úhlového. V Obr. č. 21 je vidět zobrazení jednotlivých záškubů, v grafu na Obr. č. 22 průměr hodnot úhlového zrychlení.



Obrázek 21 – Úhlové zrychlení jednotlivých záškubů



Obrázek 22 – Úhlové zrychlení průměru záškubů

### 4.3.1 Výsledky statistického zpracování

Hodnoty korelačního koeficientu u úhlového zrychlení vycházely těsně pod hodnotou 1, u zrychlení lineárního je celková průměrná hodnota 0,475. Všechna data jednotlivých probandů jsou shrnuta v tabulce v Příloze F a Příloze G.

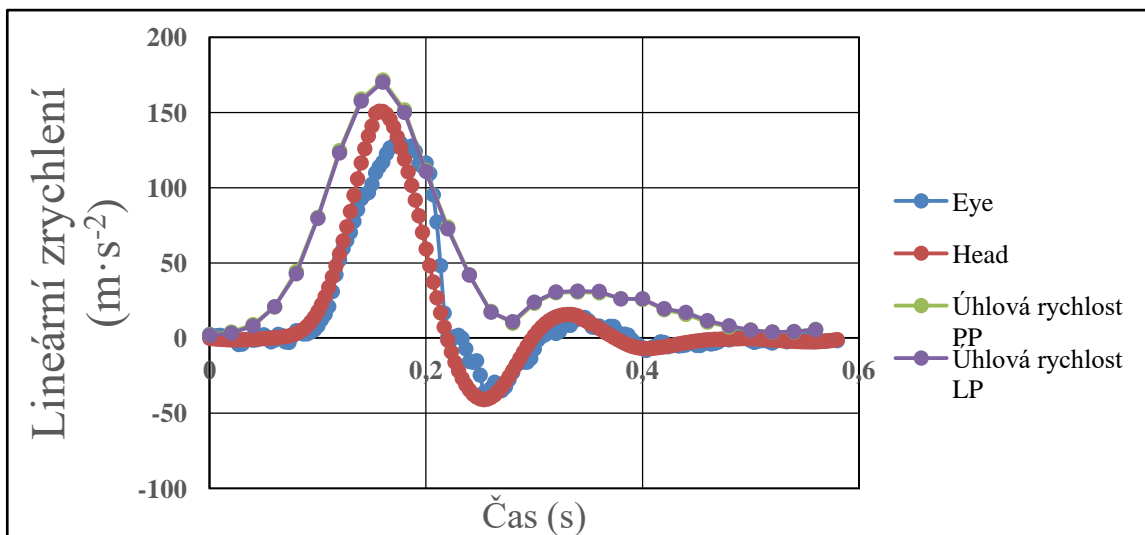
Tabulka 2 ukazuje hodnoty kritické p-hodnoty, která byla vypočtena na základě T-testu.

**Tabulka 2 – přehled testovaných hypotéz**

	F TEST	T TEST	
hypotéza 1	p = 0,704	p = 0,335	H0 nezamítáme
hypotéza 2	p = 0,858	p = 0,398	H0 nezamítáme
hypotéza 3	p = 0,508	p = 0,489	H0 nezamítáme
hypotéza 4	p = 0,010	p = <b>0,056</b>	H0 nezamítáme

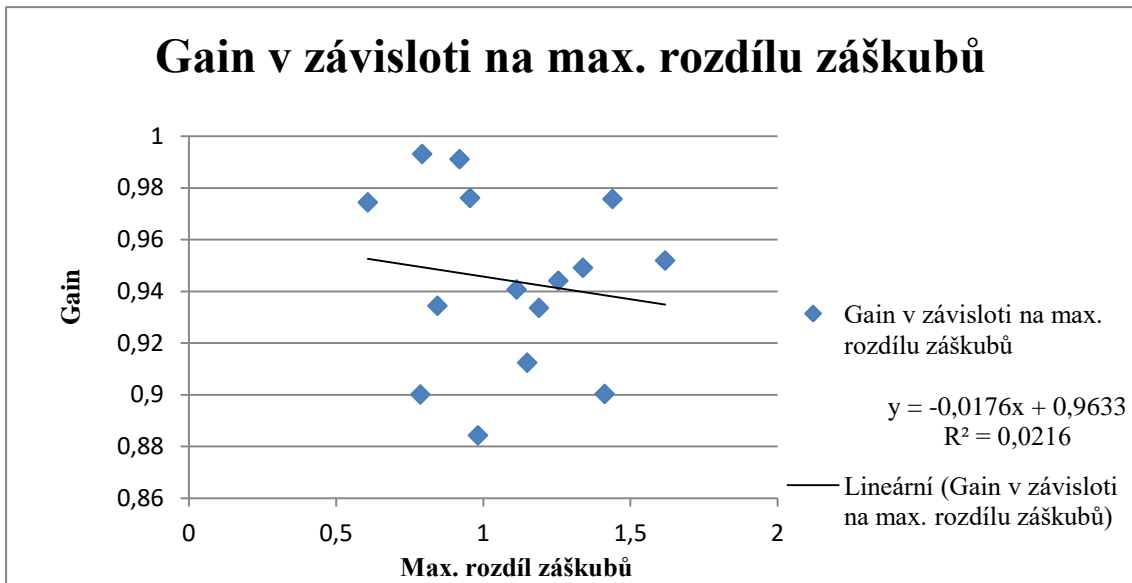
### 4.4 Výsledky měření z videookulografie (VOG)

Obr. č. 23 ukazuje výsledky úhlové rychlosti očí, hlavy a LP a PP gyroakcelerometru při VOG v průběhu HIT.

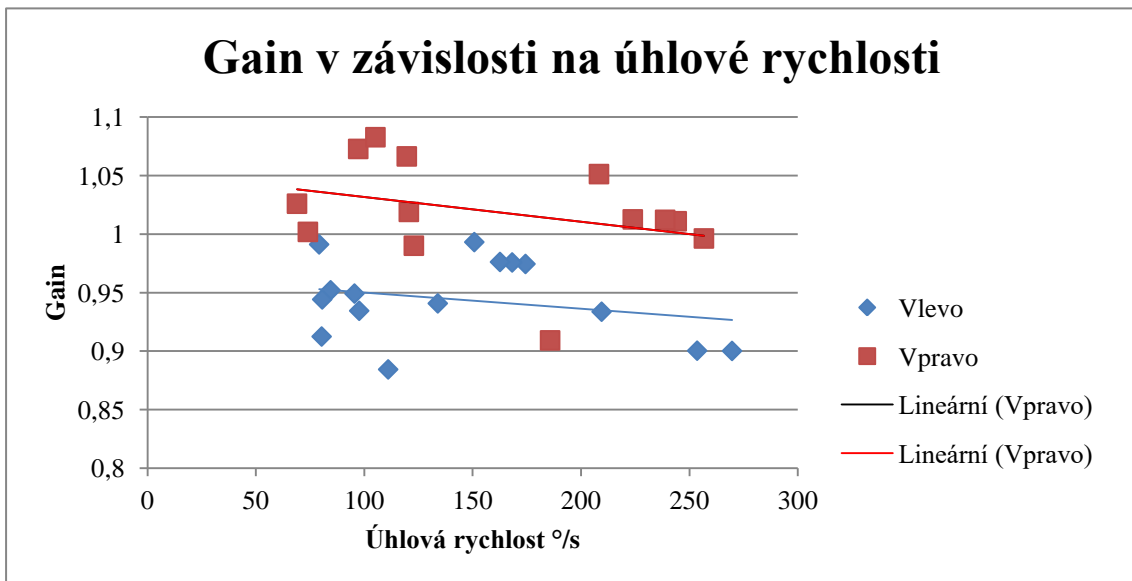


**Obrázek 23 - Úhlové rychlosti při VOR**

Gain v závislosti na úhlové rychlosti je znázorněn v Obr. č. 25, v závislosti na maximálním rozdílu záškubů v Obr. č. 24.



Obrázek 24 - Gain v závislosti na max. rozdílu záškubů



Obrázek 25 - Gain v závislosti na úhlové rychlosti

## 5 Diskuse

Při měření dat z gyro-akcelerometrů Xsens docházelo k občasnému přerušení záznamu. To bylo způsobeno rychlým vybíjením baterií 4xAA, které jsou umístěny v bezdrátovém vysílači Xsens XBusMaster. V některých případech bylo obtížnější uchycení gyro-akcelerometrické helmy na hlavu probanda, všechny probandy se ale podařilo naměřit. Občasnou komplikací byl problém s exportem dat z gyro-akcelerometrů do textového souboru. To vyřešilo využití novější verze programu MT Xsens manager.

Nevýhodou navrženého fantomu je jeho nízká hmotnost, která se značně liší od hmotnosti lidské hlavy. Další nevýhodou je menší velikost polystyrenové hlavy, která tvoří fantom, a proto spíše simuluje hlavu dětskou, pro kterou nebyla gyro-akcelerometrická helma primárně konstruována a proto bylo potřeba dotažení fixačních šroubů do maximální polohy.

Při měření VOG v průběhu HIT docházelo v některých případech k pohybu brýlí. To bylo způsobeno přítomností gyro-akcelerometrické helmy a špatným úchopem hlavy probanda vyšetřujícím při stimulaci HIT. VOG je špatně snímána na pacientech, kteří mají na řasách vrstvu řasenky. Nejspíše proto nebylo u jednoho probanda možné zaznamenat všechny tři záškuby na obě strany.

### 5.1 Fantom s manuální stimulací

Navržený fantom prokázal své využití při volitelné excentricitě osy rotace v průběhu HIT a mohl by se v budoucnu využívat na nácvik správného provedení záškuby. Dle [16] by v ideálním případě mělo úhlové zrychlení dosahovat hodnot  $750^\circ - 5000^\circ \cdot s^{-2}$ . Při měření na fantomu hlavy s manuální stimulací úhlové zrychlení dosahovalo hodnot cca  $4000^\circ \cdot s^{-2}$ , viz Obr. č. 12. Z toho je patrné, že provedené měření se shoduje s teoretickými hodnotami. Úhlová zrychlení vykazují nezávislost na umístění gyro-akcelerometru. Lineární zrychlení nabývalo nejvyšších hodnot při zvolení excentrické rotace, resp. bylo nejvyšší pro gyro-akcelerometr pravý parietální při ose rotace v gyro-akcelerometru levém parietálním a naopak, viz Obr. č. 11. Nižších hodnot naopak nabývaly gyro-akcelerometry v případě rotace v ose těla. To je v souladu s předpoklady. Výsledné hodnoty gyro-akcelerometrů pravého

a levého vestibulárního, které jsou umístěny uvnitř fantomu také odpovídají předpokladům, jelikož úhlová zrychlení nejsou závislá na umístění gyro-akcelerometrů, viz Obr.č. 14 a zároveň lineární zrychlení vykazují nejvyšší hodnoty pro gyro-akcelerometry umístěné mimo osu v průběhu excentrické rotace, viz Obr.č.13

## 5.2 Fantom s automatickou stimulací

Fantom s automatickou stimulací byl navržen pro potřeby její reprodukovatelnosti. Z výsledných hodnot úhlového zrychlení je patrné, že se pohybuje v hodnotách cca  $1500 \text{ }^\circ \cdot \text{s}^{-2}$ , viz Obr. č. 16. To je opět v souladu s teoretickými hodnotami, avšak oproti manuální stimulaci se pohybujeme cca na polovičních hodnotách. Výsledné hodnoty lineárního zrychlení jsou opět vyšší pro excentrickou rotaci, což je vidět na Obr. č. 15 a Obr. č. 17. Rozdíl úhlového zrychlení mezi Obr. č. 16 a Obr. č. 18 může být způsoben zákmitem soustavy v důsledku excentrického vychýlení fantomu s helmou.

## 5.3 Měření HIT na probandech

Měření HIT na probandech bylo provedeno z důvodu zjištění různosti inter a intraindividuální stimulace. Na Obr. č. 19 je vidět lineární zrychlení jednotlivých záškubů. Je patrné, že lineární zrychlení každého záškubu je rozdílné. Díky tomu je průměr záškubů, viz Obr. č. 20, značně zkreslený. Na Obr. č. 21 je znázorněno úhlové zrychlení pro stejné záškuby jako u Obr. č. 20. Je vidět, že křivky mají na rozdíl od lineárního zrychlení charakteristický tvar a tudíž si jej zachovávají i po zprůměrování. S ohledem na to, že velikost a hmotnost hlavy by mohla mít vliv na výslednou excentricitu rotace, vytvořila jsem několik hypotéz.

### Hypotéza 1:

H0 - výsledky průměru rozdílů výsledných vektorů lineárního zrychlení LP, PP v průběhu HIT budou stejné u žen a mužů.

### **Hypotéza 2:**

H0 - výsledky maximálních hodnot rozdílů výsledných vektorů LP, PP lineárního zrychlení v průběhu HIT budou stejné u žen a mužů.

### **Hypotéza 3:**

H0 - výsledky průměrů korelačních koeficientů vektorů lineárního zrychlení LP, PP v průběhu HIT budou stejné u žen a mužů.

### **Hypotéza 4:**

H0 - výsledky průměrů korelačních koeficientů výsledných vektorů úhlového zrychlení LP, PP v průběhu HIT budou stejné u žen a mužů.

U všech hypotéz nebyla hypotéza H0 zamítnuta. V případě hypotézy 4 je ale hodnota  $p$  velmi hraniční.

## **5.4 Měření VOG v průběhu HIT**

V rámci měření VOG nastal problém s exportem dat vertikální výchylky. Systém Otometrics ICS Impulse neumožnil export zřejmě s ohledem na to, že výsledná hodnota zisku (Gain) je počítána s ohledem na horizontální vychýlení oka vůči pohybu hlavy. Z tohoto důvodu byly prezentovány pouze výsledky horizontálních výchylek. Spolu s daty z gyro-akcelerometru systému Xsens jsou na Obr. č. 23 vykresleny úhlové rychlosti pravého a levého parietálního gyro-akcelerometru, které značí výsledný vektor, viz kap. 3.1. Z tohoto důvodu jsou hodnoty stále kladné. Úhlové zrychlení pravého parietálního gyro-akcelerometru je v zákrytu s hodnotou levého parietálního gyro-akcelerometru, proto není z grafu zřetelné. Na Obr. č. 25 je vidět závislost zisku na úhlové rychlosti, která se zdá být klesající s rostoucí úhlovou rychlostí. To samé můžeme vidět i na Obr. č. 24, kde je zobrazen zisk v závislosti na maximálním rozdílu záškubů (maximum lineárního zrychlení levého parietálního gyro-akcelerometru, maximum lineárního zrychlení pravého parietálního gyro-akcelerometru). Výsledky však mohou být zkráceny malým počtem probandů a opakování záškubů.



## 6 Závěr

Ve své práci jsem se zabývala analýzou excentrického vychýlení osy rotace v průběhu HIT. Za účelem ověření vlivu excentricity jsem navrhla a k měření využila fantom s manuální a automatickou stimulací. Na souboru 20 probandů jsem pomocí gyro-akcelerometrické helmy naměřila pulzní rotační test, který byl dále rozšířen u 5 probandů záznamem z videookulografie pomocí systému Otometrics ICS Impulse. Na základě výsledků těchto měření jsem zjistila, že lineární zrychlení je ovlivněno umístěním gyro-akcelerometru v průběhu pulzního rotačního testu, zatímco úhlové zrychlení ovlivněno není. Výsledky z videookulografie naznačují, že výsledný zisk pohybu očí v horizontální rovině v průběhu pulzního rotačního testu, může být ovlivněn úhlovou rychlostí a excentricitou záškubu. Pro ověření této hypotézy bude však potřeba naměřit data na vyšším počtu probandů.

## Seznam použité literatury

- [1] Pulsní rotační test. *Medvik* [online]. 2014, 2014, 1 [cit. 2017-01-10]. Dostupné z: <http://www.medvik.cz/bmc/link.do?id=D064087>
- [2] Vestibulo-ocular reflex and the head impulse test. In: *SCIELO* [online]. Rio de Janeiro: INCA, 2012 [cit. 2016-11-13]. Dostupné z: [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0004-282X2012001200008](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0004-282X2012001200008)
- [3] Vestibulometrie. In: *AudioNIKA* [online]. Praha: AudioNIKA s.r.o. © 2016, 2016 [cit. 2016-11-13]. Dostupné z: <http://www.audionika.cz/stranka/ics-impulse>
- [4] Vestibulární aparát. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2016-11-13]. Dostupné z: [https://cs.wikipedia.org/wiki/Vestibul%C3%A1rn%C3%AD\\_apar%C3%A1t](https://cs.wikipedia.org/wiki/Vestibul%C3%A1rn%C3%AD_apar%C3%A1t)
- [5] Funkce buněk a lidského těla: Sluchový a rovnovážný systém. In: *Http://fbt.cz/skripta/xiii-smysly/2-sluchovy-a-rovnovazny-system/* [online]. Praha: Wordpress, 2013 [cit. 2016-11-13]. Dostupné z: <http://fbt.cz/skripta/xiii-smysly/2-sluchovy-a-rovnovazny-system/>
- [6] Semicircular canals. In: *Healthline* [online]. San Francisco: healthline, 2015 [cit. 2017-01-10]. Dostupné z: <http://www.healthline.com/human-body-maps/semicircular-canals>
- [7] Poznámky k anatomii a fyziologii ucha. In: *Základy otorinolaryngologie a foniatrie pro studenty* [online]. Brno: Lékařské fakulty MU a Fakultní Nemocnice Brno, 2009 [cit. 2017-01-10]. Dostupné z: [http://is.muni.cz/elportal/estud/pdf/js09/orl/web/pages/1\\_1\\_poznamky\\_k\\_anatomii\\_a\\_fyziologii\\_ucha.html](http://is.muni.cz/elportal/estud/pdf/js09/orl/web/pages/1_1_poznamky_k_anatomii_a_fyziologii_ucha.html)
- [8] *Noninvasive diagnostic system* [online]. In: . Německo: IFI CLAIMS Patent Services, 2009 [cit. 2017-01-10]. Dostupné z: <http://www.google.com/patents/WO2010088696A1?cl=en>
- [9] The Flight Instruments. In: *Raspberry Fly* [online]. 2015 [cit. 2017-01-10]. Dostupné z: <http://stickyfish.dk/Flight%20Instruments.html>
- [10] SVOBODA, Emanuel. *Přehled středoškolské fyziky*. 5., přeprac. vyd. Praha: Prometheus, 2014. ISBN 978-80-7196-438-4.
- [11] Internal ear. In: *Experts mind* [online]. United States: Educational, 2012 [cit. 2017-01-10]. Dostupné z: <http://www.expertsmind.com/questions/internal-ear-30115655.aspx>
- [12] Sign convention. In: *Aldebaran* [online]. SoftBank Robotics, 2016 [cit. 2017-01-10]. Dostupné z: [http://doc.aldebaran.com/2-1/family/robots/joints\\_robot.html](http://doc.aldebaran.com/2-1/family/robots/joints_robot.html)

- [13] *Sensor Fusion: Keeping It Simple* [online]. In: . 2017 Oculus VR, LLC., 2017 [cit. 2017-01-10]. Dostupné z: <https://developer3.oculus.com/blog/sensor-fusion-keeping-it-simple/>
- [14] Slovník astronomických pojmů, Excentricita. In: *Slovník astronomických pojmů* [online]. Praha: Astronomický koutek, 2016 [cit. 2017-01-10]. Dostupné z: <http://home.zcu.cz/~kehar/astrokoutek/slovník/slovník3.html>
- [15] Gravitační a tíhová síla. In: *Encyklopedie fyziky* [online]. Praha: Domain Tools, 2006 [cit. 2017-01-10]. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com/main/article/view/60-gravitacni-a-tihova-sila-resp-zrychleni>
- [16] MACDOUGALL, H. G., K. P. WEBER, L. A. MCGARVIE, G. M. HALMAGYI a I. S. CURTHOYS. *The video head impulse test: Diagnostic accuracy in peripheral vestibulopathy* [online]. [cit. 2017-01-11]. DOI: 10.1212/WNL.0b013e3181bacf85. ISBN 10.1212/WNL.0b013e3181bacf85. Dostupné z: <http://www.neurology.org/cgi/doi/10.1212/WNL.0b013e3181bacf85>
- [17] XSENS TECHNOLOGIES B.V. 2006. *MTi and MTx User Manual and Technical Documentation* [online]. [cit. 201-01-05]. Dostupné z: <http://wiki.icub.org/images/8/82/XsensMtx.pdf>
- [18] Optical Motion Capture Systems. In: *METAmotion* [online]. 2016 [cit. 2017-04-18]. Dostupné z: <http://metamotion.com/motion-capture/optical-motion-capture-1.htm>
- [19] *MOCAP - Snímání pohybu lidské postavy*. Praha, 2011. Bakalářská práce. ČVUT. Vedoucí práce Ing. Roman Berka, Ph.D.
- [20] Vicon Bonita. In: *VICON* [online]. 2015 [cit. 2017-04-18]. Dostupné z: <https://www.vicon.com/file/vicon/bonita-brochure.pdf>
- [21] VOLF, Petr, Patrik KUTILEK, Jiri HOZMAN, Jan HEJDA a Rudolf CERNY. *Qualitative evaluation methods of movement of the vestibular system in neurological practice*, [cit. 2017-05-16]. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/7760896/citations>

## 7 Přílohy

### Příloha A:

#### Technická specifikace Xsens

Gyroakcelerometr XSENS má několik výstupů dat. Mezi nimi jsou níže uvedené veličiny.

3D orientace (Quaternions/Matrix/Euler angles)

3D akcelerace

3D úhlová rychlost

3D normalizované magnetické pole

teplota

Výstupy je možné přenést a ukládat do tabulkového editoru, ze kterého je můžeme dále zpracovávat.

**Tabulka I - Technická specifikace gyro-akcelerometrů XSENS, převzato z [17]**

	úhlová rychlost	akcelerace	magnetické pole
měření	ve 3 osách	ve 3 osách	ve 3 osách
rozsah	$\pm 1200 \text{ deg/s}$	$\pm 50 \text{ m/s}^2$	$\pm 750 \text{ mGauss}$
linearita	0.1% of FS	0.2% of FS	0.2% of FS
stabilita zkreslení	1 deg/s	0.02 m/s <sup>2</sup>	0.1mGauss
stabilita měřítka		0.03%	0.5%
šum	$0.05 \text{ deg/s}/\sqrt{\text{Hz}}$	$0.002 \text{ m/s}^2/\sqrt{\text{Hz}}$	0.5 mGauss
chyba zarovnání plast. výlisku	0.1 deg	0.1 deg	0.1 deg
maximální šířka aktualizace	512 Hz	512 Hz	512 Hz

## Technická specifikace systému Vicon

**Tabulka II - Technická specifikace kamer firmy Vicon, typ Bonita 10  
převzato z [20]**

snímkovací frekvence	250 snímků/sekunda
rozlišení	1 megapixel (1024 x 1024)
provozní dosah	do 13 m
široký úhel pohledu (4 mm)	70.29° x 70.29°
úzký úhel pohledu (12 mm)	26.41° x 26.41°

## Příloha B: Ukázka aplikace Wolfram

Local Gravitational Acceleration

[Submit](#)

Input interpretation:

[gravitational acceleration](#)

Gravitational field strength for Kladno, Czech Republic:

[Show non-metric units](#)

total field	9.81328 m/s <sup>2</sup> (meters per second squared)
angular deviation from local vertical	0.00331° (degrees)
down component	9.81322 m/s <sup>2</sup> (meters per second squared)
west component	4.3 × 10 <sup>-4</sup> m/s <sup>2</sup> (meters per second squared)
south component	0.03244 m/s <sup>2</sup> (meters per second squared)

(based on EGM2008 12th order model; 396 meters above sea level)

WolframAlpha [Get this widget](#)

Obrázek A - Aplikace Wolfram, tíhové zrychlení pro město Kladno

# Příloha C: Souhlas etické komise



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta biomedicínského inženýrství  
nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno

## Žádost o projednání výzkumného projektu v etické komisi FBMI ČVUT *Application for approval of a research project by FBMI CTU Institutional Ethical/Review Board*

**Název projektu:** Měření kinematických parametrů vestibulárního aparátu pomocí gyro-akcelerometrického systému a optického Mocap systému

**Name of the project:** Measuring kinematic parameters of vestibular apparatus movement using gyro-accelerometer system and Mocap system

**Hlavní řešitel projektu (Jméno, pracoviště, e-mail):** Ing. Petr Volf  
Katedra biomedicínské techniky, FBMI ČVUT  
petr.volf@fbmi.cvut.cz

**Stručný popis projektu (do 100 slov):** V rámci disertační, diplomové a bakalářských prací na FBMI ČVUT probíhá výzkum a vývoj systému pro měření kinematických veličin vestibulárního aparátu zdravých osob v souladu s požadavky klinických pracovišť. Kinematické veličiny jsou měřeny pomocí helmice s pěticí gyro-akcelerometrickými senzory Xsens a pomocí optického Mocap systému Vicon. Probandi při měření vykonají pohyby jako je statický stoj, chůze, lezení po čtyřech, dřep, chůzi do schodů a bude proveden tzv. pulzní rotační test (Head Impulse Test).

**Charakter projektu:** Grantová úloha (název agentury): Bez grantu  
Výzkum výzkumného týmu (specifikace): Výzkum a vývoj systému pro měření kinematických veličin vestibulárního aparátu  
Kvalifikační práce (specifikace): Disertační, diplomová, bakalářské práce. Publikace v časopise s IF

### Seznam příkládaných dokumentů:

- informovaný souhlas vč. informace pro subjekt hodnocení
- syllabus výzkumného projektu

V Kladně dne

\_\_\_\_\_ *podpis hlavního řešitele*

## Vyjádření souhlasu etické komise FBMI ČVUT *FBMI CTU Institutional Ethical/Review Board approval*

**Projekt byl schválen etickou komisí FBMI ČVUT dne:**  
**pod číslem:**

**platný do:**

Etická komise FBMI ČVUT v Praze, ve složení Mgr. Martina Dingová Šliková (předsedkyně), RNDr. Táňa Jarošíková, CSc., MUDr. Radek Matlach, prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D., a Ing. Lucie Šedzrnáková, zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozporů s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění biomedicínského výzkumu zahrnujícího lidské účastníky nebo laboratorní zvířata.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

V Kladně dne

\_\_\_\_\_ *razítko etické komise FBMI ČVUT*

\_\_\_\_\_ *podpis předsedy etické komise*

ČVUT v Praze  
Fakulta biomedicínského inženýrství  
nám. Sítná 3105  
272 01 Kladno

tel.: (+420) 224 358 419  
fax: (+420) 312 608 204  
www.fbmi.cvut.cz

IČ: 68407700  
DIČ: CZ68407700  
Bankovní spojení: KB Praha 6  
č.ú. 27-73800102870100

# Příloha D: Informovaný souhlas

## Informovaný souhlas a informace pro subjekt hodnocení

**Název projektu:** Měření kinematických parametrů vestibulárního aparátu pomocí gyro-akcelerometrického systému a optického Mocap systému

**Hlavní řešitel, spoluřešitelé a jejich pracoviště:** Ing. Petr Volf, Bc. Jakub Šourek, Zuzana Wanglerová, Adéla Váchová, ČVUT v Praze, FBMI

Vážený probanda,

projekt „Měření kinematických parametrů vestibulárního aparátu pomocí gyro-akcelerometrického systému a optického Mocap systému“ je výzkumný projekt prováděný na FBMI ČVUT. Zabývá se výzkumem a vývojem systému pro měření kinematických veličin vestibulárního aparátu.

Projekt probíhá za účelem zpracování disertační, diplomové a bakalářských prací vedených na Fakultě biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze s následným vědeckým zpracováním výsledků a publikací.

Cílem tohoto projektu je výzkum a vývoj systému pro měření kinematických veličin vestibulárního aparátu osob. Jedná se o téma s publikačním potenciálem s ohledem na dřívější teoretické publikace navrhovaného systému pro měření kinematických veličin vestibulárního aparátu. Tento systém sestává z helmicce s pěti gyro-akcelerometrickými senzory, přičemž slouží jako zcela bezpečná a neinvazivní metoda pro záznam kinematických veličin v souřadném systému vestibulárního aparátu. Mocap systém Vicon je zcela bezpečná a neinvazivní, komerčně dostupná technika pro záznam pohybu pomocí kamer a reflektivních markerů umístěných na povrchu těla. Cílem výzkumného projektu je stanovit přesnost, možnosti využití a zdokonalení záznamu kinematických veličin vestibulárního aparátu zejména v klinické neurologii.

Experiment bude prováděn na zdravotních dobrovolnících (probandech) zejména z řad studentů FBMI za použití helmicce s pěti gyro-akcelerometrickými senzory, chráněné užitím vzorem, vytvořené na FBMI ČVUT Voltem a kol. Dále bude použit optický Mocap systém od firmy Vicon (Oxford, UK). Na hlavu vybraného probanda bude umístěna helmicce s gyro-akcelerometrickými senzory a reflektivními markery. Proband vykoná pohyby jako je statický stoj, chůze, ležení po čtyřech, dřep a chůze do schodů a bude proveden tzv. pulzní rotační test (Head Impulse Test). Data budou zaznamenána programy Xsens MI manager, Vicon Nexus a následně zpracována v prostředí MATLAB.

Výukovacními kritérii jsou abúzus alkoholu a drog, užití látek obsahující imidazole a antibiotik (např. streptomycin) v posledních 3 měsících, gravidita, dřívější problémy s vestibulárním aparátem a rovnováhou.

Diskomfortem pro probandy je čas strávený při experimentu podle předem dohodnutého programu. Měřicí metody jsou zcela bezpečné a nejsou popsány žádné vedlejší účinky ani rizika. Z naměřených dat nebudou vyvozovány jakkoli závěry o Vašem zdravotním stavu.

Náklady na odškodnění v případě poškození probanda ponese FBMI ČVUT, nicméně riziko je prakticky nulové.

Účast na experimentu je zcela dobrovolná, bez nároku na jakoukoliv odměnu. Zároveň se nepředpokládají žádné finanční výdaje probanda.

Poděpsáním tohoto písemného informovaného souhlasu souhlasíte s tím, že hlavní řešitelé a etická komise budou mít umožněn přímý přístup k původní klinické dokumentaci za účelem ověření průběhu studie anebo údajů, aniž dojde k porušení důvěrnosti informací o Vaší osobě, v míře povolené právními předpisy.

Záznamy, podle nichž lze identifikovat probanda, budou uschovány jako důvěrné a nebudou, v míře zaručené právními předpisy, veřejně zpřístupněny. Budou-li výsledky studie publikovány, totožnost probanda nebude zveřejněna.

Všaklyne-li se informace, která by mohla mít vliv na rozhodnutí probanda, zda pokračovat v účasti ve studii nebo ne, bude probanda o této skutečnosti včas informován.

Další informace týkající se této studie a práv probandů lze získat u výše zmíněných řešitelů. V případě poškození zdraví v souvislosti se studií kontaktujte hlavního řešitele projektu.

Předpokládaná doba trvání experimentu v rámci jednoho probanda je typicky 10 minut. Studie se zúčastní přibližně 30 probandů.

Všech účast ve studii je dobrovolná, můžete ji odmítnout nebo můžete od účasti ve studii kdykoliv odstoupit, a to bez udání důvodů a bez jakýchkoliv finančních, právních či jiných následků.

Jméno probanda:

Odpovědný řešitel:

Podpis probanda:

Datum:

Podpis odpovědného řešitele:

Datum:



# Příloha E: Dotazník k vyplnění pro probandy

## Měření probandů na bakalářskou práci

\*Povinné pole

Číslo probanda \*

Vaše odpověď

Pohlaví \*

Muž

Žena

Věk \*

Vaše odpověď

Výška v cm \*

Vaše odpověď

Váha v kg \*

Vaše odpověď

V jakém typu obuvi jste absolvovali měření? \*

Tenisky

Boty s nižším podpatkem

Boty s vyšším podpatkem

Boty s tenkou podrážkou (pantofle apod.)

Měli jste v minulosti nějaké zranění/operaci horní nebo dolní končetiny, popř. páteře? \*

Ano

Ne

Pokud ano, uveďte jaké.

Vaše odpověď

Měli jste v minulosti problémy s rovnováhou nebo úraz hlavy? \*

Ano

Ne

Pokud ano, stručně specifikujte.

Vaše odpověď

## Příloha F: Tabulka výsledků - 1. část

	1. zřřskub	2. zřřskub	3. zřřskub	4. zřřskub	průmř zřřskubů	smřrodatnř odchylka	1. zřřskub	2. zřřskub	3. zřřskub	4. zřřskub
1	korelační koeficient lineární zrychlení 0,340 0,998	0,131 0,998	-0,338 0,999	0,123 0,998	0,064 0,998	0,286 0,000	1,377	1,099	2,300	1,898
2	korelační koeficient lineární zrychlení -0,209 0,998	0,141 0,998	-0,234 0,999	0,484 0,999	0,045 0,998	0,339 0,000	2,144	2,554	1,822	1,951
3	korelační koeficient lineární zrychlení 0,805 0,994	-0,392 0,990	0,482 0,975	0,680 0,990	0,394 0,987	0,540 0,009	2,438	1,304	1,247	1,377
4	korelační koeficient lineární zrychlení 0,375 0,999	0,479 0,999	1,000 1,000	1,000 1,000	0,714 0,999	0,333 0,001	0,501	0,469	0,000	0,000
5	korelační koeficient lineární zrychlení 0,189 0,997	-0,418 0,996	0,374 0,996	-0,032 0,999	0,028 0,997	0,341 0,001	0,937	0,905	1,076	0,969
6	korelační koeficient lineární zrychlení 0,769 0,998	0,726 0,988	0,736 0,999	0,597 0,998	0,707 0,996	0,076 0,005	1,677	3,374	1,497	3,368
7	korelační koeficient lineární zrychlení 0,461 0,997	0,729 0,999	-0,178 0,998	0,098 0,996	0,278 0,997	0,399 0,001	1,456	0,798	0,963	1,496
8	korelační koeficient lineární zrychlení 0,614 0,999	0,591 0,999	0,055 0,998	1,000 1,000	0,565 0,999	0,388 0,001	1,143	2,122	2,382	0,000
9	korelační koeficient lineární zrychlení 0,166 0,997	0,276 0,998	0,281 0,999	0,670 0,998	0,348 0,998	0,221 0,001	0,936	0,936	1,180	1,872
10	korelační koeficient lineární zrychlení 0,714 0,999	0,934 0,999	0,764 0,999	0,384 0,999	0,659 0,999	0,230 0,000	0,943	1,308	0,818	1,235

## Příloha G: Tabulka výsledků - 2. část

10	korelační koeficient lineární zrychlení	0,714	0,934	0,764	0,384	0,699	0,230	0,943	1,308	0,818	1,235
	korelační koeficient úhlové zrychlení	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,000				
11	korelační koeficient lineární zrychlení	0,485	0,389	0,730	0,770	0,594	0,186	1,816	1,369	1,838	1,771
	korelační koeficient úhlové zrychlení	0,998	0,998	0,999	0,996	0,998	0,001				
12	korelační koeficient lineární zrychlení	-0,361	-0,011	0,031	0,280	-0,015	0,264	2,010	1,691	2,224	0,945
	korelační koeficient úhlové zrychlení	0,994	0,998	0,998	0,997	0,997	0,002				
13	korelační koeficient lineární zrychlení	0,264	0,642	0,552	0,875	0,583	0,253	2,043	2,549	2,991	1,426
	korelační koeficient úhlové zrychlení	0,992	0,994	0,983	0,998	0,992	0,007				
14	korelační koeficient lineární zrychlení	0,650	0,781	0,889	0,793	0,778	0,098	2,689	2,333	1,694	2,667
	korelační koeficient úhlové zrychlení	0,997	0,998	0,998	0,998	0,998	0,001				
15	korelační koeficient lineární zrychlení	0,737	0,854	0,834	0,858	0,821	0,057	1,503	1,593	1,796	1,418
	korelační koeficient úhlové zrychlení	0,997	0,997	0,997	0,998	0,997	0,000				
16	korelační koeficient lineární zrychlení	0,607	0,494	0,838	0,813	0,688	0,166	0,793	0,786	1,413	1,308
	korelační koeficient úhlové zrychlení	0,997	0,995	0,999	0,997	0,997	0,002				
17	korelační koeficient lineární zrychlení	0,611	0,569	0,488	0,746	0,603	0,108	1,618	1,223	1,255	1,423
	korelační koeficient úhlové zrychlení	0,997	0,996	0,997	0,998	0,997	0,001				
18	korelační koeficient lineární zrychlení	0,688	0,684	0,830	0,692	0,723	0,071	1,113	1,149	0,955	0,931
	korelační koeficient úhlové zrychlení	0,997	0,998	0,998	0,996	0,996	0,001				
19	korelační koeficient lineární zrychlení	0,491	0,723	0,501	0,200	0,479	0,215	0,982	1,339	0,844	0,920
	korelační koeficient úhlové zrychlení	0,994	0,975	0,992	0,994	0,989	0,009				
20	korelační koeficient lineární zrychlení	0,314	0,225	0,522	0,565	0,407	0,163	0,608	1,439	1,189	1,510
	korelační koeficient úhlové zrychlení	0,996	0,995	0,996	0,996	0,996	0,001				