



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta biomedicínského inženýrství

**Návrh metod hodnocení kinematických dat záznamu pohybu
vestibulárního systému měřených gyro-akcelerometrickým
systémem**

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský inženýr

Vedoucí práce: Doc. Ing. Patrik Kutílek, Ph.D.

Kladno 2015/2016

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2015/2016

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

Student: **Bc. Matěj Rom**
Studijní obor: Biomedicínský inženýr
Téma: **Návrh metod hodnocení kinematických dat záznamu pohybu vestibulárního systému měřených gyro-akcelerometrickým systémem**
Téma anglicky: Design of methods for evaluating kinematic data of movement of vestibular system recorded using gyro-accelerometer system

Zásady pro vypracování:

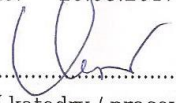
Cílem práce je provést výběr vhodných kvantitativních ukazatelů pro hodnocení kinematických dat záznamu pohybu vestibulárního systému. Data budou měřena pomocí gyro-akcelerometrického systému vyvinutého na FBMI a umístěném ve FN Motol. Na základě Vámi zvolených kvantitativních ukazatelů pohybu segmentů těla navrhnete algoritmy, které implementujete do software (v prostředí MatLab) vytvořeném na FBMI ČVUT a používaného ke zpracování kinematických dat pohybu vestibulárního systému. Provedte měření minimálně 20 subjektů pro ověření vhodnosti Vámi navržených ukazatelů. Měření kinematických dat pohybu vestibulárního systému se bude provádět v Neurologické klinice 2. LF UK a FN Motol. Dále proveďte vyhodnocení zjištěných hodnot kvantitativních ukazatelů určených navrženými algoritmy, a proveďte statistická zhodnocení navržených metod a jejich aplikaci v praxi.

Seznam odborné literatury:

- [1] JANDA V., PAVLŮ D., Goniometrie, ed. 1. vydání, Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1993, ISBN 80-7013-160-8
- [2] Tichý, M., Funkční diagnostika pohybového aparátu, ed. 1. vydání, Triton, 2001, ISBN 80-7254-022-X
- [3] Daniel M., Experimentální biomechanika, ed. skript, ČVUT, 2008, ISBN 9788001039823
- [4] Novák Petr, Mobilní roboty - pohony, senzory, řízení, ed. 1, BEN - technická literatura, 2005, ISBN 9788073001414
- [5] Šturm D., Měření polohy hlavy v neurologii, ed. Diplomová práce, ČVUT, 2005, ISBN NA
- [6] Smolaga M., Vyhodnocování polohy hlavy pomocí kamer, ed. Bakalářská práce, ČVUT, 2007, ISBN NA

Vedoucí: doc. Ing. Patrik Kutílek, MSc., Ph.D.
Konzultant: Ing. Petr Volf, as. MUDr. Rudolf Černý, CSc. (FN Motol)

Zadání platné do: 20.08.2017


.....
vedoucí katedry / pracoviště


.....
děkan

V Kladně dne 20.01.2015

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci s názvem „Návrh metod hodnocení kinematických dat záznamu pohybu vestibulárního systému měřených gyroakcelerometrickým systémem“ vypracoval sám a použil pouze zdroje, které jsou uvedeny v seznamu použité literatury a které jsou v textu citovány.

V dne

.....
podpis

Poděkování

Především bych rád poděkoval vedoucímu práce, panu doc. Ing. Patriku Kutílkovi Ph.D, který mi při tvorbě této práce vždy ochotně poradil a pomohl navést správným směrem. Další velký dík pak patří panu Ing. Petrovi Volfovi za jeho ochotnou pomoc při řešení některých problémů.

Abstrakt

Vestibulární aparát člověka je smyslový orgán, který se zásadně podílí na udržování rovnováhy hlavy a těla v prostoru. Správná funkce tohoto orgánu je zásadní pro posturální stabilitu a vnímání rovnováhy. Doposud však při vyšetřování funkce vestibulárního ústrojí nebylo možné určit příslušné kinematické charakteristiky pohybu vestibulárního aparátu vzhledem k jeho anatomické poloze. Tato práce se zabývá měřením pohybu vestibulárního aparátu pomocí gyroakcelerometrického systému, přičemž vhodné rozmístění senzorů na tomto systému právě takovéto měření umožňuje. Práce si dává za cíl navrhnout vhodné metody hodnocení kinematických veličin pohybu vestibulárního ústrojí a poukázat na vhodné kvantitativní ukazatele, které by mohly hrát významnou roli při vyhodnocování kinematických dat záznamu pohybu vestibulárního aparátu člověka při běžných klinických testech, jako je například head-impulse test, nebo rotace na rotačním křesle. Z výsledků aplikace navržených metod na měření dvaceti zdravých subjektů je patrné, že se kinematická data pohybu pravého a levého vestibulárního aparátu zřetelně odlišují, což dokazuje původní předpoklad vedoucí k vytvoření systému schopného zaznamenávat nejen pohyby hlavy, ale i nezávisle mapovat polohu obou vestibulárních aparátů. Dále byla v rámci vyhodnocení dat z obou vestibulárních aparátů nalezena výrazná symetrie v úhlových veličinách a mírná asymetrie veličin translačního pohybu. Navržené metody a kvantitativní ukazatele byly voleny především s ohledem na charakter výstupních dat z měření. Pro head-impulse test lze zmínit například mediány iniciačních a reakčních impulsů v úhlové rychlosti, IP/SP ratio představující poměr mezi velikostmi nalezených iniciačních a reakčních vrcholů v úhlové rychlosti, nebo grafické zobrazení symetrií. Pro data z rotačního křesla pak můžeme představit průměrnou úhlovou rychlost pravého a levého vestibulárního aparátu při rotační fázi testu, nebo velikost překmitu a dobu ustálení úhlové rychlosti po rázném zastavení rotace.

Klíčová slova

Vestibulární aparát, gyro-akcelerometrický systém, head – impulse test, rotační křeslo, kvantitativní ukazatele pohybu

Abstract

The human vestibular system is a sensory organ that significantly contributes to maintaining the balance of head and body in space. A properly functioning balance system is essential for postural stability and balance perception. However, due to its anatomical location it has not been possible so far to identify the relevant movement characteristics of the vestibular apparatus during various diagnostic tests. This thesis focuses on measuring the movement of the vestibular apparatus using a combined gyroscope/accelerometer system, which enables such measurements by an appropriate positioning of device sensors. This thesis aims to design appropriate methods for assessing the kinematic quantities of the vestibular apparatus and to identify relevant quantitative indicators, which could play an important role in the evaluation of kinematic data recorded during standard clinical vestibular tests, such as the head-impulse test or the rotational chair test. The measurement of twenty healthy individuals shows that kinematic data of the right and left vestibular system differ significantly. This confirms the initial proposition leading to the creation of a system capable of not only recording head movement, but also mapping the position of both vestibular systems. Furthermore, the evaluation of data from both vestibular organs has shown significant symmetry in angular motion values and a slight asymmetry in translational motion values. The proposed methods and selected parameters were based on the character of the measured data. In case of the head-impulse test the following parameters can be mentioned: median values of initiation and reaction impulses in angular velocity, the IP / SP ratio representing the ratio of identified initiation and reaction peaks in angular velocity, or a graphical representation of symmetry between the left and right apparatus. The following parameters were applied in case of the rotational chair test: average angular velocity of the right and left vestibular apparatus during the rotational phase of the test, the overshoot value and the settling time of angular velocity at the beginning of the stop phase.

Keywords

Vestibular apparatus, gyro/accelerometer system, head- impulse test, rotary chair, quantitative indicators of movement

Obsah práce

1.	Úvod.....	1
2.	Základní pojmy	2
2.1.	Anatomické roviny a pohyby vestibulárního aparátu	2
2.2.	Poruchy vestibulárního aparátu	4
2.3.	Metody vyšetření rovnovážného ústrojí.....	4
3.	Přehled současného stavu hodnocení pohybu vestibulárního aparátu	7
3.1.	Komentovaná rešerše metod hodnocení pohybu vestibulárního aparátu	7
3.2.	Shrnutí komentované rešerše a dílčí závěr kapitoly	20
4.	Helmice pro snímání polohy vestibulárního systému.....	21
4.1.	Obecný popis helmice.....	21
4.2.	Snímače pro měření polohy vestibulárního aparátu	23
4.3.	Měřené veličiny pohybu	23
4.4.	Dílčí závěr kapitoly.....	24
5.	Návrh metod předzpracování měřených dat z helmice.....	26
5.1.	Určení souvisejících kinematických veličin	27
5.2.	Výpočet velikosti vektorů sledovaných veličin	28
5.3.	Segmentace signálu a detekce impulsů	29
5.4.	Dílčí závěr kapitoly.....	32
6.	Návrh metod pro hodnocení gyroakcelerometrických dat z helmice	33
6.1.	Parametry hodnocení kinematických veličin HIT testu.....	33
6.2.	Parametry hodnocení kinematických veličin rotačního testu	39
6.3.	Dílčí závěr kapitoly.....	41
7.	Implementace navržených metod v prostředí Matlab	42
7.1.	Předzpracování dat	42
7.2.	Určení parametrů pohybu vnitřního ucha.....	43
7.3.	Tvorba grafů hodnocení symetrie	47
7.4.	Dílčí závěr kapitoly.....	48
8.	Experimentální měření a aplikace navržených metod.....	50
8.1.	Měření subjektů	50
8.2.	Aplikace metod předzpracování dat	51

8.3. Aplikace metod určení parametrů kinematických dat.....	54
8.4. Dílčí závěr kapitoly.....	55
9. Hodnocení výsledků měření.....	56
9.1. Hodnocení výsledků HIT	56
9.2. Hodnocení výsledků rotačního testu	60
9.3. Určení statistických rozdílů navržených parametrů pro pravou a levou stranou	63
9.4. Diskuse hodnocení výsledků.....	65
10. Závěr	68
10.1. Naplnění cílů práce	68
10.2. Perspektivy dalšího řešení.....	69
11. Použitá literatura.....	70
Příloha 1 – Hodnocení HIT.....	75
Příloha 2 – Hodnocení rotačního testu.....	83
Příloha 3 – Grafy symetrií a stranových rozdílů	88
Příloha 4 – Krabicové grafy vybraných parametrů HIT	92
Příloha 5 – Krabicové grafy vybraných parametrů rotačního testu.....	95

1. Úvod

Vestibulární aparát člověka je smyslový orgán, který se zásadně podílí na udržování rovnováhy hlavy a těla v prostoru. Jeho správná funkce je tedy zásadní pro posturální stabilitu a vnímání rovnováhy. Porucha správné funkce vestibulárního aparátu může mít pro běžný život pacienta vážné následky. Pro vhodné zvolení vhodné léčby je však nezbytná správná diagnostika.

Současné diagnostické metody jsou založené především na pozorování provokovaných vestibulárních jevů, jedná se například o vyšetření rotací na Bárányho křesle, Head Impulse Test, Rombergův stoj, a podobně. Ačkoliv se většina těchto metod dá označit za objektivní, doposud u nich neexistovala žádná možnost přesně určit pohyb vestibulárního aparátu, který je základním předpokladem správné diagnostiky.

Pro naplnění této potřeby byl na FBMI vytvořen gyro-akcelerometrický systém zabudovaný v helmici, umožňující přesné měření pohybů vestibulárního aparátu vzhledem k jeho anatomické poloze právě při těchto neurologických vyšetřeních. Tento systém byl následně umístěn na neurologické oddělení FN MOTOL.

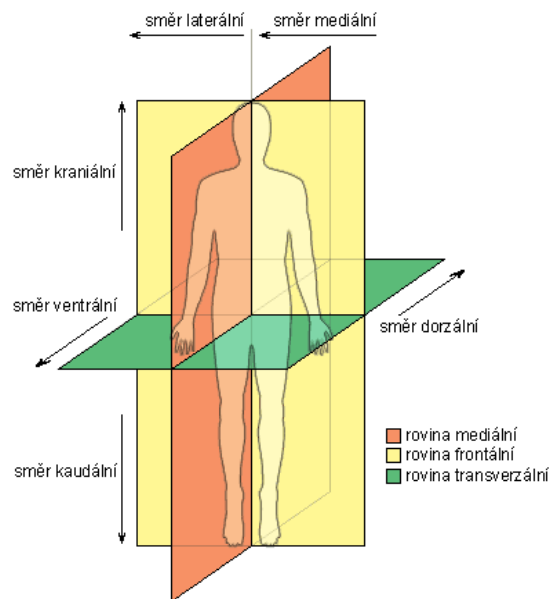
Tato práce si dává za cíl navrhnout vhodné metody hodnocení kinematických veličin pohybu vestibulárního aparátu a poukázat na vhodné kvantitativní ukazatele pohybů, které by mohly hrát významnou roli v budoucích hodnoceních kinematických dat záznamu pohybu vestibulárního aparátu člověka v klinické praxi, pořízeného právě tímto systémem při běžných neurologických vyšetřeních vestibulárního aparátu, jako jsou například HIT, nebo rotace na Bárányho křesle.

2. Základní pojmy

Pro představení navržených metod pro měření a vyhodnocení pohybu vestibulárního systému, je nejdříve vhodné zmínit některé základní pojmy, které jsou přímo spojené se samotným vestibulárním aparátem, jeho poruchami, či diagnostikou.

2.1. Anatomické roviny a pohyby vestibulárního aparátu

Pro popsání polohy, jednotlivých pohybů a směrů se v anatomii běžně využívá třech základních rovin, které jsou na sebe navzájem kolmé. Jedná se o rovinu frontální, která dělí tělo na přední a zadní polovinu, rovinu mediální, která tělo dělí na pravou a levou polovinu a rovinu transverzální, která člověka rozděluje na horní a dolní polovinu.

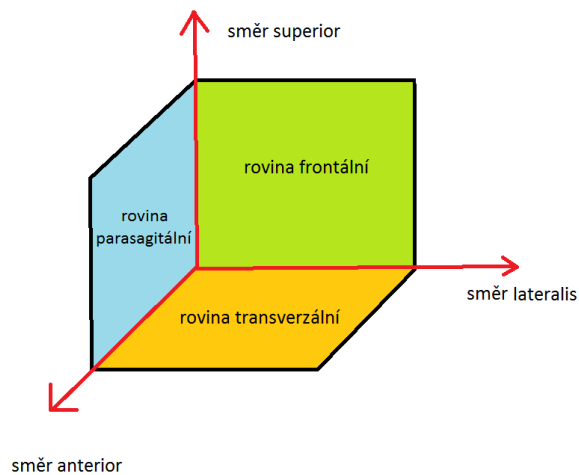


Obrázek č. 1: Anatomické roviny a směry (Dimin, 2012)

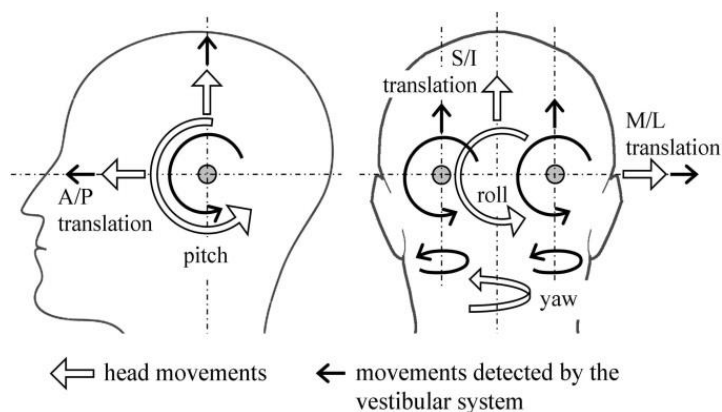
Jednotlivým rovinám můžeme přiřadit příslušné základní, na dané roviny kolmé, posuvné pohyby. Pro rovinu frontální je to směr ventrální, obecně dopřední, lat. anterior a směr dorzální, obecně zadní, lat. posterior. V rovině mediální, jde o pohyby mediální (do-

střední) a laterální (ke straně) a pro rovinu transverzální jde o posuvné pohyby směrem kraniálním (obecně vzhůru), lat. superior a směrem kaudálním (obecně dolů), lat. inferior.

Těchto znalostí základních rovin a směrů potom můžeme využít pro popsání rovin a pohybů jakékoliv části těla, v našem případě konkrétně vestibulárního aparátu. Využijeme označení rovin jako roviny frontální, transverzální a roviny parasagitální, pro pravý a levý vestibulární aparát, které jsou rovnoběžné s rovinou mediální. K označení jednotlivých směrů pak využijeme již představených pojmů superior, inferior pro označení směru kolmého na transverzální rovinu, pojmů medialis a lateralis pro označení směru kolmého na rovinu parasagitální a pojmů anterior, posterior k označení směru kolmého na frontální rovinu.



Obrázek č. 2: Naznačené roviny a směry pro levý vestibulární aparát



Obrázek č. 3: Poloha pravého a levého vestibulárního aparátu a translační a rotační pohyby hlavy a vestibulárních aparátů (Carey, 2005)

2.2. Poruchy vestibulárního aparátu

V této podkapitole se v krátkosti zmíním o onemocněních, při jejichž diagnostice by mohly mít uplatnění mnou navržené metody hodnocení kinematických dat. Rovnováha je schopnost udržovat polohu těla a jeho částí v prostoru. Jedná se o komplexní proces, který je závislý na neustálém získávání informací ze somatosensorického, vestibulárního a zrakového aparátu. Zpracování těchto informací probíhá v zejména mozgovém kmeni, mozečku a bazálních gangliích, případně v některých částech mozkové kůry. Dysfunkce jakékoliv z těchto oblastí nervového systému vede k specifickému typu porušení rovnováhy, který je možné přesně odlišit pečlivou anamnézou a klinickým vyšetřením. Pro mou práci jsou nejvýznamnější poruchy rovnováhy vzniklé narušením vestibulárního aparátu. Při diagnostice zmíněných narušení stability by totiž mohlo být využito mimo jiné i metod založených na měření a vyhodnocení pohybu vestibulárních aparátů v průběhu vyšetření. Mezi takovéto poruchy patří například vertigo, nystagmus, vestibulární ataxie, nebo tonické úchyly. (Fajstavr, 2009)

2.3. Metody vyšetření rovnovážného ústrojí

Základním předpokladem je, že mnou navržené metody kvantitativního hodnocení pohybu vestibulárního systému budou sloužit k hodnocení dat měřených během specifických vyšetření v lékařské praxi. Tyto metody jsou založeny především na sledování tzv. vestibulárně-okulárního reflexu (VOR) a nystagmu. Vestibulo-okulární reflex je neměnnou odpovědí nervového systému na situaci, kdy jsou naše oči fixovány na určitý bod a dojde k rotačnímu, či translačnímu pohybu hlavy. Při takovéto situaci VOR automaticky kompenzuje pohyb hlavy protisměrným pohybem očí tak, aby pohled zůstal fixován na objekt. Oči se pohybují ve třech stupních volnosti, což umožňuje vyšetřit celý vestibulární systém. Nystagmus je pak samotným projevem poruchy VOR, kdy dochází vlivem podráždění VA k nekontrolovaným, trhaným pohybům očí. (Mumenthaler, 2008)

Nicméně, v těchto případech se stále jedná pouze o zkoumání podmíněné reakce, ale již není znám pohyb vlastního vestibulárního systému. Pro praxi bude tudíž vhodné nejen

zkoumat pohyb očí, ale také s tímto pohybem spojit informaci o změně polohy vestibulárního systému. K tomu by mohly sloužit vhodné metody hodnocení pohybu, navržené v souladu s konkrétními vyšetřovacími metodami.

2.3.1. Head – Impulse test

Jedním z nejjednodušších způsobů vyhodnocení funkčnosti vestibulárního ústrojí, které nezahrnuje hodnocení vlastní rovnováhy pacienta, je vyšetření vestibulo-okulárního reflexu. (Fajstavr, 2009)

K takovému vyšetření se nejčastěji užívá, tzv. head-impulse test (HIT), při kterém lékař hýbe vyšetřovanému hlavou v rovinách polokruhovitých kanálků při zrakové fixaci vyšetřovaného na jeden bod. Postižení VOR se projeví nedostatečným kompenzačním pohybem bulbů proti pohybu hlavy v rovině postiženého labyrintu a vznikem kompenzační sakády. (Mumenthaler, 2008)

2.3.2. Vyšetření na rotačním křesle

Vyšetření na rotačním křesle zajišťuje snadno reprodukovatelný stimulus pro vyšetření VOR. Vyšetření probíhá v absolutní tmě a v průběhu testu je pacient nejdříve usazen do rotačního křesla, které je následně zrychlováno konstantním úhlovým zrychlením na úhlovou rychlost v rozmezí 240–400 °/s. Po dosažení příslušné rychlosti pacient nějaký čas rotuje na křesle konstantní úhlovou rychlostí a následně je křeslo prudce zastaveno. Během tohoto testu u pacienta můžeme pozorovat dva typy nystagmu, per-rotací v náběžné (zrychlující) fázi a post-rotací, který nastává po náhlém zastavení křesla. (Clarke, 2003)

Výhodou tohoto vyšetření je možnost stimulace obou, či pouze jednoho rovnovážného ústrojí, neboť konstrukce křesla umožňuje posunout osu rotace i mimo střed těla pacienta. Pokud tedy posuneme osu rotace křesla do osy pravého vestibulárního aparátu, jsme schopni vyšetřit pouze levý statokinetický orgán a naopak. Posunutím osy rotace křesla do osy rovnovážného ústrojí je docíleno vyosením bodu otáčení křesla řádově o 3,5 – 4 cm laterálně nad pravé či levé rameno, neboť vestibulární aparáty jsou běžně vzdáleny symetricky od středu hlavy a vzdálenost mezi nimi je 7 - 8 cm. (Buytaert, 2010)

2.4 Dílčí závěr kapitoly

Z výše uvedeného je zřejmá důležitost kvantitativního hodnocení pohybu vestibulárního systému v rámci jeho anatomického souřadného systému. Doposud neexistoval obdobný systém měření pohybu vestibulárního systému, a tudíž ani vhodné metody kvantitativního hodnocení pohybu pro konkrétní vyšetřovací metody v klinické praxi. V této kapitole byl mimo jiné definován anatomický souřadný systém vestibulárních aparátů (VA) a jemu odpovídající translační a rotační pohyby, které budou následně v práci využity. V následující kapitole se zaměřím na současné metody hodnocení pohybu VA a pokusím se z nich vybrat takové, které by byly využitelné v případě dat měřených systémem vyvinutým na FBMI ČVUT.

3. Přehled současného stavu hodnocení pohybu vestibulárního aparátu

Cílem této kapitoly je shrnout dosavadní poznatky a postupy v oblasti vyhodnocování pohybů vestibulárního aparátu, jenž hraje velmi významnou roli při zajišťování posturální stability, s cílem zaměřit se na poznatky, které můžeme využít pro naše aplikace na měřicí systémy FBMI ČVUT.

Ačkoliv existuje velké množství článků zabývajících se vestibulárními náhradami, VOR, stimulací vestibulárního aparátu a EVestG, již citelně menší množství se zabývá vlastním pohybem VA při stoji, chůzi popřípadě jakékoli jiné činnosti. Odborné publikace se navíc zpravidla nezabývají měřením skutečného pohybu pravého a levého vestibulárního aparátu vzhledem k jeho anatomické poloze, ale pouze analýzou pohybu hlavy, v prostoru. Takovéto měření je navíc ve většině případů prováděno optickými (MoCap) systémy, což ovšem nijak neubírá na validnosti navrhovaných metod pro vyhodnocení v uvedených vědeckých publikacích.

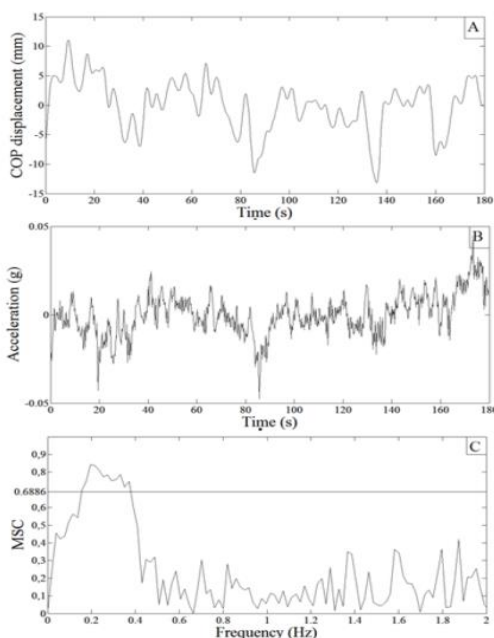
3.1. Komentovaná rešerše metod hodnocení pohybu vestibulárního aparátu

V této podkapitole uvedu vybrané články, které se zabývají problematikou měření pohybu rovnovážného systému, metodami měření a následného vyhodnocení získaných dat. Mezi mnou vybrané důležité publikace patří:

Role of Vestibular Sensor on Body Sway Control: Coherence Between Head Acceleration and Stabilogram

– *Felipe G. Teixeira, Igor R. T. Jesus, Roger G. T. Mello, Jurandir Nadal*

Článek z roku 2012 se zabývá vyhodnocováním vlivu vestibulárního aparátu na posturální stabilitu člověka užitím koherenční funkce pro zhodnocení měřených dat ve frekvenční oblasti. Devatenáct zdravých dospělých mužů bylo monitorováno pomocí tříosého akcelerometru umístěného na temeni hlavy v průběhu stabilometrického testu, kdy po 3 minuty stáli na plošině snožmo, roznožení, se zavřenými očima a s očima otevřenými. Pro korelaci kývání těla (pohyb COM měřený stabilometrickou plošinou) a dat z akcelerometru byla použita MSC (magnitude squared coherence) funkce a Monte Carlo simulace. Významné hodnoty MSC byly objeveny pro rozsah frekvencí 0.1 – 0.5 Hz za situace, kdy subjekt stál se zavřenými očima, nebo snožmo. V těchto situacích hrál hlavní roli na udržení posturální stability vejčitý a kulovitý váček. V závěru autoři shrnují, že tato metoda je vhodná k vyhodnocování a studiu korelace dat z více senzorů pro frekvenční oblast.

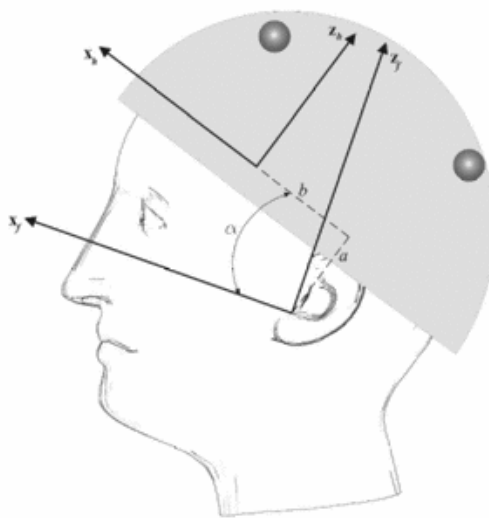


Obrázek č. 4: Naměřená data v sagitální rovině, (A) – poloha COP, (B) – zrychlení hlavy, (C) - koherence dat A a B (Felipe, 2012)

Evaluation of inertial inputs on vestibular system during quick inversions of walking using a 6-DOF accelerometric device

– *Paolo Cappa, Fabrizio Patané, Stefano Rossi*

Práce z roku 2006 je zaměřena na vyhodnocování polohy hlavy, jejího pohybu a zrychlení, jakožto vstupního signálu pro vestibulární aparát. V rámci práce bylo vytvořeno zařízení pro snímání kinematických veličin pohybu, které je založené na umístění desíti biaxiálních akcelerometrů na cyklistickou helmou, schopných měřit lineární a úhlové zrychlení hlavy a vestibulárního aparátu. V rámci testování byl subjekt s nasazenou helmou požádán, aby šel 5m dopředu, zde se rychle otočil o 180 stupňů a došel zpět na místo, ze kterého vyrazil. Celý test byl zároveň monitorován optoelektronickým systémem k získání dat o celkovém pohybu subjektu. Co se týče metod vyhodnocení, autoři hledali maximální hodnoty úhlového zrychlení pro jednotlivé kanály, přičemž dané maximum bylo nalezeno pro rotační fázi subjektu v laterálním kanálu, a sice přibližně 740 deg/s^2 , v ostatních kanálech bylo zrychlení nižší ($\approx 500 \text{ deg/s}^2$). Maximálního lineárního zrychlení dosáhl sacculus (12.6 m/s^2).



Obrázek č. 5: Profil subjektu v helmě osy x_f a y_f označují frankfurtský referenční systém a osy x_h a y_h označují referenční systém helmy. Mezi těmito systémy jsou dopočítány vzdálenosti a , b a úhel α pomocí antropometrického měření (Cappa, 2006)

Vestibular perception of self-rotation in different postures: a comparison between sitting and standing subjects

– *W. Becker, R. Jürgens, T. Boß*

Tato práce z roku 2000 se zabývá tím, zda stoj, či sed nějak ovlivňuje vnímání úhlového zrychlení vestibulárním aparátem. V rámci experimentu subjekty stály na rotační plošině, nebo seděly na Bárányho křesle a byly vystaveny stimulům v rozmezí frekvencí 0.028 – 0.45 Hz. Vše se odehrávalo v úplné tmě a po testu byla od subjektů vyžádána slovní zpětná vazba. Dle autorů je z výsledků patrné, že vnímání úhlového zrychlení je nižší ve vzpřímené poloze oproti sedu. Metody kvantitativního vyhodnocení dat zjišťovaly především maximální hodnotu úhlové rychlosti hlavy v transverzální rovině.

Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of a unilateral vestibular deficit

– *J.H.J Allum, A.L Adkin, M.G Carpenter, M Held-Ziolkowska, F Honegger, K Pierchala*

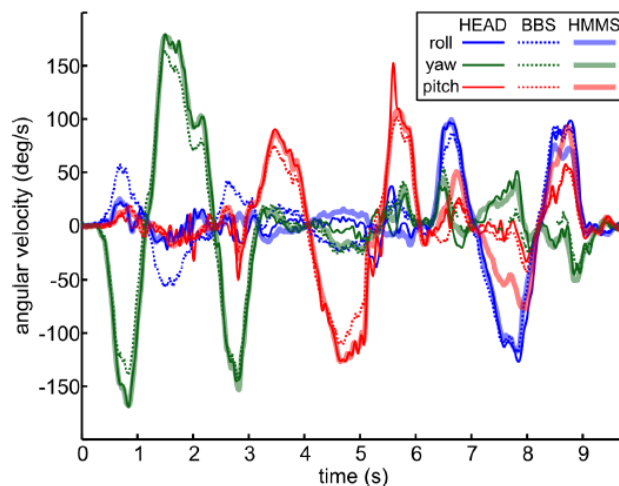
Článek publikovaný v roce 2001 popisuje výzkum zaměřený na určení, zda měření kývání těla při provádění klinických testů posturální stability je dostatečné k identifikaci poruchy rovnováhy člověka. Jako testy byl použit stoj na jedné noze, stoj na obou nohou, stoj se zavřenými a otevřenými očima, pět kroků prováděných při rotaci a chůze připomínající chůzi po neviditelném laně. Při vyhodnocování, zda subjekt trpí poruchou rovnovážného ústrojí, se dle autorů nejvíce hodí cvik, při kterém subjekt provádí pět kroků při rotaci celého těla okolo vlastní osy. Při tomto cviku se podařilo správně určit 97% zdravých a 93% nemocných pacientů. Co se týče kvantitativních ukazatelů, byly pro autory nejdůležitější rozptyly úhlové rychlosti hlavy ve frontální rovině (roll) a přibližný úhel naklonění hlavy v rovině sagitální (pitch).

Alignment of angular velocity sensors for a vestibular prosthesis

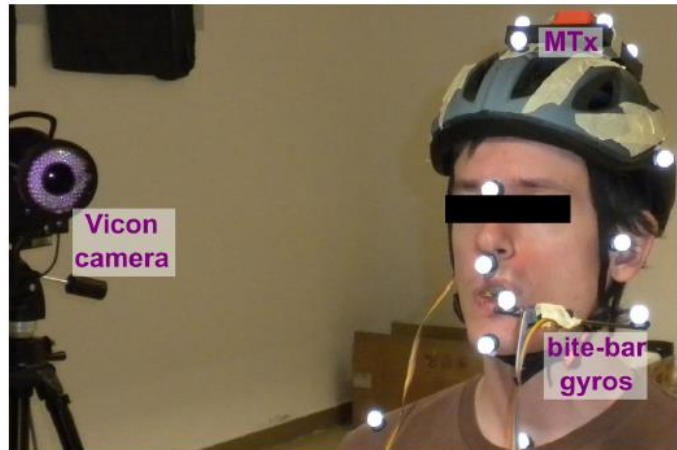
– *Jack DiGiovanna, Jacopo Carpaneto, Silvestro Micera and Daniel M. Merfeld*

Autoři tohoto článku z roku 2012 popisují kalibrační metodu, která má pomoci při rehabilitaci pacientů s vestibulárním implantátem výrazně snížit dobu rekonvalescence, ve smyslu urychlení návyku mozku na informace z implantátu. Autoři zde navrhují kalibrační metodu, při které se porovnáním dat ze senzorů vestibulární náhrady a dat ze senzoru umístěného do chrániče zubů subjektu vytvoří vztahy pro úpravu dat z vestibulární náhrady tak, aby lépe odpovídala anatomické poloze rovnovážného ústrojí. V průběhu práce autoři zaznamenávali měřená data pomocí MTx Xsense systému umístěného na temeni hlavy, pomocí gyroskopu umístěném v chrániči zubů (BBS) a pomocí Mo-cap markerů umístěných na obličeji subjektu (především levé a pravé ucho a čelo).

Z těchto systémů pak byla získávána data v podobě úhlové rychlosti, která pak využili k vytvoření korekčního aparátu. V rámci práce bylo dále zjištěno, že data z BBS korelují s daty z MTx výrazně lépe, než ta pořízená pomocí Vicon mocap systému. Metody kvantitativního vyhodnocení dat zjišťovaly především ROM úhlu rotace hlavy ve všech třech rovinách, tedy při pohybech roll, pitch i yaw.



Obrázek č. 6: Data zaznamenaná MTx (tučně), BBS (tečkovaně) a moCap (tence) (DiGiovanna, 2012)



Obrázek č. 7: Subjekt s instalovaným moCap, BBS a MTx (DiGiovanna, 2012)

Galvanic Vestibular Stimulation Elicits Consistent Head–Neck Motion in Seated Subjects

- *Farzad Ehtemam, Patrick A. Forbes, Alfred C. Schouten, Frans C.T. van der Helm, Riender Happee*

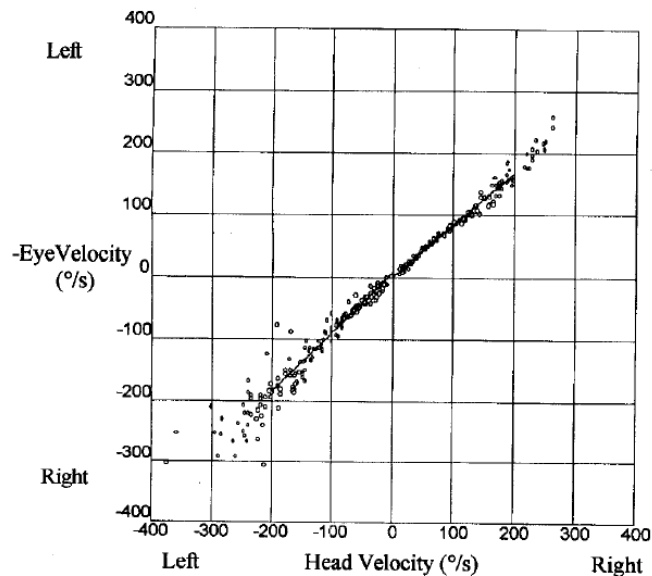
V tomto článku z roku 2012 se autoři zabývají rolí vestibulárního aparátu při zajištění stability krku a hlavy při pohybu člověka. Autoři navrhli experiment, při kterém je subjekt usazen a pomocí pásů mu je trup pevně připoután k židli. Dále mu je galvanicky stimulován vestibulární aparát a zjišťuje se pohyb trupu a hlavy. Pohyby trupu a hlavy byly v průběhu experimentu zaznamenávány pomocí šesti infračervených kamer a pasivních značek umístěných na těle a obličeji subjektu. Snímání pohybu hlavy bylo zajištěno konkrétně pomocí pěti infračervených markerů, tři byly umístěny na helmě subjektu a dva přímo na kůži subjektu v oblasti vchodů do ušních kanálků. Konkrétní rozmístění reflektivních značek na helmě však autoři v práci neudávají.

K určení vztahů mezi aplikovaným galvanickým stimulem a pohybem hlavy bylo použito neparametrické identifikace systémů. Data byla nejprve převedena do frekvenční oblasti pomocí Fourierovy transformace a následně bylo vytvořeno výkonové spektrum a linearita mezi daty byla zjišťována pomocí MSC. Vlivy amplitudy a frekvence stimulu na translační zrychlení ve směru lateralis, superior a anterior byly pak zjišťovány pomocí analýzy rozptylů (ANOVA).

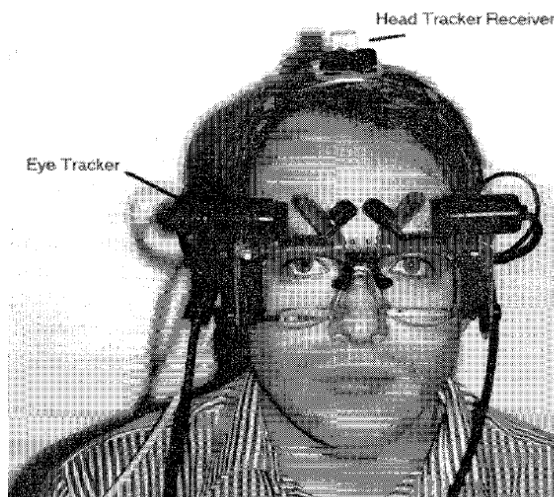
Combined Head and Eye Tracking System for Dynamic Testing of the Vestibular System

– Robert S. Allison Moshe Eizenman, Bob S. K. Cheung

Publikace z roku 1996 popisuje navržený systém pro sledování pohybu hlavy a očí během běžných aktivit, který umožňuje volnost pohybu hlavy. Díky tomu je možné měřit VOR v běžných podmínkách. Pro nás je nejdůležitější částí subsystém měřící pohyb hlavy, ten byl realizován pomocí magnetického senzoru polohy, který je umístěn na temeni hlavy, co nejbližší osy otáčení. Tento systém umožňuje měření absolutní polohy a úhlu. Funkčnost systému byla ověřena výpočtem zorného úhlu, zisku a fáze VOR během aktivních pohybů hlavy a klidových oscilací hlavy. Z naměřených dat bylo dále vytvořeno výkonové spektrum pohybu očí, hlavy a FT cross-korelace (cross-spektrální hustota) a z nich byla zjišťována koherence mezi pohyby hlavy a očí pomocí MSC. Metody kvantitativního vyhodnocení dat zjišťovaly především ROM rotace hlavy v transverzální rovině (yaw).



Obrázek č. 8: Úhlová rychlost hlavy a očí během aktivního pohybu hlavy u zdravého člověka (Alisson, 1996)



Obrázek č. 9: Subjekt s nasazeným systémem pro měření VOR (Alisson, 1996)

The moving minimum audible angle is smaller during self motion than during source motion

– *W. Owen Brimijoin, Michael A. Akeroyd*

Tato práce, zveřejněná v roce 2014, se zabývá prostorovým slyšením a pohybem hlavy v průběhu poslechu a lokalizace zdroje zvuku. Cílem bylo zjistit, zda minimální úhel, pod kterým je zvuk člověkem rozpoznatelný, jako přicházející z jiné pozice je menší při pohybu posluchače, než při pohybu zdroje zvuku. V práci autoři měřili pomocí infračervených kamer (Vicon MX3+) a markerů. K měření bylo použito 6 kamer a 3 markery byly na hlavě umístěny do podoby „koruny“, umožňující dobře analyzovat úhel natočení hlavy. Výsledná data byla poté zpracovávána v Matlabu a výstupem byly kartézské souřadnice jednotlivých markerů v prostoru. Tyto souřadnice pak byly pomocí fourierovy transformace převedeny na Eulerovy úhly v prostoru. Jako kvantitativní ukazatel byl zvolen rozsah pohybu hlavy v transverzální rovině (yaw).

Stiffness Control of Balance in Quiet Standing

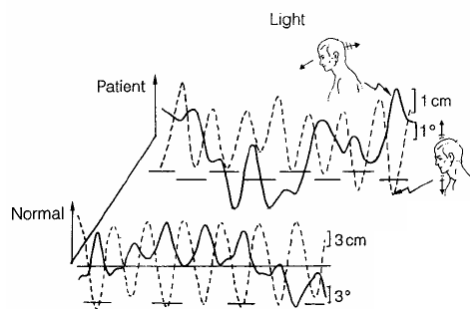
- *Giolo-Perczak, David A. Winter, Aftab E. Patla, Francois Prince, Milad Ishac and Krystyna Giolo-Perczak*

Tento článek z roku 1998 se zabýval tím, jak CNS ovlivňuje a řídí stoj člověka, který je základní pozicí pro mnoho běžných denních činností. V rámci práce byl subjekt ve stoji měřen pomocí infračervených kamer a markerů umístěných po celém těle, a z těchto dat byla zjišťována poloha COM a zrychlení hlavy. Poloha COP byla získávána pomocí stabilometrické plošiny. Při experimentu bylo zjištěno, že při stoji nemá na stabilitu vliv, jestli má subjekt zavřené, či otevřené oči. Zrychlení hlavy ve frontální (A/P rovina) rovině u subjektu bylo v rozmezí 1,6 až 1,8 cm/s^2 a 1 až 1,2 cm/s^2 v rovině sagitální (M/L rovina). Autoři v práci označili tyto hodnoty za podprahové, tudíž nemající vliv na vyhodnocování rovnovážným ústrojím. Jako kvantitativní parametry byly zvoleny maximální hodnoty lineární a úhlové rychlosti hlavy v roll, pitch a yaw a ROM těchto veličin.

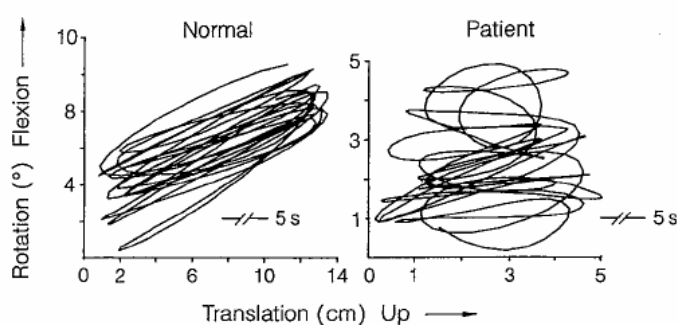
Head stabilization during various locomotor tasks in humans

- *T. Pozzo, A. Bertholz, L. Lefort. E. Vitte*

Zde se autoři roku 1991 zaměřili na hledání odpovědi na otázku, jak je poloha hlavy kontrolována při běžných lokomočních pohybech a každodenních úkolech u zdravých subjektů a subjektů trpících poruchami vestibulárního aparátu, konkrétně bilaterálním vestibulárním deficitem. V rámci experimentu subjekty prováděly 4 úlohy: volnou chůzi, chůzi na místě, běh na místě a poskok. Pohyby hlavy byly zaznamenávány pomocí 10 reflektivních markerů, umístěných mimo jiné i na vnějších koutcích očí a u obou tragů, a video systému schopného provést 3D rekonstrukci pohybu vybraných bodů v sagitální a frontální rovině. Data byla zpracována pomocí optického automatického TV-image procesoru (systém E.L.I.T.E). Pro určení vlivu zrakových vjemů na posturu byly subjekty rozděleny do dvou skupin a testovány zvlášť ve tmě a za světla. Jako stěžejní kvantitativní parametr práce byl zvolen ROM úhlu flexe hlavy (rozsah úhlu pitch).



Obrázek č. 10: Typická naměřená data pro translační pohyb hlavy ve vertikále (tečkovaně) a rotace v sagitální rovině (plně), pro pacienta a zdravého člověka za světla (Pozzo, 1991)



Obrázek č. 11: Vztah mezi translací ve vertikále a rotací v sagitální rovině u zdravého člověka a pacienta (Pozzo, 1991)

Linear and Angular Head Acceleration Measurements in Collegiate Football

– S. Rowson, G. Brolinson, M. Goforth, D. Dietter, S. Duma

Tento článek z roku 2009 popisuje snahu autorů o vyhodnocení lineárního a úhlového zrychlení hlavy při americkém fotbale. V rámci práce byla vytvořena speciálně upravená helma na americký fotbal, schopná měřit lineární i úhlové zrychlení hlavy ve všech třech osách díky vhodnému umístění 6 jednoosých akcelerometrů. Pomocí takto vytvořeného systému bylo zaznamenáno zrychlení hlavy při 1712 srážkách během zápasů a tréninků v americkém fotbale. Kvantitativní vyhodnocení bylo zaměřeno především na mediány, střední hodnoty a maximální hodnoty celkových vektorů lineárního a úhlového zrychlení.

Výsledné naměřené hodnoty lineárního zrychlení se pohybovaly v rozmezí 9-135 g, se střední hodnotou 22.3 g mediánem 17.5 g. Úhlové zrychlení se pak pohybovalo v rozmezí 107 – 9922 rad/ s², se střední hodnotou 1355 rad/ s² a mediánem 1017 rad/ s².

Comparative measurements of head angular movements using a camera system and gyroscope system

– *V. Socha, P. Kutilek, O. Cakrt, R. Cerny*

Práce z roku 2014 se zabývá měřením úhlových veličin hlavy pro účely studie rovnováhy a postury člověka. Autoři k měření úhlů inklinace (roll) a flexe (pitch) využili kamerový systém (Lukotronic AS 200) a 3DOF gyro-akcelerometr umístěný na temeno hlavy. Měření probíhalo během stoje subjektu se zvlášť s otevřenýma a se zavřenýma očima. Markery pro kamerový systém byly umístěny s ohledem na frankfurtskou horizontálu k vnějším očním koutkům a tragům. Jako kvantitativní ukazatel zvolený pro analýzu pohybu hlavy byla zvolena celková délka trajektorie grafu závislosti inklinace na flexi a průměrná rychlost výchylky v grafu závislosti inklinace na flexi. V rámci statistické analýzy autoři pro zpracovaná data hledali minimální a maximální hodnoty, medián a první a třetí kvartil.

Závěrem autoři označují gyro-akcelerometrický systém za vhodný pro studium posturální stability a zároveň za systém schopný úplně nahradit dražší a komplexnější optický kamerový systém.

Head in Space – Non-invasive Measurement of Head Posture

– *R. Černý, K. Strohman, J. Hozman, J. Stoklasa a D. Štrum*

Práce z roku 2006 se zabývá představením nové metody neinvazivního měření polohy hlavy v prostoru, která je založena na MoCap systému, kdy jsou markery umístěny k vnějším koutkům očí a tragům a následně snímány pomocí dvou digitálních kamer seřízených laserovým svazkem. Touto metodou byli autoři schopni změřit polohu hlavy s přesností na ½ stupně ve všech třech rovinách pitch, yaw i roll. Pro vyhodnocení autoři užívali především průměrných hodnot flexe inklinace a rotace.

Determining the Position of Head and Shoulders in Neurological Practice with the use of Cameras

– *P. Kutílek, J. Hozman*

Článek z roku 2011 pojednává o nově navržené metodě měření přirozené polohy hlavy a ramen jednotlivých subjektů. Tato metoda si dává za cíl určit rozdíly mezi anatomicky správnou nativní polohou hlavy a ramen vůči skutečné poloze hlavy a ramen subjektu. Metoda určení polohy hlavy v prostoru využívá opět kamerového „motion capture“ systému společně s markery umístěnými na vnějších koutcích očí a obou tragách a souběžně snímány třemi kamerami seřízených laserovým paprskem. K určení rotace a inklinace hlavy se v tomto případě využívá rozdílné polohy pravého a levého tragu. Výsledky této studie ukazují, že zdravý subjekt udržuje hlavu v rozmezí ± 5 stupňů (inklinace, rotace, flexe) vůči anatomicky správné poloze hlavy a všechny tři úhly inklinace, rotace i flexe mají normální rozdělení.

Motion Capture Camera System for Measurement of Head and Shoulders Position

– *J. Hejda, P. Kutílek, J. Hozman*

Autoři v práci z roku 2012 představují další metodu snímání polohy hlavy a ramen v prostoru a za cíl si dávají zjednodušit a optimalizovat systém navrhovaný v jednom z předcházejících článků, konkrétně „Head in Space – Non-invasive Measurement of Head“, tak aby byl více vhodný pro aplikaci metody v neurologické praxi. Toho se snaží dosáhnout využitím dvou kamer umístěných před a nad měřený subjekt v kombinaci s helmou, která je osazena dvěma infračervenými diodami a 3DOF gyro-akcelerometrickým senzorem. Celá metoda je založena na získání dat z kamerového systému a gyro-akcelerometrického senzoru, určení výsledné polohy hlavy je pak realizováno pomocí kombinace obou typů naměřených dat. Jako kvantitativní parametry byly zvoleny především průměrné hodnoty úhlů flexe inklinace a rotace hlavy.

Measurement of Impact Acceleration: Mouthpiece Accelerometer Versus Helmet Accelerometer

– *M. Higgins, P. D. Halstead, L. Snyder-Mackler, D. Barlow*

Jak již název tohoto odborného článku z roku 2007 napovídá, jedná se o práci, která si dává za cíl zjistit, zda akcelerometr umístěný v chrániči na zuby dává lepší výsledky měření lineárního zrychlení a úhlové rychlosti hlavy oproti akcelerometrům umístěným ve sportovní helmě, s cílem určit zatížení hlavy při srážkách během sportovních aktivit. Jako sledované veličiny autor užíval maximální hodnoty lineárního zrychlení v jednotlivých osách a „Severity index“, tedy kvantitativní ukazatel popisující závažnost srážky, který je odvozený z okamžitého celkového zrychlení. K statistickému vyhodnocení bylo využito především analýzy rozptylů a regresní analýzy (Scheffého test). Výsledky ukázaly, že mezi daty z akcelerometru v helmě a v chrániči zubů není statisticky významný rozdíl, nicméně měření pohybu hlavy pomocí akcelerometru umístěného v chrániči zubů je stejně validní metodou, jako akcelerometrická helma, nicméně pravděpodobně nikdy nebude umožňovat měření pohybu vestibulárních aparátů s ohledem na jejich anatomickou polohu.

False-positive Head-impulse test in cerebellar ataxia

– *O. Kremmyda, H. Kirchner, S. Glasauer, T. Brandt, K. Jahn, M. Strupp*

Cílem této práce z roku 2012 bylo porovnání výsledků lůžkového head-impulse testu, pasivního hlavového rotačního testu a kalorického vyšetření u pacientů s cerebelární ataxií. Pro monitoraci pohybu hlavy při lůžkovém HIT a pasivním hlavovém rotačním testu bylo využito soustavy dvou na sebe kolmých měřících cívek, umístěných na kruhové konstrukci pevně připoutané k hlavě subjektu, umístěných do krychlového magnetického pole. Hlavním kvantitativním parametrem pohybu vestibulárního aparátu byla střední hodnota celkového vektoru úhlové rychlosti a její rozptyl. Autoři uvádějí, že z důvodu zvýšení přesnosti měření do hodnocení zahrnovali pouze impulsy, při kterých byla v prvních 150 ms naměřena maximální úhlová rychlost přesahující $75^\circ/s$ a maximální úhlové zrychlení přesahující $1000^\circ/s^2$. Pro statistické vyhodnocení a zpracování byly využity průměrné hodnoty namě-

řených dat, k jejich porovnání byl zvolen t-test, Pearsonův korelační koeficient a pro testování hypotéz byla volena p-hodnota $p > 0.05$.

3.2. Shrnutí komentované rešerše a dílčí závěr kapitoly

V současné době existuje celá řada prací, které se zabývají problematikou určení polohy hlavy a rovnovážného ústrojí v prostoru a ačkoliv se řešení této problematiky napříč pracemi v mnoha ohledech liší, můžeme říct, že značně převažují metody využívající kamerových systémů a IR markerů. Reflexí značky jsou umístěny nejčastěji k mapování frankfurtské horizontály (vnější koutky očí a tragy), případně na jinou, anatomicky nepopsatelnou konstrukci. Již méně prací pak využívá měřících cívek nebo akcelerometrů, které nejčastěji umísťuje na temeno hlavy, do sportovní helmy, nebo do chrániče zubů. Dále je z takového rozmístění IR markerů, či samotných akcelerometrů patrné, že se jedná zpravidla o určení polohy a pohybu hlavy, případně dalších segmentů těla (ramen, atp.), nikoliv o určení pohybu vlastního rovnovážného ústrojí, což zároveň vylučuje možnost získat data zvláště pro levou a pravou část rovnovážného ústrojí. Nicméně jelikož jde o data podobného charakteru, bude alespoň možné případně aplikovat určité, v pracích použité, metody kvantitativního vyhodnocení kinematických dat pro hodnocení pohybu vestibulárního systému, za předpokladu záznamu na FBMI ČVUT navrženým systémem.

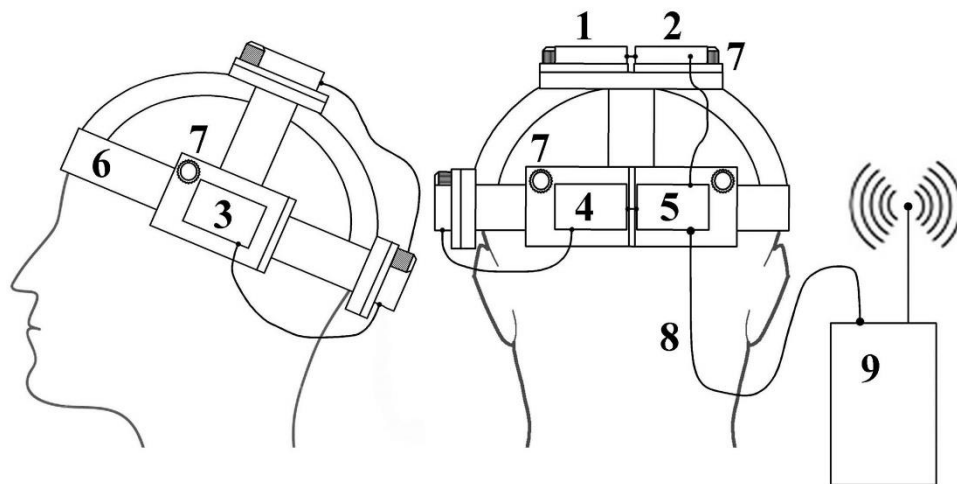
Co se týče vlastních ukazatelů, resp. metod spojených s analýzou pohybu hlavy, považmo vestibulárních aparátů, mezi nejčastěji používané parametry patří především mediány, průměrné a maximální hodnoty úhlového a lineárního zrychlení a úhlové rychlosti, dále závislosti jednotlivých kinematických veličin vůči sobě, rozmezí (tj. rozsah pohybu - ROM) a průměrné hodnoty naměřených úhlů rotace, flexe a inklinace. Dále byl v rámci metod vyhodnocení použit Pearsonův korelační koeficient pro určení korelace mezi jednotlivými kinematickými veličinami záznamu pohybu.

4. Helmice pro snímání polohy vestibulárního systému

Tato kapitola si dává za cíl ve stručnosti představit unikátní zařízení pro měření pohybu vestibulárního aparátu, které bylo vyvinuto na FBMI ČVUT a umožňuje zaznamenávat pohyby vestibulárních aparátů vzhledem k jejich anatomické poloze. Tento systém byl využit k naměření, v práci dále využívaných, dat záznamu pohybu VA během rotačního testu a HIT. Metody hodnocení kinematických dat budou v následující části práce voleny právě v souladu s výstupními daty měřeními tímto unikátním systémem.

4.1. Obecný popis helmice

Zařízení pro měření pohybu vestibulárního aparátu se sestává z torza helmice umístitelného na hlavu pacienta, na kterém je upevněno pět posuvných desek určených k uchycení jednotlivých gyro-akcelerometrických jednotek tak, aby bylo s jejich pomocí možné přesně měřit pohyby rovnovážného ústrojí vzhledem k jeho skutečné anatomické poloze.



Obrázek č. 12: Schéma systému pro měření pohybu vestibulárních aparátů; 1-5 jsou označeny příslušné akcelerometry na posuvných deskách, 6 – rigidní konstrukce helmice, 7 – aretační šrouby, 8 – kabely pro připojení senzorů k bezdrátovému vysílači, 9 – vysílač

Dvě posuvné desky jsou umístěny v rovině frontální, dvě v rovině transverzální a jedna v rovině sagitální. Na každé posuvné desce je umístěna jedna gyro-akcelerometrická jednotka. Pravý a levý senzor umístěný v rovině frontální (na okcipitálních posuvných deskách) umožňuje zaznamenání úhlové rychlosti ve frontální rovině (odpovídající úhlu roll) a translační zrychlení směrem anterior-posterior pro pravé a levé rovnovážné ústrojí. Obdobně pak pravý a levý senzor umístěný v rovině transverzální (na parietálních posuvných deskách) umožňuje měřit úhlové rychlosti pravého a levého vestibulárního aparátu v transverzální rovině (odpovídající úhlu yaw) a příslušné translační zrychlení směrem superior-inferior. Posuvná deska temporální s příslušným akcelerometrem umístěným v rovině sagitální pak umožňuje měřit úhlovou rychlost obou vestibulárních aparátů v rovině sagitální (úhel pitch) a jejich translační zrychlení směrem medialis-lateralis.

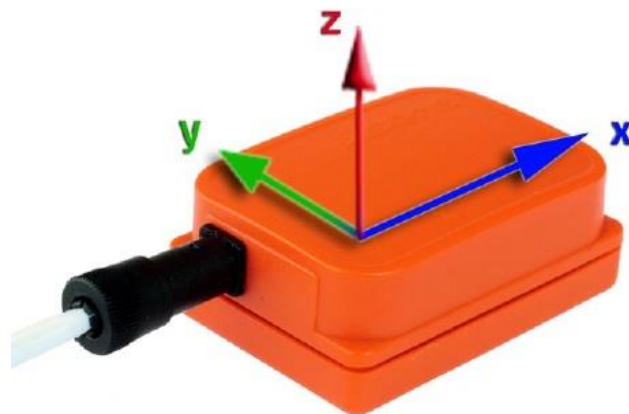


Obrázek č. 13 : Realizace helmice pro měření pohybu vestibulárních aparátů kde: 1 - posuvná deska parietální levá s upevněným gyro-akcelerometrem parietálním levým; 2 - posuvná deska parietální pravá s upevněným gyro-akcelerometrem parietálním pravým; 3 - posuvná deska temporální s upevněným gyro-akcelerometrem temporálním; 4 - posuvná deska okcipitální levá s upevněným gyro-akcelerometrem okcipitálním levým; 5 - posuvná deska okcipitální pravá s upevněným gyro-akcelerometrem okcipitálním pravým; 6 – vlastní konstrukce helmice; 7 - aretační šrouby; 8 – upínací šroub

Uchycení helmice na hlavu subjektu je zajištěno pomocí pěti upínacích šroubů zakončených gumovou podložkou a přesná poloha posuvných desek na helmici je zajištěna pomocí šroubů aretačních.

4.2. Snímače pro měření polohy vestibulárního aparátu

Vlastní měřicí systém helmice je založen na soustavě pěti tříosých gyro-akcelerometrických senzorů MTx od firmy Xsens. Každý ze senzorů obsahuje akcelerometr, gyroskop a magnetometr. Výstupem těchto senzorů jsou informace o velikostech zrychlení, rotací a polohách snímačů vůči magnetickému poli země, ve třech na sebe kolmých osách určených orientací příslušného snímače (viz obrázek č. 14). Sběr dat ze senzorů je zajištěn propojením senzorů datovými kabely s bezdrátovou komunikační jednotkou v kombinaci s bezdrátovým přijímačem připojeným k osobnímu počítači.



Obrázek č. 14 : Jeden ze senzorů MTx Xsens využitý pro měření polohy vestibulárního aparátu, se schématickým vyznačením snímaných směrů (Xsens, 2010)

4.3. Měřené veličiny pohybu

Gyro-akcelerometrické senzory nám poskytují informace o kinematických veličinách translačního a rotačního pohybu. Translační zrychlení určené pohybem je společně s působícím gravitačním zrychlením zaznamenáváno akcelerometry, zatímco rotační pohy-

by v jednotlivých rovinách jsou zaznamenávány pomocí gyroskopických senzorů. Aby bylo možno zaznamenat pohyb určitého segmentu těla, anatomického bodu, případně orgánu v prostoru, využívá se inerciálního systému složeného ze tří akcelerometrických a tří gyroskopických senzorů, které jsou na sebe navzájem kolmé. (Kutílek, 2012)

Výstupní data ve formě lineární akcelerace (m/s^2), úhlového zrychlení (rad/s) a síle magnetického pole (a. u.) z celého systému (tedy ze všech pěti gyro-akcelerometrických jednotek) jsou do osobního počítače ukládána ve formátu .MTB, který je pro další zpracování nutné pomocí přiloženého programového vybavení převést na jednotlivé soubory ve formátu .TXT, které už jsou samostatné pro každý senzor. V rámci práce nebyly převáděny jednotky výstupních veličin ze senzorů, jelikož se jedná v rámci biomechaniky o běžně užívané jednotky. Pro jednotku úhlové rychlosti v práci upřednostním v praxi běžně užívané označení „ rad/s “ nad fyzikálně přesnějším označením „ s^{-1} “, neboť bezprostředně vylučuje jakoukoliv záměnu s jednotkou frekvence (RPS, Hz).

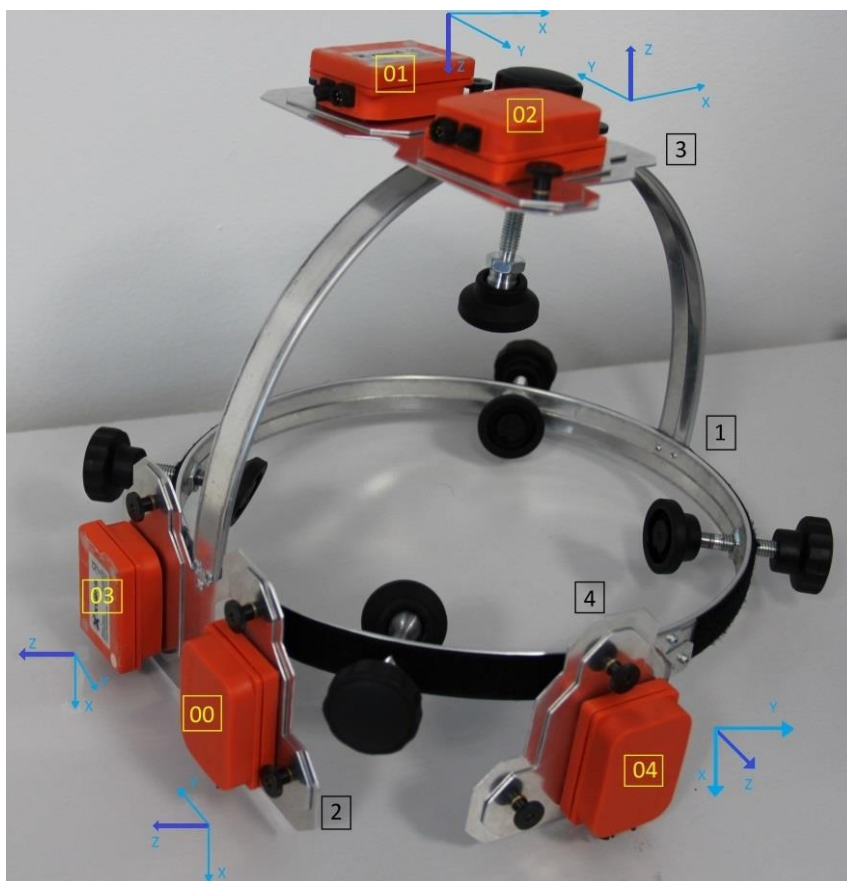
4.4. Dílčí závěr kapitoly

V této kapitole jsem představil využitý systém pro měření pohybu vestibulárního aparátu v prostoru. Schopnost zařízení zaznamenat pohyb v prostoru v šesti stupních volnosti, je podmíněna vytvořením inerciálního systému složeného ze tří akcelerometrických a tří gyroskopických senzorů, které jsou na sebe navzájem kolmé. Pro zaznamenání pohybu obou vestibulárních aparátů vzhledem k jejich anatomické poloze, je využito pěti gyro-akcelerometrických senzorů MTx Xsense, neboť prakticky není možné umístit tříosý senzor do bodu, kde se nachází vestibulární aparát. Za tímto účelem je uspořádání více senzorů s gyro-akcelerometry voleno tak, aby jednotlivé senzory ležely alespoň jednou svou osou na příslušné ose souřadného systému vestibulárního systému. Jelikož osy obou rovnovážných ústrojí kolmé na sagitální rovinu jsou pro oba vestibulární aparáty totožné, k určení úhlů pitch a translačního pohybu směrem mediolaterálním obou VA postačuje jeden senzor. Základní popis helmice a vlastní rozložení snímačů je znázorněno na obrázku č. 13.

Výstupem jednotlivých senzorů jsou informace o velikosti translačního zrychlení (m/s^2), úhlové rychlosti (rad/s) a síle magnetického pole (v arbitrárních jednotkách normalizovaných k síle magnetického pole) ve třech na sebe kolmých osách.

5. Návrh metod předzpracování měřených dat z helmice

V této kapitole představím metody navržené pro předzpracování dat z gyro-akcelerometrického systému. Jak již bylo naznačeno v předcházející kapitole, veškerá výstupní data z helmice (v podobě translačního zrychlení, úhlové akcelerace a síly magnetického pole, pro 3 na sebe kolmé osy, všech pěti gyro-akcelerometrických jednotek) byla do PC ukládána ve formátu .MTB. Ten byl pro další zpracování pomocí přiloženého SW převeden na jednotlivé soubory ve formátu .TXT, již zvlášť pro každý senzor.



Obrázek č. 15 : Popis měřicí helmice, kde černě (1) – nosná konstrukce helmice, (2) – okcipitální posuvné desky, (3) – parietální posuvné desky; žlutě (00) až (04) jsou označeny jednotlivé gyro-akcelerometrické jednotky; modře jsou vždy u příslušného senzoru označeny jednotlivé osy senzoru, tmavě modře jsou zvýrazněny osy užitá pro určení pohybu VA

Pro jednotlivé záznamy tak vzniklo z pěti senzorů pět samostatných souborů, které obsahovaly z části redundantní informace, jelikož pro určení pohybu pravého a levého vestibulárního aparátu jsou nezbytná pouze translační zrychlení v osách označených písmenem Z (viz tmavě modré osy na obr. č. 15) a úhlové rychlosti v rovinách kolmých na tyto osy. Pro pravý vestibulární aparát tyto „zetové“ osy patří gyro-akcelerometrům označeným (00), (02) a (04), pro levý pak analogicky senzorům označeným (03), (01) a (04). (viz obr. č. 15)

Z těchto důvodů jsem nejprve vytvořil jednoduchý skript, který všech pět textových dokumentů představujících soubor dat daného měření jednoho subjektu převedl do přehledné tabulky ve formátu .XLSX, která obsahuje časovou osu, příslušné úhlové rychlosti a lineární zrychlení, obojí již s vhodným anatomickým označením směrů pohybů pravého a levého vnitřního ucha.

5.1. Určení souvisejících kinematických veličin

Jelikož akční potenciály ze statokinetického orgánu jsou vysílány do mozku zejména při změnách polohy hlavy (kdy dochází k podráždění vlasových buněk přesunem otolitů), můžeme považovat vestibulární aparát za diferenciální senzor. (Fajstavr, 2009)

Z tohoto důvodu se ukazuje vhodné doplnit naměřená data o další veličinu – úhlové zrychlení. Úhlové zrychlení může být získáno z dat úhlové rychlosti např. dopřednou numerickou derivací, tedy numerickou metodou odhadu derivace na základě znalosti hodnot v konečně mnoha bodech, jejíž předpis má obecný tvar:

$$f'(x) \approx \frac{f(x+h) - f(x)}{h}, \quad (1)$$

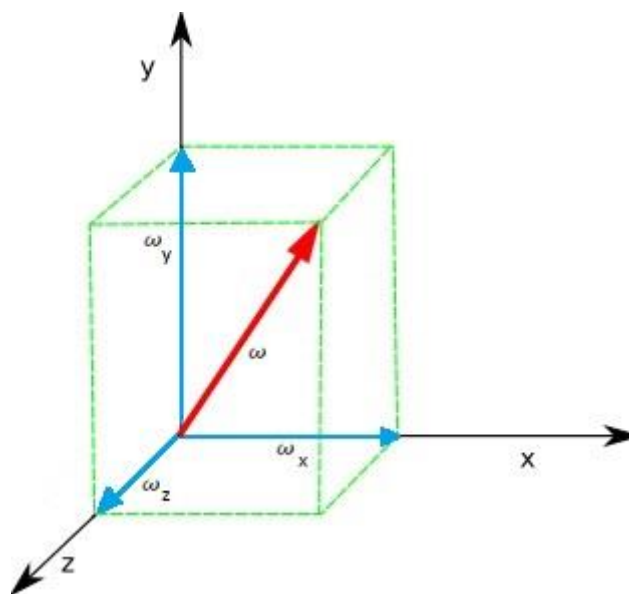
který můžeme pro naši aplikaci na úhlovou rychlost upravit do tvaru:

$$\varepsilon(t) \approx \frac{\omega(t+T) - \omega(t)}{T}, \quad (2)$$

kde $\omega(t)$ je úhlová rychlost v čase t v rad/s, $\varepsilon(t)$ je celkové úhlové zrychlení v čase t v rad/s² a T je perioda vzorkování v sekundách.

5.2. Výpočet velikosti vektorů sledovaných veličin

Výsledná data ze sensorů systému pro měření pohybu vestibulárního aparátu dávají informaci o pohybu aparátu, ať už rotačním, či translačním, ve třech různých osách. Abychom mohli zjistit celkové vektory působící na oba vestibulární aparáty, konkrétně celkovou úhlovou rychlost, celkové úhlové zrychlení a celkové lineární zrychlení, které určují výsledné působení vnějších sil a momentů na vestibulární orgány, využijeme vektorového součtu příslušných veličin.



Obrázek č. 16 : Grafické znázornění výpočtu celkového vektoru úhlové rychlosti pomocí vektorového součtu třech různě velkých vektorů úhlové rychlosti ve třech na sebe kolmých osách x, y a z.

Pro výpočet velikosti celkové úhlové rychlosti, celkového úhlového zrychlení a celkové lineární akcelerace může být využito jednoduchých rovnic vycházející z geometrické matematiky. Ty za předpokladu, že jsou na sebe všechny tři vektory v jednotlivých osách kolmé, využívají Pythagorovu větu. Odvození je zřejmé.

Výsledné rovnice mají tvar:

$$\omega(t) = \sqrt{\omega_x(t)^2 + \omega_y(t)^2 + \omega_z(t)^2}, \quad (3)$$

kde $\omega(t)$ je celková úhlová rychlost a $\omega_x(t)$, $\omega_y(t)$ a $\omega_z(t)$ jsou příslušné složky úhlové rychlosti v jednotlivých rovinách,

$$\varepsilon(t) = \sqrt{\varepsilon_x(t)^2 + \varepsilon_y(t)^2 + \varepsilon_z(t)^2}, \quad (4)$$

kde $\varepsilon(t)$ je celkové úhlové zrychlení a $\varepsilon_x(t)$, $\varepsilon_y(t)$ a $\varepsilon_z(t)$ jsou složky úhlového zrychlení naměřené v rovině kolmé na dané osy x, y, z, a analogicky pro lineární zrychlení,

$$a(t) = \sqrt{a_x(t)^2 + a_y(t)^2 + a_z(t)^2}, \quad (5)$$

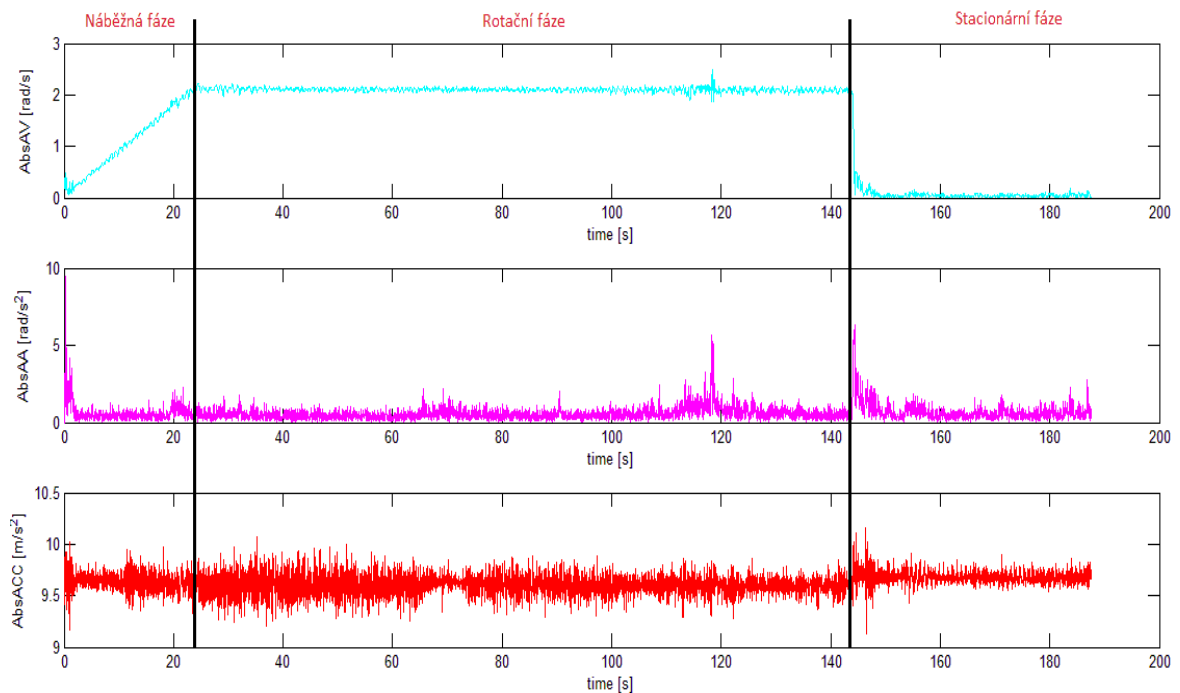
kde $a(t)$ je celková lineární akcelerace a $a_x(t)$, $a_y(t)$ a $a_z(t)$ označují lineární zrychlení aparátu ve třech na sebe kolmých směrech.

5.3. Segmentace signálu a detekce impulsů

Jak bylo zmíněno na v úvodu, tato práce si dává za cíl navrhnout vhodné kvantitativní ukazatele, které by mohly hrát významnou roli při vyhodnocování kinematických dat záznamu pohybu vestibulárního aparátu člověka zejména při běžných klinických testech. Z tohoto důvodu byly zvoleny dva běžné klinické testy pro vyšetření VOR v neurologické praxi, tj. head-impulse test (HIT) a rotace na rotačním křesle.

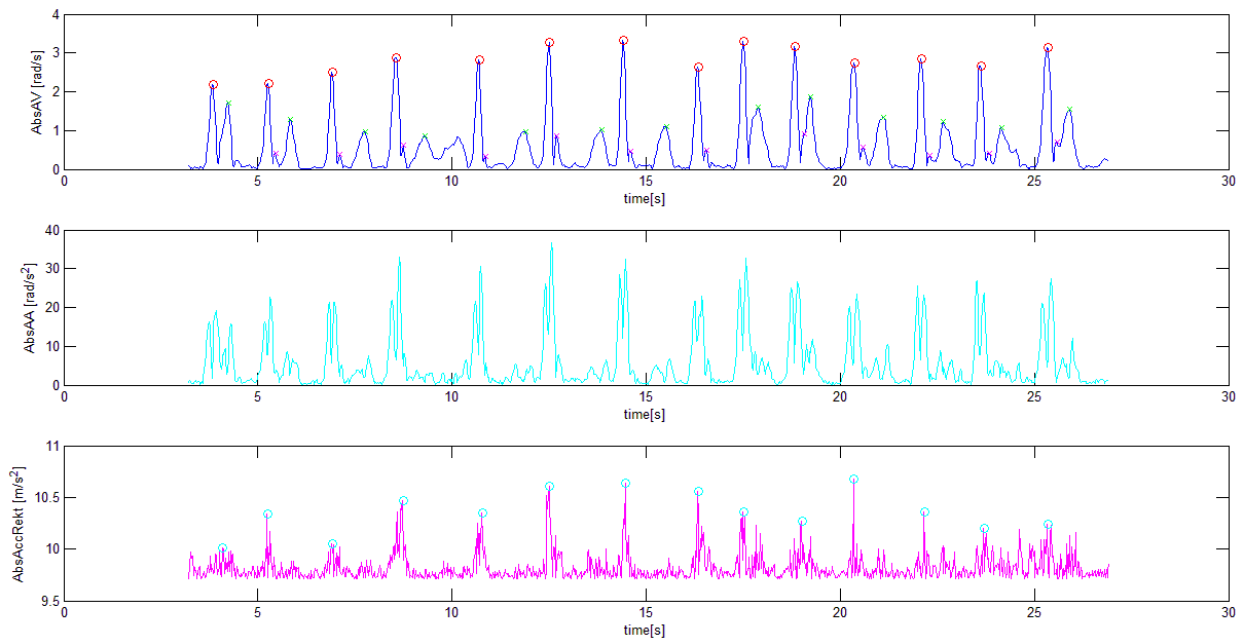
Z principů obou testů, které již byly představeny, je zřejmé, že si bude předzpracování měřených dat v obou případech vyžadovat odlišný přístup. Pro vhodné zpracování dat záznamu rotačního testu je nezbytné rozdělit příslušný signál na tři intervaly, které popisují jednotlivé fáze rotačního testu. Konkrétně se jedná o náběžnou fázi, během které se křeslo roztáčí stálým úhlovým zrychlením na požadovanou úhlovou rychlost, fázi rotační, kdy je subjekt rotován konstantní úhlovou rychlostí a fázi stacionární, která zahrnuje prudké zastavení rotace a následnou reakci subjektu na tuto rychlou změnu. Pro segmentaci signálu

na tyto tři části bude potřeba nalézt pozici jednotlivých přechodů mezi fázemi, na jejichž základě může být signál rozdělen na samostatně zpracovávané intervaly.



Obrázek č. 17 : Celkové vektory sledovaných kinematických veličin (akcelerací - translační a rotační a úhlové rychlosti) během rotačního testu s vyznačenými fázemi, shora celková úhlová rychlost, celkové úhlové zrychlení a celková lineární akcelerace, vše pro pravý vestibulární aparát

Oproti rotačnímu testu, předzpracování dat z HIT si kvůli odlišnému charakteru vyžadují jiný způsob zpracování. Pro vývoj úhlové rychlosti při HIT jsou typické sledy dvou až tří po sobě následujících vrcholů, viz obr. 18 a 19. Zpravidla se jedná se o první vrchol – iniciační impuls, který je vždy vytvořen samotným vyšetřujícím a druhý vrchol - reakční, který je vytvářen reakcí vyšetřovaného na příslušný vnější impuls od vyšetřujícího lékaře. V některých případech je možné navíc mezi iniciačním a reakčním vrcholem identifikovat třetí vrchol, překmit vznikající ihned po impulsu od vyšetřujícího. Pro další zpracování tedy je nutné všechny tyto vrcholy v datech identifikovat. Pro tento účel tedy bude v prostředí Matlab vytvořen skript schopný automatické detekce příslušných vrcholů v datech.



Obrázek č. 18 : Data z HIT s automaticky detekovanými vrcholy. AbsAV (celková úhlová rychlost), AbsAA (celkové úhlové zrychlení) a AbsAcc (celková lineární akcelerace), vše pro pravý vestibulární aparát. Značky detekovaných vrcholů v úhlové rychlosti: impulsní (iniciální) vrchol – červený kruh, překmitový vrchol – červený kříž, reakční vrchol – zelený kříž. Modrý kruh označuje v rektifikovaných datech lineární akcelerace maximální hodnoty přiřazené jednotlivým vrcholům úhlové rychlosti

5.4. Dílčí závěr kapitoly

V této kapitole jsem navrhl metody předzpracování naměřených dat. V rámci předběžné manipulace s daty je nejprve vhodné pro každý subjekt vytvořit tabulku zahrnující všechny veličiny nutné k popsání pohybu zvláště pravého a levého vestibulárního aparátu tj. vnitřního ucha, doplněnou pro přehlednost o hlavičku s popisem jednotlivých směrů a rovin a časovou osu. Následně budou data úhlové rychlosti pomocí vzorce (2) numericky derivována pro získání úhlového zrychlení a pomocí vzorců (3), (4) a (5) budou určeny velikosti celkových vektorů všech tří zpracovávaných kinematických veličin, tedy úhlové rychlosti, úhlového zrychlení a translačního zrychlení. Velikosti celkových vektorů úhlové rychlosti a translačního zrychlení budou dále taktéž doplněny do tabulky měření daného subjektu.

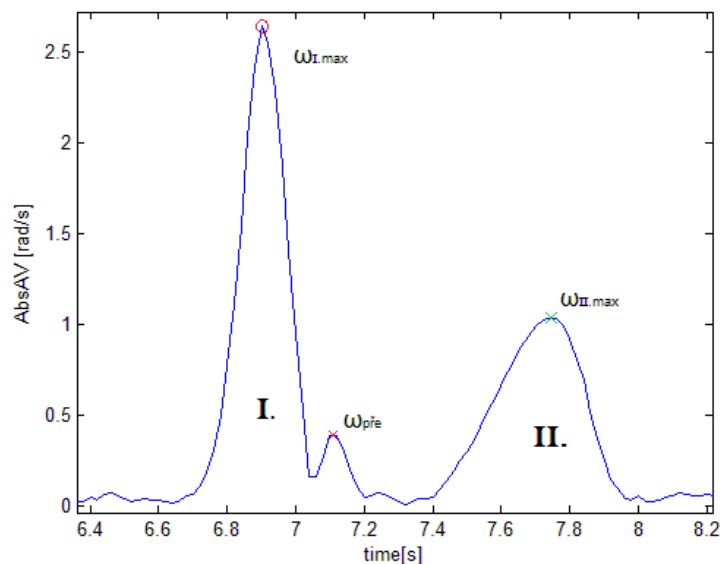
V závěru kapitoly jsem představil princip segmentace signálu z rotačního křesla, který umožní data rozdělit do třech základních fází: náběžné, rotační a stacionární a podmínky detekce příslušných vrcholů v datech HIT, tj. stimulů (impulsních vrcholů) a příslušných návratových reakcí (reakčních vrcholů).

6. Návrh metod pro hodnocení gyroakcelerometrických dat z helmice

V této části práce dále navrhnu v souladu se závěry předcházejících kapitol základní metody pro hodnocení dat naměřených pomocí gyro-akcelerometrické helmice. Metody budou vybrány s ohledem na princip obou metod vyšetření vestibulárního aparátu, požadavky neurologické praxe a metody presentované v odborné literatuře.

6.1. Parametry hodnocení kinematických veličin HIT testu

Gyro-akcelerometrická data záznamu pohybu vestibulárního aparátu během HIT se dají popsat jako sledy dvou dominantních vrcholů: iniciačního impulsu (IP) a následné reakce subjektu (SP). Těchto poznatků nyní využiji k vybrání významných kvantitativních ukazatelů a vypovídajících grafických znázornění.



Obrázek č. 19: Výřez iniciačního (I.) a reakčního (II.) vrcholu nalezených v celkovém vektoru úhlové rychlosti levého vestibulárního aparátu měřeného během HIT

6.1.1. Maximální hodnoty

Na základě potřeby předběžného zpracování dat z HIT je jako první z hledaných parametrů zvolena maximální hodnota úhlové rychlosti, úhlového zrychlení a lineární akce-
race v průběhu testu. Tyto maximální hodnoty zpravidla odpovídají jednomu z impulzních
vrcholů, k těmto parametrům musí tedy být doplněna i informace o pozici impulsu a jeho
pořadí.

6.1.2. Mediány IP a SP

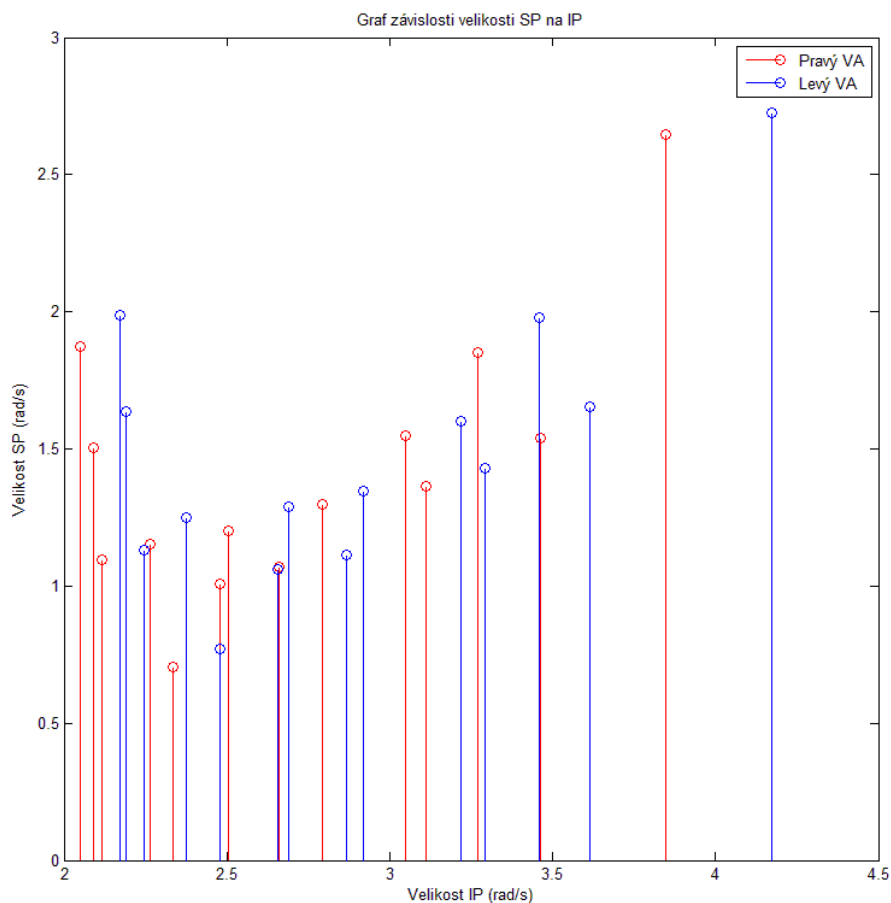
Jako další, pro zhodnocení testu významné parametry, jsou zvoleny mediánové hod-
noty iniciačních pulzů (IP) a reakčních pulzů (SP) v úhlové rychlosti a iniciačních vrcholů
v lineárním zrychlení. Mediány jsou pro vyhodnocení upřednostněny nad průměrnými hod-
notami z důvodu nižšího počtu stimulačních impulsů během testu, který se napříč měřeními
pohybuje v rozmezí 14 – 27 impulsů pro jednotlivé subjekty.

6.1.3. IP/SP ratio

Z předpokladu navrženého lékařem, že velikost impulsu ovlivňuje míru reakce, je vy-
tvořen parametr označený jako IP/SP ratio. Tento ukazatel dává do poměru mediány hod-
not impulsních a reakčních vrcholů, který vyjadřuje v procentech.

6.1.4. Korelační koeficient IP/ SP v AV

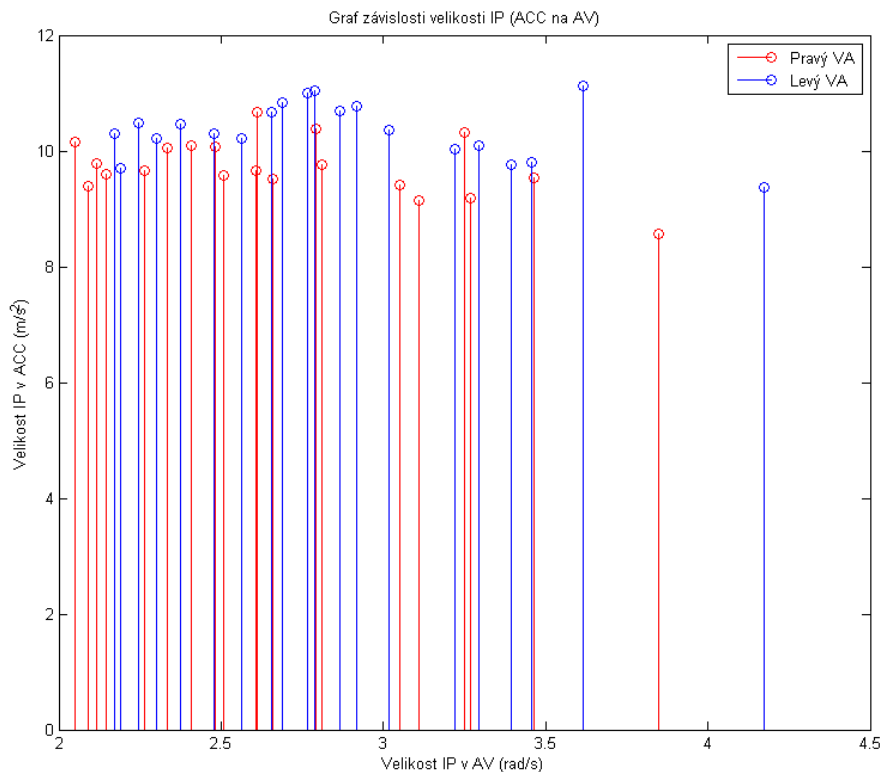
Jako poslední z parametrů, zabývajících se velikostí obou dominantních vrcholů, je
vybrána korelace mezi jednotlivými nalezenými hodnotami iniciačních vrcholů, tj. impulsů
(IP) a reakčních vrcholů (SP) v celkovém vektoru úhlové rychlosti. K popsání korelace mezi
těmito vrcholy je zvolen Spearmanův koeficient pořadové korelace, protože soubory nemají
normální rozdělení.



Obrázek č. 20: Grafické znázornění závislosti velikosti SP na IP nalezených v celkovém vektoru úhlové rychlosti levého (modře) a pravého (červeně) vestibulárního aparátu měřené při HIT

6.1.5. Korelační koeficient IP mezi AV a ACC

Dalším navrženým parametrem, je korelační koeficient mezi IP nalezenými v celkovém vektoru úhlové rychlosti (AV) a lineární akcelerace (ACC). Tento ukazatel popisuje míru vzájemného vztahu mezi hodnotami translačních a rotačních veličin při impulsu. Pro vyjádření korelace těchto dvou souborů, byl stejně jako u předcházejícího parametru využit Spearmanův korelační koeficient pořadové korelace.



Obrázek č. 21: Grafické znázornění závislosti velikostí IP nalezených v celkovém vektoru úhlové rychlosti na velikosti IP nalezeného v celkovém vektoru lineární akcelerace levého (modře) a pravého (červeně) vestibulárního aparátu měřené při HIT

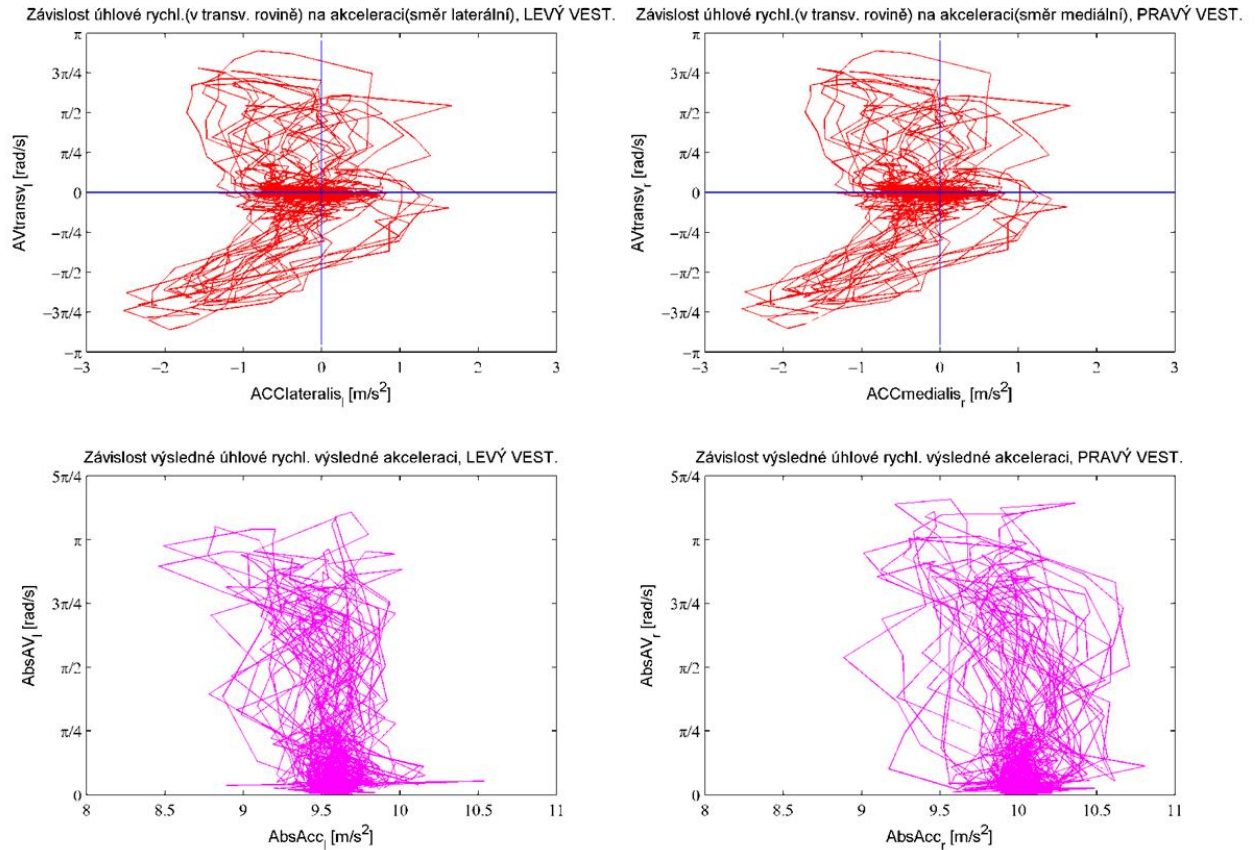
6.1.6. Grafické znázornění závislostí mezi IP/SP a velikostmi IP mezi AV a ACC

V rámci grafického vyjádření se mi zdá vhodné nejprve znázornit závislosti popsané výše uvedenými korelačními koeficienty. Jedná se o závislosti velikostí reakčních vrcholů (SP) na velikostech vrcholů impulsních (IP) pro oba vestibulární aparáty a úhlovou rychlost. A dále závislost velikostí impulsních vrcholů (IP) v lineární akceleraci (ACC) na velikostech impulsních vrcholů (IP) v úhlové rychlosti (AV). Realizace těchto mnou navržených grafických výstupů je uvedena na obrázcích č. 20 a 21.

6.1.7. Grafické znázornění závislostí mezi vybranými kinematickými veličinami

Kromě znázornění korelačních koeficientů navrhuji vytvořit grafy vzájemného vývoje kinematických veličin dávající do vztahu celkové vektory translačních a rotačních veličin a vektory těchto pohybů v dominantních směrech a rovinách (opět pro pravý i levý vestibulární aparát).

Tato metoda umožní porovnávat zvlášť pohyby pravého a levého aparátu, viz obrázek č. 22. V levé části sady se nachází grafy závislosti mezi lineární akcelerací a úhlovou rychlostí celkových a dominantních vektorů pro levé rovnovážné ústrojí, v pravé pak ty samé pro rovnovážné ústrojí pravé.

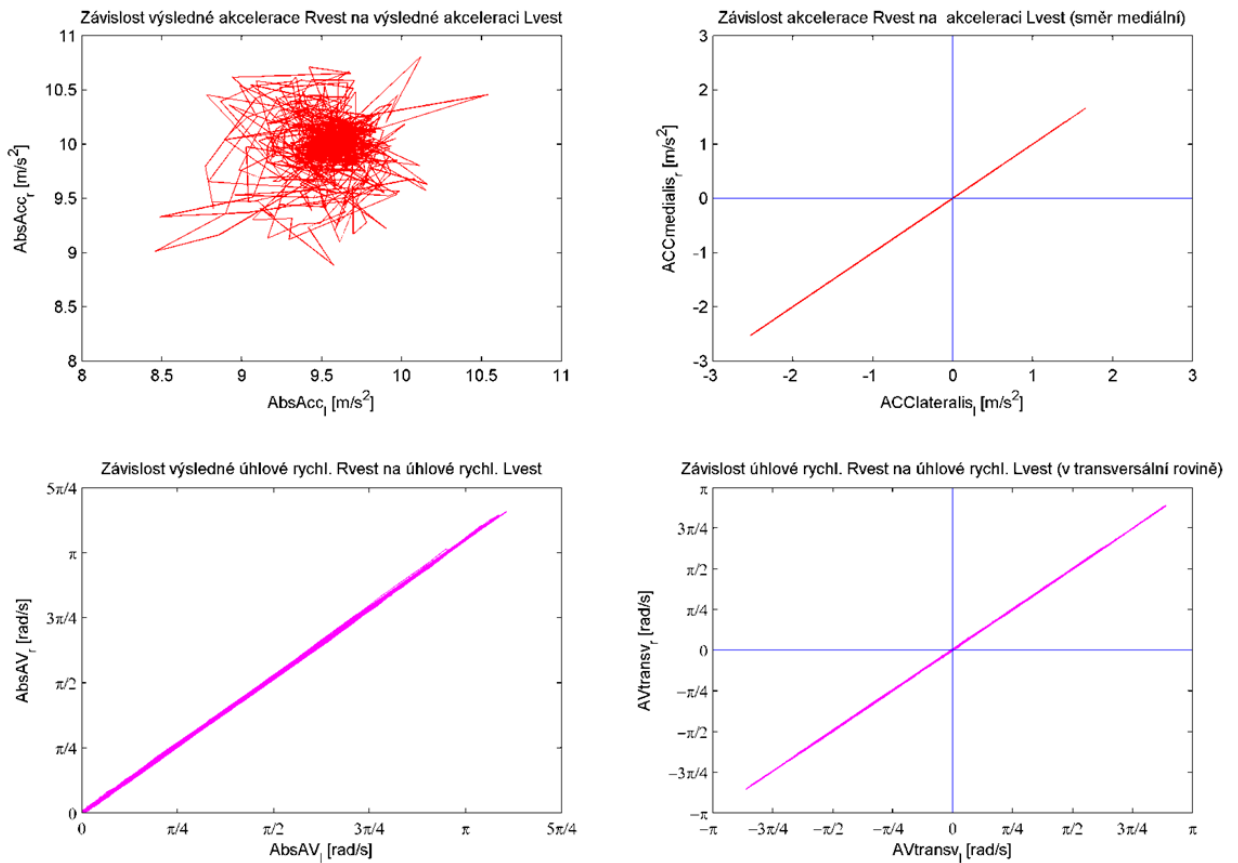


Obrázek č. 22: Grafické znázornění pro porovnání podobnosti vývoje kinematických veličin mezi pravým (vpravo) a levým (vlevo) rovnovážným ústrojím; pro vektory v dominantních směrech a rovinách a celkové vektory

6.1.8. Grafické znázornění symetrií vývoje kinematických veličin pravého a levého ústrojí

Dále navrhuji vytvořit pro jednotlivé subjekty bilaterální grafy symetrií kinematických veličin, dávající do vztahu celkové vektory úhlové rychlosti, úhlového zrychlení a lineárního zrychlení a vektory těchto veličin v dominantních směrech pro pravé a levé rovnovážné ústrojí tak, aby byla patrná symetrie vývoje příslušných vektorů. Realizace znázornění symetrií napříč daty je uvedena na obrázku č. 23, kde levé dva grafy znázorňují vzájemný vývoj

celkových vektorů úhlové rychlosti a lineárního zrychlení pravého a levého aparátu. Grafy na pravé straně pak ukazují tytéž závislosti, v tomto případě se ale jedná vektory ve směru mediolaterálním a rovině transverzální, které jsou při HIT dominantní.



Obrázek č. 23: Grafické znázornění symetrií závislostí kinematických veličin pravého a levého VA pro celkové vektory (vlevo) a dominantní rovině (vpravo)

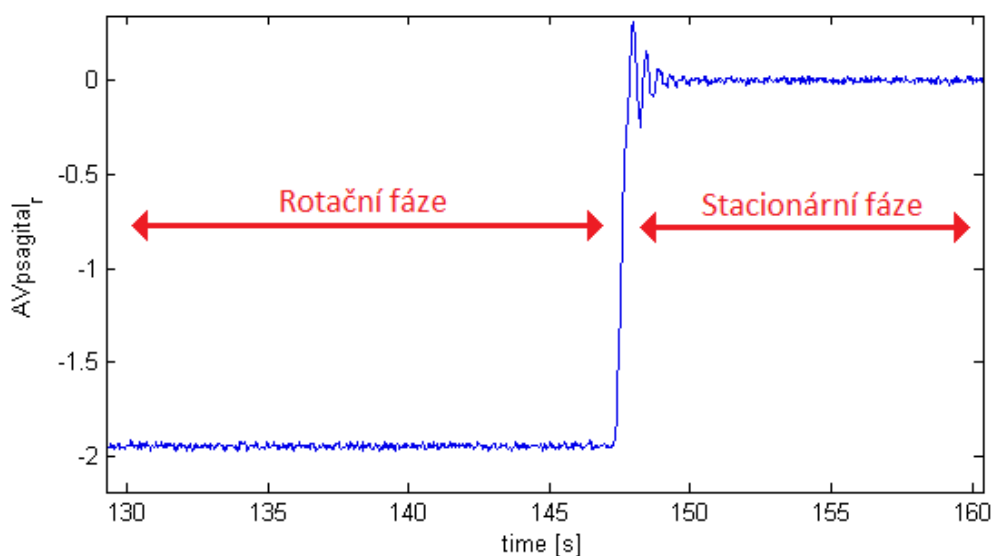
Stejněho systému též využiji k vytvoření druhé sady grafů symetrií a druhého souboru grafů porovnání pravé a levé strany, kde úhlovou rychlost nahradím vypočteným úhlovým zrychlením. Kompletní balík všech 4 grafických zobrazení pro jeden vybraný subjekt je k nahlédnutí v příloze. Jedná se o grafy (P3.1 – P3.4), na přiloženém CD disku jsou k nahlédnutí grafická znázornění všech vyhodnocovaných subjektů.

6.2. Parametry hodnocení kinematických veličin rotačního testu

Oproti HIT, kde celý záznam pohybu vestibulárního aparátu je stejného charakteru, je kinematický záznam z rotačního testu odlišný v jednotlivých fázích. Při tomto vyšetření je kladen důraz na rotační fázi, která odpovídá stimulaci sluchově-rovnovážného systému a především na okamžik samotného zastavení rotačního křesla, kdy se objevuje post-rotační nystagmus. Z tohoto důvodu jsou stejně zaměřeny i hledané ukazatele.

6.2.1. Průměrné hodnoty a rozptyly AV, AA a ACC v rotační fázi testu

Jako první parametr pro vyhodnocení jsou zvoleny průměrné hodnoty a rozptyly hodnot úhlové rychlosti, úhlového zrychlení a lineární akcelerace během rotační fáze testu. Zatímco průměrné hodnoty odkazují na průběh samotného testu, hodnoty rozptylů pak patří k jedněm z parametrů, schopných poukázat na případnou poruchu správné funkce rovnovážného ústrojí, neboť vyšší rozptyl hodnot těchto kinematických veličin může indikovat sníženou schopnost stabilizace hlavy v prostoru během rotačního testu.



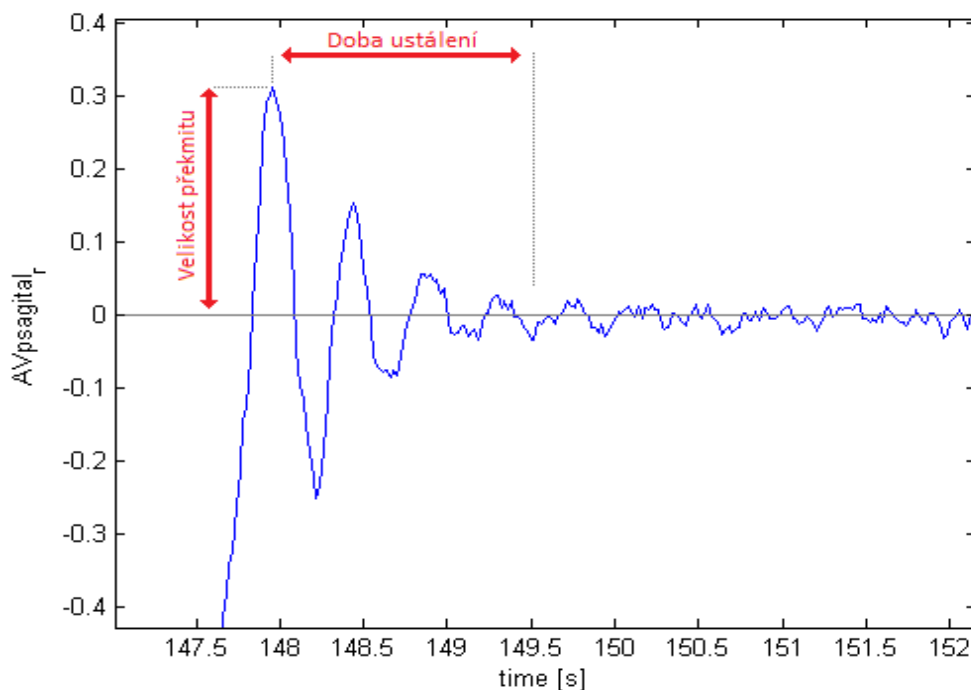
Obrázek č. 24: Detail překmitu s částí záznamu stacionární a rotační fáze (pro úhlovou rychlost v sagitální rovině) naměřenou akcelerometrickým systémem během rotačního testu

6.2.2. Velikost překmitu při zastavení křesla v AV a ACC

Další navržené ukazatele jsou zaměřeny na přechod mezi fázemi rotačního testu, konkrétně mezi fází rotační a stacionární. Při přechodu mezi těmito fázemi dochází k prudkému zastavení rotačního křesla, které se v datech záznamu vektoru celkové úhlové rychlosti projevuje vznikem výrazného překmitu, jenž je doprovázen maximální hodnotou celkového vektoru lineárního zrychlení. Z tohoto důvodu je na velikost překmitu po zastavení křesla ve vektoru celkové úhlové rychlosti a na příslušnou hodnotu celkové lineární akcele-race nahlíženo jako na další potenciaálně významné kvantitativní ukazatele, které se vážou k funkci rovnovážného ústrojí.

6.2.3. Doba ustálení po zastavení křesla

Po rázném zastavení rotačního křesla a vzniku příslušného překmitu, trvá určitý čas, než se hodnoty úhlové rychlosti opět ustálí. Jako poslední parametr je tedy zvolena doba ustálení úhlové rychlosti, tedy čas, za který se výchylka přiblíží ustálené hodnotě. Ustálená hodnota byla zvolena jako 10% z velikosti prvního překmitu.



Obrázek č. 25: Výřez překmitu pro úhlovou rychlost v sagitální rovině naměřenou akcelerometrickým systémem během rotačního testu, s vyznačenou velikostí překmitu a dobou ustálení

6.3. Dílčí závěr kapitoly

V této kapitole jsem navrhl metody pro vyhodnocení kinematických dat záznamu pohybu vestibulárních aparátů. Navržené metody se liší pro data z rotačního křesla a head-impulse testu.

Pro zpracování dat z HIT jsem navrhl kvantitativní ukazatele, které se zaměřují především na velikosti impulsních (IP) a reakčních vrcholů (SP) v úhlové rychlosti a lineárním zrychlení a jejich vzájemné vztahy. Konkrétně se jedná o maximální hodnotu IP (pro úhlovou rychlost i lineární akceleraci), mediány IP a SP (pro úhlovou rychlost), IP/SP ratio a korelační koeficient mezi IP a SP v úhlové rychlosti a korelační koeficient mezi hodnotami IP v úhlové rychlosti a lineární akceleraci.

Kromě těchto kvantitativních ukazatelů jsem pro data záznamu pohybu vestibulárního aparátu během HIT navrhl metody grafického zobrazení umožňujícího porovnat celkové a dominantní vektory úhlové rychlosti, úhlového zrychlení a lineární akcelerace pravého a levého vestibulárního aparátu, dále zobrazení symetrií zmiňovaných veličin mezi pravým a levým sluchově-rovnovážným ústrojím a dále grafy závislosti mezi jednotlivými velikostmi IP a SP v úhlové rychlosti a grafy závislosti mezi velikostí IP v úhlové rychlosti a lineární akceleraci.

Pro zpracování dat z rotačního testu jsem představil kvantitativní ukazatele cílené především na rotační fázi a prudké zastavení křesla. Jedná se o průměrné hodnoty a rozptyly úhlové rychlosti, lineární akcelerace a úhlového zrychlení během rotační fáze, velikost překmitu při přechodu mezi rotační a stacionární fází v úhlové rychlosti a lineárním zrychlení a dobu ustálení úhlové rychlosti po zastavení křesla.

7. Implementace navržených metod v prostředí Matlab

V této kapitole uvedu, jak byly výše navržené metody z kapitol 5 a 6 (tedy předzpracování záznamu pohybu vestibulárního aparátu a výpočty kinematických parametrů) realizovány v prostředí Matlab a představím matematický aparát, který k tomu byl použitý.

7.1. Předzpracování dat

Předzpracování dat se skládalo z několika dílčích částí. Nejprve jsem numerickou derivací určil související kinematické veličiny, konkrétně úhlové akcelerace v jednotlivých osách. Dále jsem určil celkové vektory všech známých kinematických veličin, tedy úhlové rychlosti, úhlového zrychlení a lineárního zrychlení. Využitý matematický aparát je uvedený v kapitole 5. Implementace výpočtu velikosti celkových vektorů do prostředí Matlab proběhla výhradně pomocí rovnic (3),(4) a (5). Pro umocnění jednotlivých prvků matic vektorů kinematických veličin jsem využil integrované funkce násobení po elementech „times“. Pro výpočet vektoru úhlového zrychlení pomocí dopředné numerické derivace jsem využil vzorce (2), ve kterém byl jmenovatel nahrazen funkcí „diff“, provádějící shodnou operaci.

Po těchto elementárních operacích následovalo již konkrétnější zpracování jednotlivých signálů s ohledem na charakter daných testů, segmentace dat z rotačního křesla a detekce impulsů a reakcí v datech pohybu rovnovážných ústrojí při head-impulse testu.

7.1.1. Segmentace signálu z rotačního křesla

Pro segmentaci signálu z rotačního křesla bylo potřeba najít v záznamu celkového vektoru úhlové rychlosti dva body, které indikují přechod mezi náběžnou, rotační a stacionární fází. První bod popisuje přechod z náběžné fáze do fáze rotační a jde o okamžik, od kterého se rotační křeslo pohybuje konstantní úhlovou rychlostí. K určení tohoto bodu jsem využil lineární interpolace části grafu (pomocí integrované funkce v SW Matlab „interp1“), spolu s hledáním první podprahové hodnoty derivace interpolované funkce. Práh byl

v tomto případě počítán dynamicky s ohledem na maximální hodnotu úhlového zrychlení, kterého křeslo dosahovalo. V druhém případě, tedy při přechodu z rotační fáze do fáze stationární, jsem problém řešil obdobně. Při identifikaci druhého přechodu byla hledána první nadprahová hodnota derivace indikující začátek sestupné hrany. Jelikož změna rychlosti za jednotku času v tomto případě několikanásobně převyšovala hodnoty typické pro rotační fázi, nebylo potřeba využít interpolační funkci.

7.1.2. Detekce impulsů a reakce subjektu při head-impulse testu

Pro účel nalezení impulsních a reakčních vrcholů v datech záznamu pohybu vestibulárního aparátu jsem v prostředí Matlab vytvořil skript schopný automatické detekce obou typů vrcholů v datech. Skript nejprve hledá impulsní vrcholy, principem založeným na detekci lokálních maxim přesahujících nadprahovou hodnotu, která je určována dynamicky ze zpracovávaných dat. Následně ze znalosti pozice impulsních vrcholů pak obdobným způsobem, mezi již identifikovanými impulsními vrcholy, hledá vrcholy reakční. Na základě nalezených pozic impulsů ve vektoru úhlové rychlosti pak skript dohledává velikost impulsu v celkovém vektoru lineárního zrychlení.

7.2. Určení parametrů pohybu vnitřního ucha

Po implementaci výše představených algoritmů předzpracování, jsem skript doplnil o metody určení mnou navržených kinematických parametrů záznamu pohybu vestibulárního aparátu během obou testů.

7.2.1. Určení kinematických parametrů záznamu z rotačního křesla

K určení parametrů kinematických veličin během měření na rotačním křesle jsem využil znalosti času přechodů mezi jednotlivými fázemi. Na jejich základě byl signál rozdělen na tři časové intervaly odpovídající jednotlivým částem rotačního testu.

Pro rotační fázi testu byly vypočteny průměrné hodnoty a rozptyly úhlové rychlosti, úhlové akcelerace a lineárního zrychlení. Průměrnou hodnotou byl v tomto případě myšlen

aritmetický průměr, který za předpokladu diskretizace spojitého signálu vychází z obecné rovnice:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n x_i, \quad (6)$$

kde \bar{x} je hledaná průměrná hodnota veličiny během rotační fáze a n odpovídá celkovému počtu prvků souboru hodnot měřené veličiny.

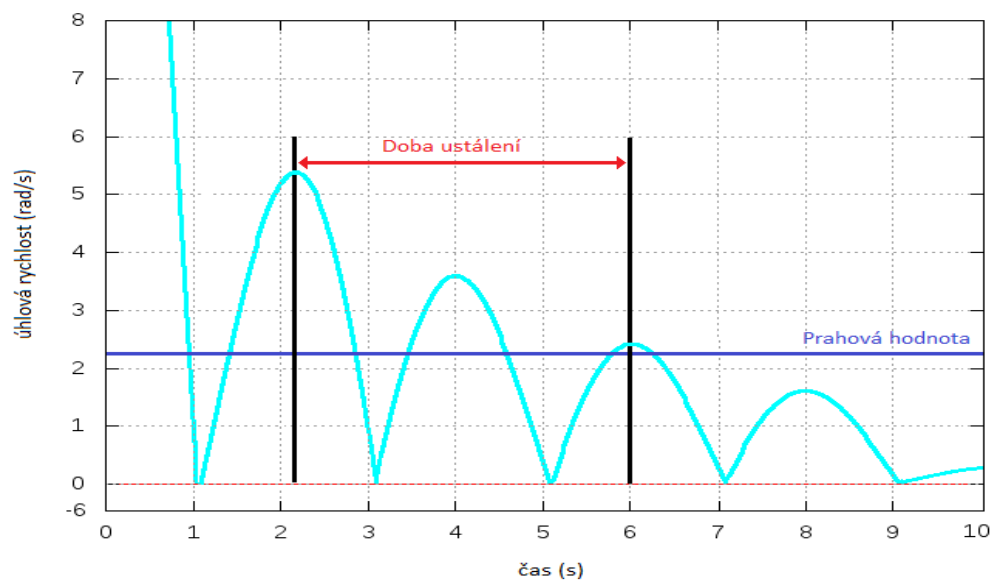
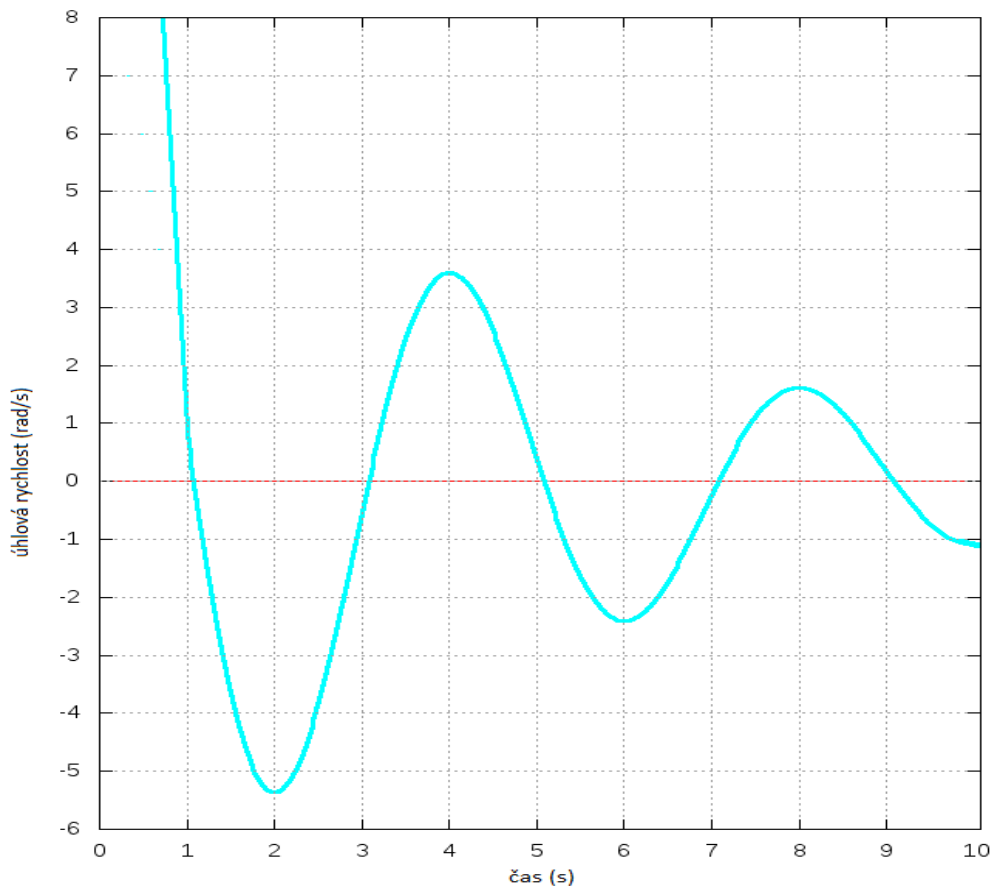
Rozptyl veličiny byl pak vypočítán pomocí jeho definice pro diskrétní náhodnou veličinu ve tvaru:

$$\sigma^2 = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n |x_i - \mu|^2, \quad (7)$$

kde σ^2 je rozptyl naměřených hodnot veličiny x , n je počet prvků souboru a μ je střední hodnota dané veličiny x .

Dále byla na začátku stacionární fáze hledána maximální velikost úhlové rychlosti a lineárního zrychlení při prudkém zastavení křesla. Ta se zpravidla na jednotlivých vektorech projevovala na intervalu v blízkém okolí přechodu jako minimální hodnota, pro celkovou úhlovou rychlost se jednalo o lokální maximum detekovatelné pomocí integrované funkce v prostředí Matlab s označením „findpeaks“. Ze znalosti pozice překmitu byla poté určena i maximální hodnota lineárního zrychlení při zastavení křesla.

Pro výpočet posledního z parametrů, tj. doby ustálení úhlové rychlosti, jsem implementoval algoritmus založený na rektifikaci dané části signálu a hledání poslední nadprahové hodnoty lokálního maxima, s prahem zvoleným jako 10% velikosti nalezeného překmitu v úhlové rychlosti.



Obrázek č. 26: Představení principu integrovaného algoritmu pro výpočet doby ustálení na syntetických datech, v horní části je detail překmitu úhlové rychlosti v transverzální rovině, dole je pak rektifikovaná oblast s grafickým znázorněním prahové hodnoty a výsledné doby ustálení

7.2.2. Určení kinematických parametrů záznamu HIT

Pro určení parametrů kinematických veličin záznamu HIT jsem využil především již představené identifikace iniciačních a reakčních vrcholů.

Hledání impulsu, při kterém bylo dosaženo maximální úhlové rychlosti a jeho pořadí bylo realizováno pomocí integrované funkce „max“, která dokáže najít nejvyšší hodnotu v matici impulsů, včetně jejího indexu.

Dalším zvoleným parametrem byly mediánové hodnoty velikosti IP a SP v úhlové rychlosti, úhlovém zrychlení a lineárním zrychlení. Ty byly rovněž určeny pomocí integrované funkce v prostředí Matlab, která seřadí vektor hodnot od nejvyšší po nejnižší a vybere prostřední hodnotu. V případě sudého počtu prvků matice (vektoru) spočítá aritmetický průměr z obou prostředních hodnot.

K určení poměru velikosti iniciačních a reakčních vrcholů, v práci označovanému jako IP/SP ratio, bylo využito získaných mediánů hodnot úhlové rychlosti iniciačních a reakčních vrcholů, hodnota tohoto parametru byla určena pomocí rovnice:

$$R_{SPIP} = \frac{Me(\omega_{II.max})}{Me(\omega_{I.max})} \cdot 100\% , \quad (8)$$

kde $Me(\omega_{II.max})$ je medián velikostí reakčních impulsů v úhlové rychlosti a $Me(\omega_{I.max})$ je medián velikostí iniciačních impulsů v úhlové rychlosti.

K určení Spearmanova korelačního koeficientu mezi velikostmi jednotlivých IP a SP v úhlové rychlosti bylo využito funkce „corr“ obsahující parametr „spearman“, která využívá k výpočtu Spearmanova korelačního koeficientu pořadové korelace rovnicí:

$$\rho = 1 - \frac{6 \cdot \sum_i (p_i - q_i)^2}{n \cdot (n^2 - 1)} , \quad (9)$$

kde p_i a q_i jsou příslušná pořadová čísla přiřazená hodnotám vektorů $\omega_{II.max}$ a $\omega_{I.max}$ po vzestupném seřazení jejich hodnot, i je index korelační dvojice a n je počet korelačních dvojic.

Pro určení míry korelace mezi velikostmi jednotlivých iniciačních impulsů nalezených v úhlové rychlosti a jim odpovídajícím hodnotám lineárního zrychlení bylo využito opět

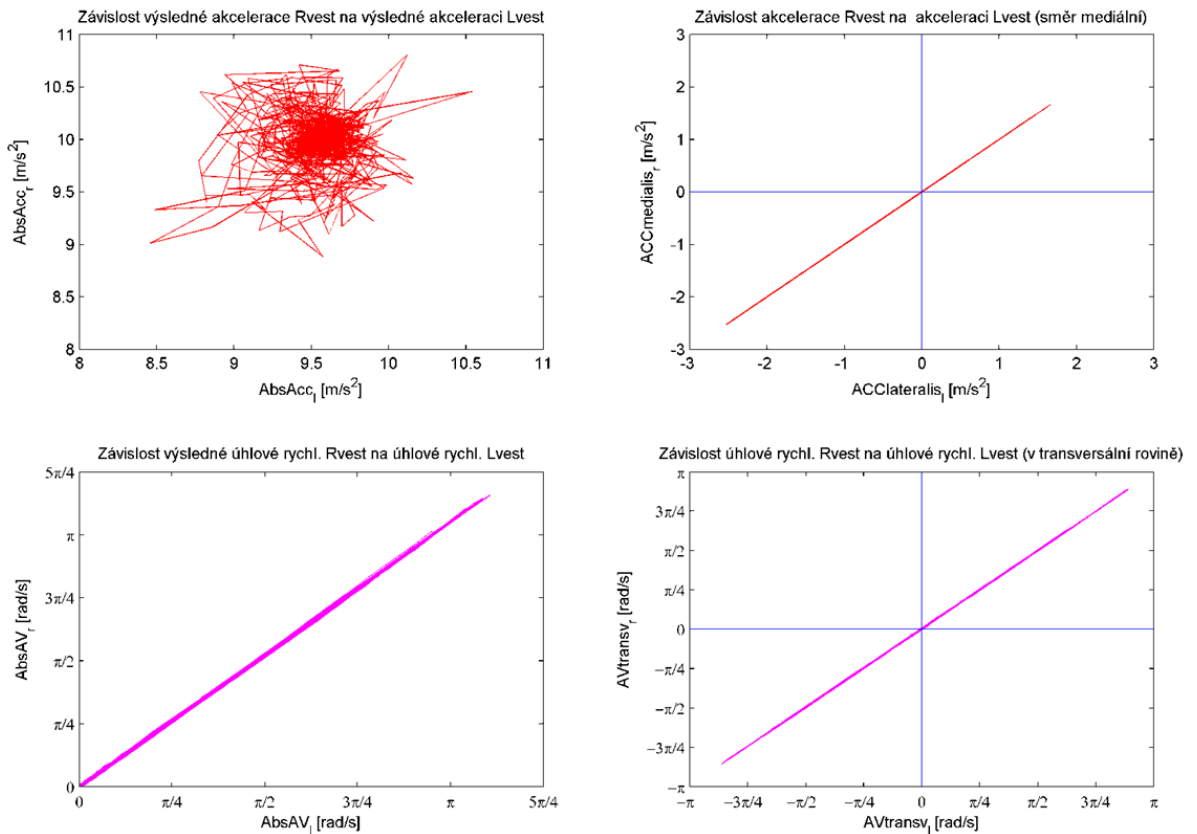
Spearmanova korelačního koeficientu pořadové korelace popsaným rovnicí (9). V tomto případě však q_i označuje pořadový koeficient přiřazený hodnotám vektoru $a_{l.max}$, který odpovídá hodnotám lineární akcelerace nalezeným pro příslušné iniciační impulsy v úhlové rychlosti.

7.3. Tvorba grafů hodnocení symetrie

Pro hodnocení symetrie vývoje shodných kinematických veličin, odlišných vestibulárních aparátů, byly vytvořeny grafy vykreslující závislosti mezi celkovými vektory lineárního zrychlení pravého a levého aparátu a mezi celkovými vektory úhlové rychlosti pravého a levého vestibulárního aparátu. Tyto dva grafy byly navíc doplněny o zobrazení závislostí totožných veličin mezi pravou a levou stranou, avšak již nikoliv pro celkové vektory úhlové rychlosti a lineárního zrychlení, nýbrž pro vektory ve směrech dominantních pro vyšetření HIT, tedy pro lineární zrychlení ve směru mediolaterálním a úhlovou rychlost (případně úhlové zrychlení) v rovině transverzální.

K zobrazení příslušných navržených výstupů bylo v rámci implementace do prostředí Matlab využito integrovaných funkcí, které umožňují vytvořit a vhodně upravit v grafickém rozhraní více vykreslovacích oken. Byly navrženy podmínky pro vhodnou úpravu a sjednocení rozsahu jednotlivých os, velikostí podjednotek a měřítek a dále byly vyznačeny osy x a y, které ulehčují vyhodnocování symetrií.

Při tvorbě bylo uvažováno, že pro optické vyhodnocení vývoju jsou zásadní grafy závislostí vývoje úhlové rychlosti a lineárního zrychlení v dominantních rovinách pravého a levého VA a dále graf závislosti mezi vývoji celkového vektoru úhlové rychlosti pravého a levého aparátu. Ze zmíněných grafů je patrná symetrie z přítomnosti téměř ideální části přímky. Ta pro celkový vektor úhlové rychlosti prochází prvním kvadrantem a pro vývoj vektorů v dominantních rovinách prvním a třetím kvadrantem. Ve všech případech svírá s osami úhel 45° . Vývoj celkových vektorů lineárního zrychlení takovouto symetrii nepředstavuje, nicméně tvar výsledného objektu dobře interpretuje rozsah hodnot translačního zrychlení v příslušných směrech.



Obrázek č. 22: Grafické znázornění symetrií závislostí kinematických veličin pravého a levého VA pro celkové vektory (vlevo) a dominantní roviny (vpravo)

7.4. Dílčí závěr kapitoly

V této kapitole jsem popsal realizaci předzpracování dat záznamu pohybu vestibulárního aparátu během rotačního a head-impulse testu a výpočet parametrů představených v kapitole č. 6. Mnou navržené postupy zpracování dat z gyro-akcelerometrické helmice byly implementovány do prostředí Matlab. Nejnáročnější částí vlastní implementace bylo samotné předzpracování obou typů signálu, neboť, jak již bylo v kapitole naznačeno, pro vlastní výpočet zvolených parametrů byly ve většině případů pouze vhodně kombinovány funkce obsažené v jádře programového prostředí Matlab. Náročnost implementace předzpracování záznamu pohybu VA se týkala především měření HIT. Důvodem byly občasné

nehomogenity v datech celkové úhlové rychlosti. Zmíněné bylo vyřešeno přidáním několika usměrňujících „for“ cyklů a vhodným nastavením dynamického prahu.

8. Experimentální měření a aplikace navržených metod

V této kapitole popíše průběh měření subjektů, podmínky jednotlivých vyšetření a aplikaci navržených metod předzpracování a zpracování dat z gyro-akcelerometrické helmicce.

8.1. Měření subjektů

Celkem bylo na Neurologické klinice Fakultní nemocnice Motol naměřeno 20 zdravých probandů ve věku 18 až 24 let. Probandi podstoupili oba výše přestavené testy, tedy rotaci na rotačním křesle a následně head-impulse test. Při obou testech měly subjekty na hlavě vhodně upevněnou helmici pomocí upínacích šroubů.

Pro rotaci na rotačním křesle byl proband usazen a připoután do křesla totožně, jako při běžném vyšetření na rotačním křesle, pouze s tím rozdílem, že mu nebyla fixována hlava. Fixace hlavy by znemožnila jakékoliv měření reakce subjektu na pohyb. Během testu rotační křeslo nejprve zrychlovalo s úhlovým zrychlením $5 \text{ }^\circ/\text{s}^2$ až požadovanou na úhlovou rychlost $120 \text{ }^\circ/\text{s}$. Touto konstantní úhlovou rychlostí se křeslo točilo dvě minuty, po kterých následovalo téměř okamžité zastavení úhlovým zpomalením $200 \text{ }^\circ/\text{s}^2$. Z důvodu minimalizace případného diskomfortu probanda vlivem neočekávaného rázného zastavení křesla, byly subjekty několik vteřin předem informovány, že dojde k jeho zastavení. Po zastavení křesla a odeznění post-rotacího nystagmu u pacienta bylo měření ukončeno.

Průběh vyšetření HIT kopíroval běžnou neurologickou praxi, zatímco vyšetřující rychle hýbal probandovi hlavou z jedné pozice do druhé v horizontální nebo vertikální rovině, pacient se snažil fixovat pohled na kořen nosu vyšetřujícího. Počet impulsů, jejich frekvenci a intenzitu určoval vyšetřující lékař, který výše zmíněné volil tak, aby vyšetření mohlo být považováno za průkazné.

Gyro-akcelerometrický systém byl v obou případech zapínán těsně před začátkem testů, a nahrávání dat bylo vypnuto po zakončení prováděného testu.

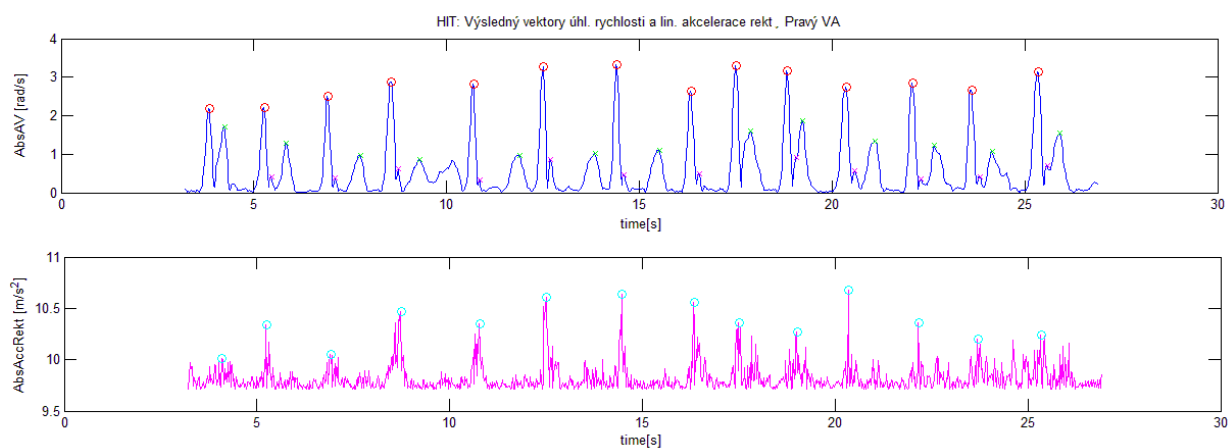
8.2. Aplikace metod předzpracování dat

Data z gyro-akcelerometrických senzorů byla nejprve vyexportována do tabulkových souborů .XLSX a následně byla zpracována do jednotné tabulky měření, která obsahuje příslušné vektory úhlové rychlosti a lineárního zrychlení odpovídající již pohybu vestibulárních aparátů v příslušných osách, viz úvod kapitoly 5 a obrázek č. 15.

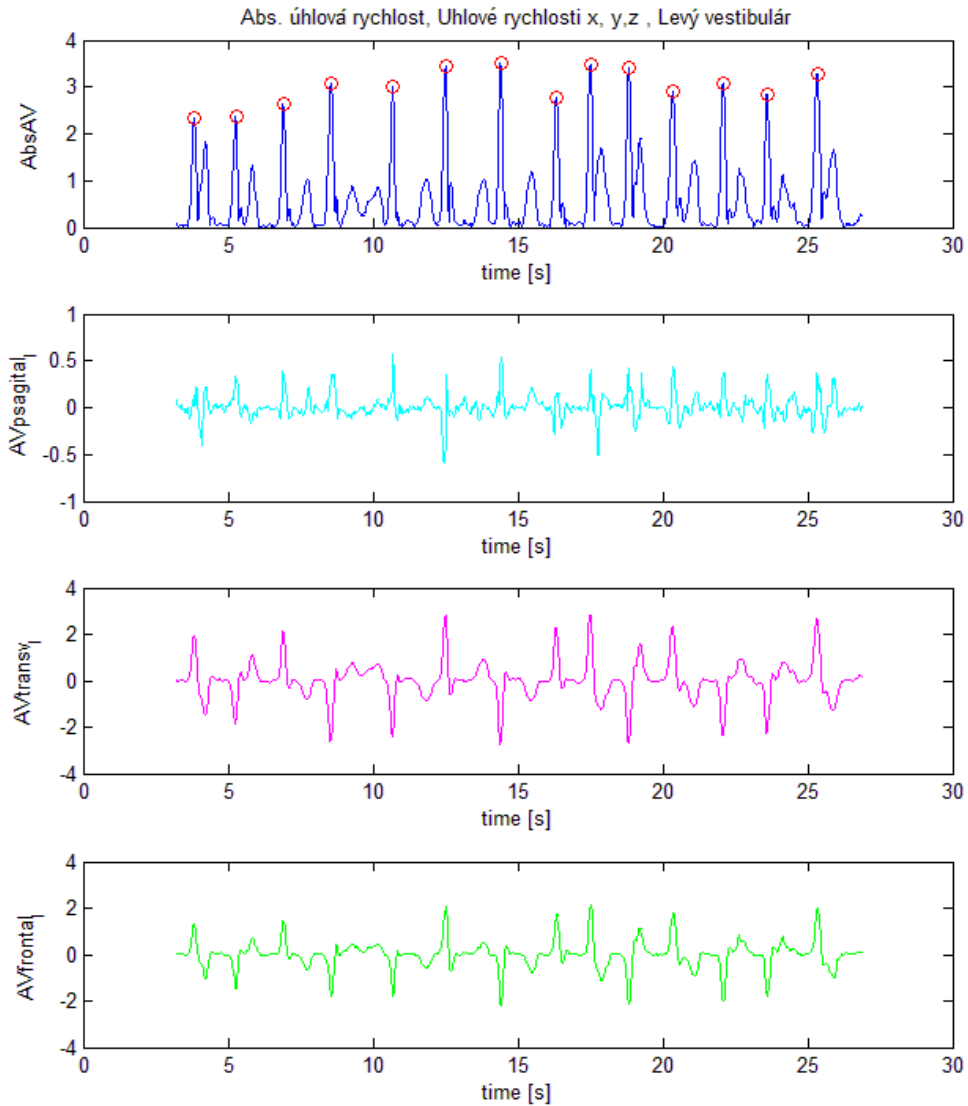
Následně byly pomocí rovnice (2) určeny numerickou derivací úhlových rychlostí příslušné hodnoty úhlového zrychlení ve všech třech osách a pomocí rovnic (3), (4) a (5) celkové vektory lineární akcelerace, úhlové rychlosti a úhlového zrychlení.

8.2.1 Aplikace metod v případě HIT

Pro data HIT byly nejprve v rámci předzpracování hledány iniciační a reakční vrcholy v celkovém vektoru úhlové rychlosti a příslušné maximální hodnoty rektifikovaného celkového vektoru translačního zrychlení, odpovídající jednotlivým impulsům. (Obr. č. 27 a 28)



Obrázek č. 27: Detekce jednotlivých iniciačních (červený kruh) a reakčních (zelený kříž) vrcholů v úhlové rychlosti a příslušných hodnot lineární akcelerace (modrý kruh), vyšetření HIT, pravý VA

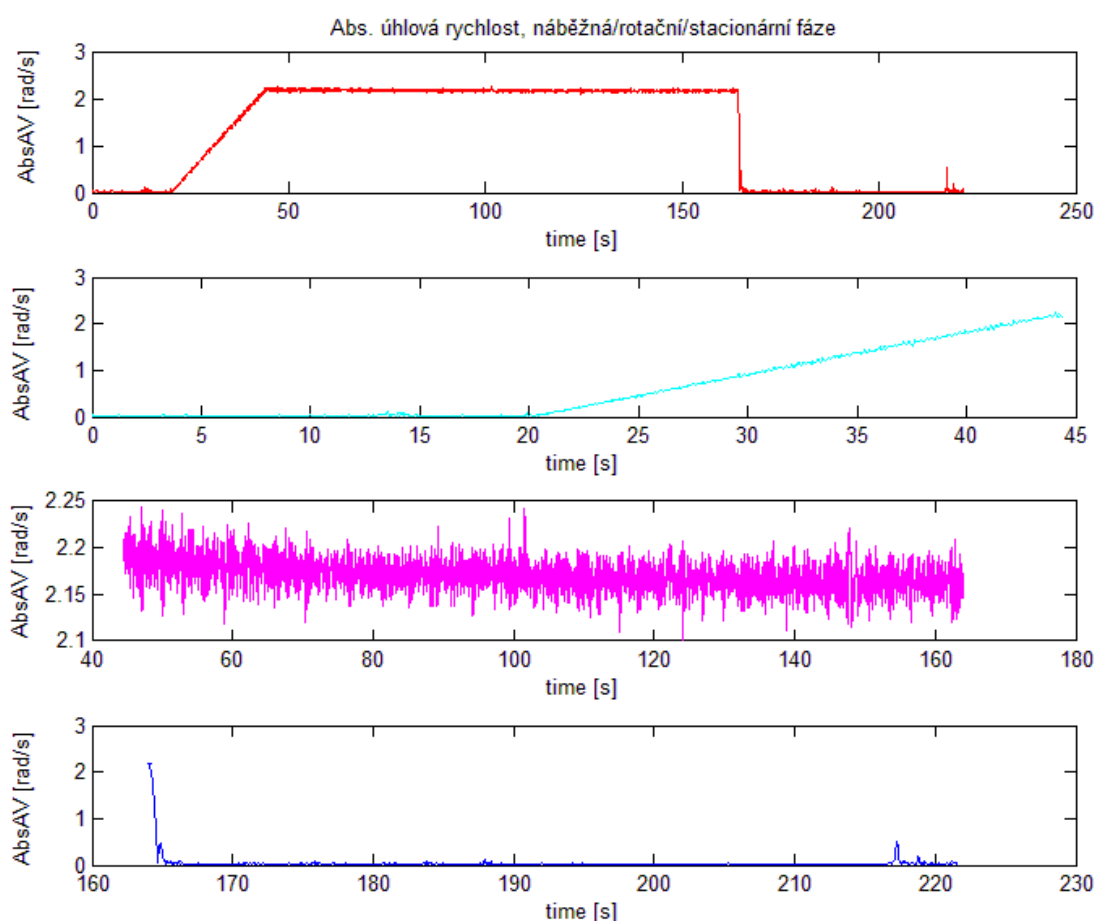


Obrázek č. 28: Vykreslení jednotlivých vektorů úhlové rychlosti (AVsagital, AVtransv a AVfrontal), společně s vypočteným celkovým vektorem úhlové rychlosti (AbsAV) a detekcí iniciačních vrcholů (červený kruh), vyšetření HIT, levý VA

8.2.2 Aplikace metod v případě rotačního testu

Pro segmentaci signálu z rotačního křesla bylo využito implementovaných algoritmů založených na principu popsaném v kapitole 7.1.1. Pomocí výše navržené metody byly určeny časové okamžiky, ve kterých došlo k přechodu mezi náběžnou, rotační a stacionární fází. Na základě znalosti těchto přechodů byly příslušné záznamy kinematických dat rozděl-

leny na tři části. Toto rozdělení bylo nezbytné pro možnost dalšího zpracování, jelikož umožnilo určení navržených kvantitativních kazatelů. Aplikace metod pro určení kvantitativních parametrů, ať už záznamu HIT nebo rotačního testu, bude popsána v následující podkapitole.



Obrázek č. 29: Segmentace dat celkového vektoru úhlové rychlosti během vyšetření na rotačním křesle, celý záznam (červeně), náběžná fáze (světle modře), rotační fáze (fialově) a stacionární fáze (modře), pravý VA

8.3. Aplikace metod určení parametrů kinematických dat

Po aplikaci metod předzpracování dat, byly pro jednotlivé testy určovány kvantitativní ukazatele, které byly pro oba typy vyšetření představeny již v kapitole 6.

Aplikace metod zpracování na data z rotačního testu

Pro data z rotačního testu byly pomocí implementovaných metod, jejichž princip byl představen v kapitole 7.2.1, určeny průměrné hodnoty a rozptyly kinematických veličin v průběhu rotační fáze testu. K výpočtu průměrných hodnot bylo využito vzorce (6) a pro výpočet rozptylů rovnice (7). Výsledkem, například pro měření znázorněné na obr. č. 29, byla průměrná hodnota úhlové rychlosti 2,170 rad/s s rozptylem 0,0003 rad/s a průměrná hodnota úhlového zrychlení 0,443 rad/s² s rozptylem 0,052 rad/s². Následně byla v souladu s návrhem určena velikost překmitu po zastavení křesla v úhlové rychlosti lineární akceleraci a doba ustálení úhlové rychlosti po překmitu. Překmit po zastavení křesla byl v úhlové rychlosti 0,467 rad/s, s dobou ustálení 1,96 s, pro lineární zrychlení měl překmit velikost 9,975 m/s².

Aplikace metod zpracování na data z HIT

Implementace metod zpracování dat z HIT byla představena v kapitole 7.2.2. V rámci aplikace navržených metod byla nejprve určena maximální celková úhlová rychlost a k ní příslušné hodnoty celkových vektorů úhlového zrychlení a lineární akcelerace. Maximální celková úhlová rychlost, která např. pro data z obr. č. 28 odpovídala šestému impulsu, dosáhla při tomto měření hodnoty 3,264 rad/s, maximální celkové úhlové zrychlení 18,979 rad/s² a maximální celková lineární akcelerace 10,612 m/s². Dále byly určeny mediánové hodnoty iniciačních (2,851 rad/s) a reakčních (1,103 rad/s) vrcholů nalezených v celkovém vektoru úhlové rychlosti. Z těchto hodnot bylo pomocí vzorce (8) určeno tzv. IP/SP ratio, které pro toto konkrétní měření odpovídá 38,7 %. Dále byly určeny korelační koeficienty. Korelační koeficient pořadové korelace velikostí IP a SP v úhlové rychlosti má pro uvedená data hodnotu 0,15 a korelační koeficient pořadové korelace velikostí nalezených IP v úhlové rychlosti a lineárním zrychlení má hodnotu 0,51. Závislosti popsané těmito koeficienty byly

graficky znázorněny. Na závěr bylo vytvořeno grafické znázornění symetrií a grafické porovnání dat pro pravý a levý VA. Tyto vizuální výstupy byly již v práci představeny na obrázcích č. 20 až č. 23.

8.4. Dílčí závěr kapitoly

Představil jsem průběh měření probandů, HIT a vyšetření na rotačním křesle. Popsal jsem aplikaci jednotlivých mnou navržených metod předzpracování a samotného zpracování kinematických dat záznamu pohybu VA během obou vyšetření. Aplikace metod předzpracování je nejlépe patrná z obrázků č. 28 a 29. Metody výpočtu konkrétních kvantitativních ukazatelů byly popsány v předchozí podkapitole. Popis aplikace metod jsem doplnil o konkrétní výsledky pro jedno měření subjektu. Kompletní tabulky jednotlivých určených parametrů všech subjektů jsou k nahlédnutí v příloze. Dále jsou v příloze uvedeny i grafické výstupy pro jedno měření, zbylé jsou přiloženy na disku CD.

9. Hodnocení výsledků měření

V rámci této kapitoly zhodnotím výsledky aplikace mnou navržených metod na měření skupiny zdravých subjektů. Celkem bylo měřeno na Neurologické klinice Fakultní nemocnice Motol dvacet zdravých probandů ve věku 18 až 24 let. Z těchto dvaceti sad měření jich však bylo pro následné vyhodnocování použito šestnáct. Důvodem bylo, že ve zbylých čtyřech případech došlo k částečnému uvolnění jednoho z akcelerometrů a tedy i naměření nepřesných kinematických dat záznamu pohybu vestibulárních aparátů. Nevhodně naměřená byla ve všech čtyřech případech úhlová rychlost v sagitální rovině a lineární zrychlení směrem medio-laterálním. Z toho důvodu byla tato měření vyřazena ze zpracování a výsledného vyhodnocení. Kompletní výsledky vyhodnocení dat jsou k nahlédnutí v příloze.

9.1. Hodnocení výsledků HIT

Zde se nachází zhodnocení výsledků pro vyšetření HIT napříč všemi subjekty. Hodnoceny byly především výsledné v práci navržené kvantitativní ukazatele. Pro HIT se jednalo o maximální hodnoty impulsů, mediány impulsů a reakcí, IP/SP ratio a korelační koeficienty mezi velikostmi IP a SP v úhlové rychlosti a mezi velikostmi IP v úhlové rychlosti a lineární akceleraci. Pro zhodnocení rozsahu jednotlivých parametrů byly ve většině případů hledány minimální a maximální hodnoty, první a třetí kvartil a medián.

Maximální hodnota impulsu

Při vlastním hodnocení HIT, byly nejprve hledány iniciační vrcholy, při kterých bylo dosaženo maximálních hodnot celkové úhlové rychlosti, celkového úhlového zrychlení a celkové lineární akcelerace. V rámci vyhodnocení výsledků lze vytvořit tabulku kvantilů popisujících rozsah, ve kterém se maximální hodnoty nacházely napříč subjekty.

Tabulka č. 1: Tabulka rozsahu nalezených maximálních hodnot úhlové rychlosti (AV), lineární akcelerace (ACC) a úhlového zrychlení (AA), pro pravý (R) a levý (L) vestibulární aparát; uvedeny jsou minimální a maximální hodnoty, kvartil Q1, medián a kvartil Q3

	ACC_max (R, m/s ²)	AV_max (R, rad/s)	AA_max (R, rad/s ²)	ACC_max (L, m/s ²)	AV_max (L, rad/s)	AA_max (L, rad/s ²)
Min	9,86	1,66	1,88	10,36	1,71	4,87
Max	11,75	3,98	19,14	11,70	4,02	29,09
Q1	10,3	2,43	5,91	10,60	2,37	6,38
Medián	10,39	2,59	8,69	10,88	2,89	9,36
Q3	10,6	2,8	10,96	11,15	3,54	10,51

Mediány impulsů a reakcí

Mezi dalšími navrženými parametry pro vyhodnocení HIT byly mediány iniciačních a reakčních vrcholů v úhlové rychlosti a mediánové hodnoty velikosti iniciačních vrcholů v lineární akceleraci. (Krabicové grafy rozložení velikostí IP a SP pro konkrétní měření jsou uvedeny v příloze, viz Obr. P4.1 – P4.2) Tyto hodnoty nyní využijí k určení míry závislosti mezi jednotlivými kinematickými veličinami, iniciačními a reakčními vrcholy a mezi veličinami pravého a levého vestibulárního aparátu. K určení závislosti použijí Spearmanův korelační koeficient pořadové korelace; matematický aparát k tomuto výpočtu byl již představen v kapitole 7. Konkrétně budu, na základě předpokladů navržených lékaři, hledat tyto korelační koeficienty:

Tabulka č. 2: Korelační koeficienty mediánů velikostí IP pro pravý (R) a levý (L) VA, určena byla míra korelace mezi velikostí IP v celkové úhlové rychlosti a velikostí IP v celkovém lineárním zrychlení

Míra korelace mediánů IP mezi AV a ACC	
Korelace mediánů IP (L)	0,43
Korelace mediánů IP (R)	0,23

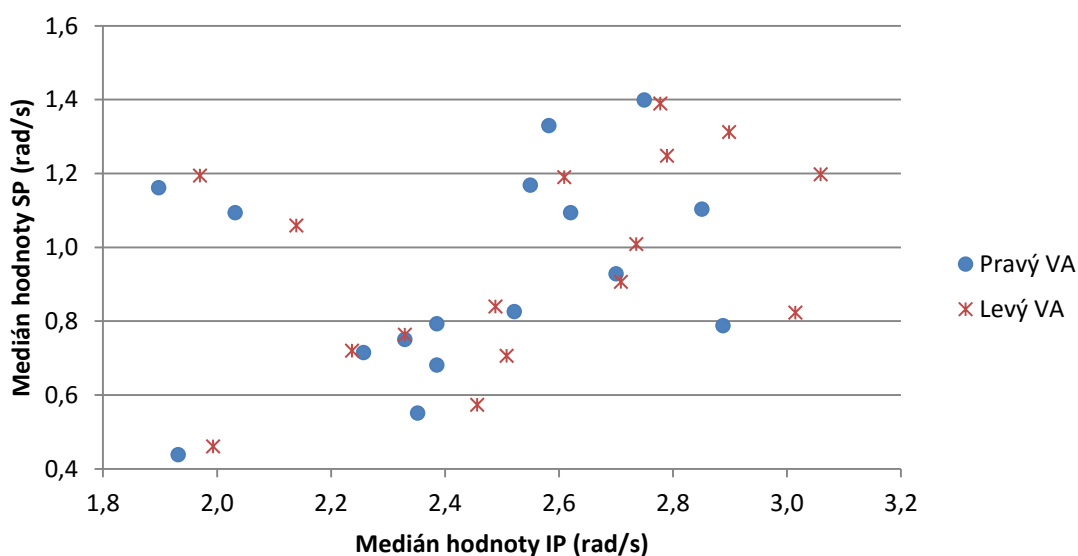
Tabulka č. 3: Korelační koeficienty mediánů velikostí IP a SP nalezených pro celkové úhlové rychlosti pravého a levého VA

Míra korelace mediánů IP a SP v AV	
Korelace mediánů IP x SP (L)	0,51
Korelace mediánů IP x SP (R)	0,40

Tabulka č. 4: Korelační koeficienty mediánů velikostí IP nebo SP pravého a levého vestibulárního aparátu; pro IP v úhlové rychlosti (AV) a lineárním zrychlení (ACC) a pro SP v úhlové rychlosti (AV)

Míra korelace mediánů IP a SP mezi R a L stranou	
Korelace mediánů IP (ACC)	0,74
Korelace mediánů IP (AV)	0,98
Korelace mediánů SP (AV)	0,96

Pro bližší představu o míře závislosti mezi jednotlivými kinematickými veličinami mohu mj. vytvořit graf znázorňující závislost velikosti mediánu úhlové rychlosti reakčních impulsů na velikosti mediánu úhlové rychlosti iniciačních impulsů, napříč subjekty. Tato závislost dle tabulky č. 3 odpovídá korelačnímu koeficientu 0,51 pro levý a 0,40 pro pravý vestibulární aparát. Jedná se o slabší závislost, což je patrné i z realizovaného grafického vyjádření (viz obrázek č. 30). Grafy znázorňující ostatní závislosti, popsané korelačními koeficienty z tabulky č. 2,3 a 4 jsou uvedeny v příloze, viz obrázky P1.1 – P1.5.



Obrázek č. 30: Závislost velikosti mediánu SP na velikosti mediánu IP pro jednotlivé subjekty, pravý a levý VA a úhlovou rychlost

IP/SP ratio

Dalším kvantitativním parametrem, který byl v rámci zpracování dat určován, byla hodnota tzv. IP/SP ratio, které popisuje poměr mezi velikostí reakčního a iniciačního impulsu. Krabicové grafy pro parametr IP/SP ratio jsou uvedeny v příloze, viz obr. P4.3.

Tabulka č. 5 a 6: Rozsah hodnot nalezeného IP/SP ratio; pravý (R) a levý (L) VA

IP/SP ratio (L, %)		IP/SP ratio (R, %)	
Min	23,10	Min	22,69
Max	60,62	Max	61,18
Q1	31,19	Q1	30,89
Medián	35,32	Medián	33,80
Q3	45,35	Q3	47,08

Korelační koeficienty IP/SP a velikosti IP v AV/ACC

Poslední vyhodnocované kvantitativní ukazatele záznamu HIT byly hodnoty korelačních koeficientů pro jednotlivé subjekty, konkrétně se jednalo o korelace mezi velikostmi jednotlivých impulsů v úhlové rychlosti a lineární akceleraci a mezi jednotlivými impulsy a jejich reakcemi v úhlové rychlosti. Výsledky a jejich statistické zpracování pro data z pravého i levého VA pro jednotlivé subjekty jsou uvedeny v příloze, viz tabulky P1.5 – P1.8. Grafické vyjádření pomocí krabicových grafů je taktéž v příloze, viz obr. P4.4 – P4.5.

Tabulka č. 7 a 8 : Určené minimální a maximální hodnoty, medián a 1. a 3. kvantil korelace mezi velikostí IP a SP v celkovém vektoru úhlové rychlosti a korelace mezi velikostí impulsních vrcholů (IP) v celkovém vektoru úhlové rychlosti a lineární akcelerace; levý VA

Korelace IP x SP v AV (L)		Korelace ACC x AV pro IP (L)	
Min	-0,67	Min	0,23
Max	0,80	Max	0,73
Q1	-0,02	Q1	0,35
Medián	0,16	Medián	0,44
Q3	0,38	Q3	0,61

9.2. Hodnocení výsledků rotačního testu

Při zpracování záznamu pohybu vestibulárních aparátů během rotačního testu byly nejprve hledány průměrné hodnoty a rozptyly celkových vektorů sledovaných kinematických veličin během rotační fáze subjektu. Následně byla hledána velikost překmitu po zastavení rotačního křesla v úhlové rychlosti a translačním zrychlení a nakonec doba ustálení úhlové rychlosti po překmitu.

Průměrné hodnoty AV v rotační fázi a doba ustálení AV

Pro průměrné hodnoty vektoru celkové úhlové rychlosti během rotační fáze a dobu ustálení úhlové rychlosti po překmitu byly opět vytvořeny tabulky kvartilů popisujících rozsah, ve kterém se tyto hodnoty nacházely napříč subjekty. Kompletní tabulky rozsahů kinematických veličin a doby ustálení AV pro oba VA jsou uvedeny v příloze, viz tabulky P2.3 a P2.4, krabicový graf rozsahu doby ustálení je taktéž přiložen v příloze, viz obrázek P5.3.

Tabulka č. 9 a 10: Rozsah průměrných hodnot celkové úhlové rychlosti v rotační fázi a doby ustálení celkového vektoru úhlové rychlosti po zastavení křesla; levý VA

Průměrné hodnoty AV v ROT (L, rad/s)		Doba ustálení AV (L, s)	
Min	2,08	Min	0,94
Max	2,24	Max	4,02
Q1	2,16	Q1	1,71
Medián	2,17	Medián	2,30
Q3	2,21	Q3	2,64

Velikost překmitu po zastavení křesla

Dalším navrženým a vyhodnocovaným kvantitativním ukazatelem záznamu z rotačního křesla, byla velikost překmitu po zastavení rotace. Určené hodnoty velikostí překmitu pro jednotlivé subjekty a příslušné veličiny jsou uvedeny v příloze, viz tabulka P2.2. Kompletní zpracování těchto hodnot do tabulek rozsahu velikostí překmitu pro oba VA je uve-

deno v tabulkách P2.5 - P2.6 a jejich vizualizace formou krabicových grafů je v příloze pod označením obrázků P5.1 - P5.2.

Tabulka č. 11 a 12: Rozsah hodnot velikosti překmitu vzniklého zastavením křesla, identifikovaných v celkovém vektoru úhlové rychlosti (AV) a lineární akcelerace (ACC)

Velikost překmitu v AV (L, rad/s)		Velikost překmitu v ACC (L, m/s²)	
Min	0,32	Min	9,68
Max	0,65	Max	10,32
Q1	0,41	Q1	9,91
Medián	0,47	Medián	9,97
Q3	0,52	Q3	10,08

Kromě vyhodnocení rozsahu hodnot samotných ukazatelů, tyto hodnoty nyní využiji k určení míry vzájemné závislosti mezi vybranými parametry, obdobně jako u vyhodnocení HIT. Bude se jednat například o závislost mezi velikostmi překmitů v celkových vektorech úhlové rychlosti a lineární akcelerace, nebo závislost mezi velikostí překmitu v úhlové rychlosti a dobou ustálení úhlové rychlosti po zastavení rotace. K určení míry korelace využiji opět Spearmanův korelační koeficient pořadové korelace.

Tabulka č. 13: Korelační koeficienty mezi nalezenými hodnotami velikosti překmitu v úhlové rychlosti a lineární akceleraci, zvláště pro pravý (R) a levý (L) vestibulární aparát

Míra korelace mezi velikostí překmitu v AV a ACC	
Korelace ACC x AV (L)	-0,21
Korelace ACC x AV (R)	-0,31

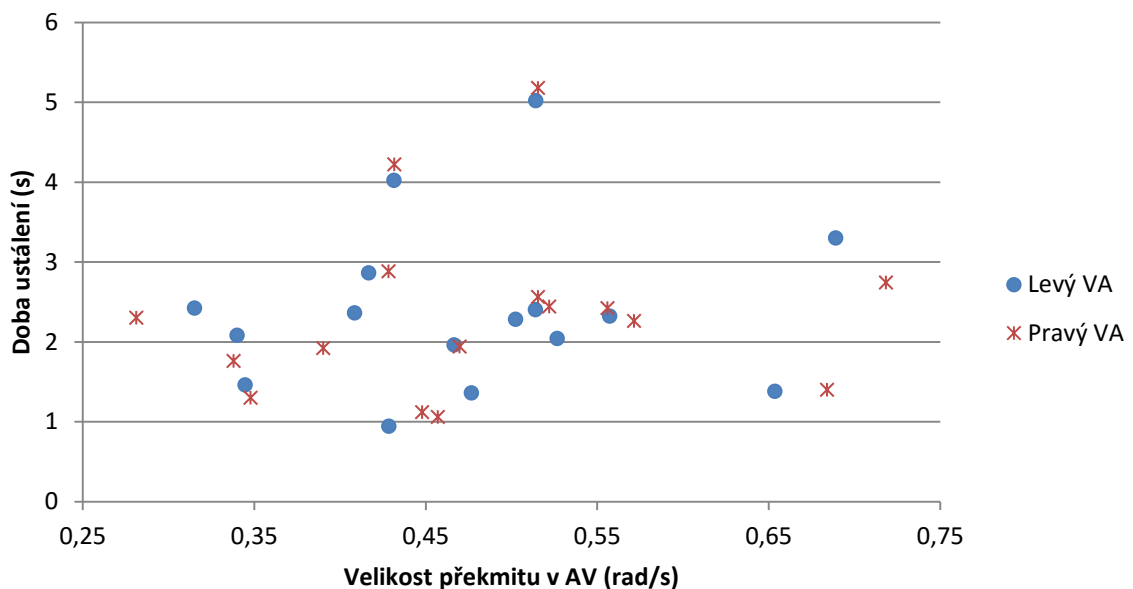
Tabulka č. 14: Hledané míry korelace mezi dobou ustálení (ST) a velikostí překmitu v úhlové rychlosti (AV), zvláště pro pravý (R) a levý (L) vestibulární aparát

Míra korelace mezi ST a velikostí překmitu v AV	
Korelace ST x AV (R)	0,23
Korelace ST x AV (L)	0,10

Tabulka č. 15: Míra korelace mezi nalezenými velikostmi překmitu po zastavení křesla mezi daty z pravé (R) a levé (L) strany, a to pro úhlovou rychlost (AV) a lineární akceleraci (ACC)

Míra korelace mezi velikostí překmitu na R a L straně	
Korelace překmitu (ACC)	0,43
Korelace překmitu (AV)	0,99

Grafické znázornění závislosti doby ustálení na velikosti překmitu v celkovém vektoru úhlové rychlosti, můžeme vidět na obrázku č. 32; vizuální interpretace všech korelací představených v tabulkách č. 13, 14 a 15 jsou k nahlédnutí v příloze pod označením příslušných obrázků P2.1 – P2.4.



Obrázek č. 32: Závislost doby ustálení na velikosti nalezeného překmitu v celkovém vektoru úhlové rychlosti, pro pravý a levý vestibulární aparát

9.3. Určení statistických rozdílů navržených parametrů pro pravou a levou stranou

Z kapitol zabývajících se hodnocením dat z HIT a rotačního křesla je patrné, že se kinematická data pravého a levého rovnovážného ústrojí, a tedy i výsledné navržené parametry, odlišují. To, že se jejich hodnoty různí, však ještě nepotvrzuje existenci statisticky významného rozdílu mezi daty pravé a levé strany. Z tohoto důvodu považuji za vhodné určit i statistickou významnost rozdílů navržených parametrů mezi levým a pravým vestibulárním aparátem.

Jelikož se jedná o menší soubor dat (16 zpracovávaných subjektů) budu předpokládat, že data neodpovídají Gaussovu normálnímu rozdělení a protože se jedná o data ze vzájemného měření dvou různých systémů, data jsou nepárová. Z tohoto důvodu jsem zvolil pro toto hodnocení dvouvýběrový Wilcoxonův test (Wilcoxon rank sum test), někdy označovaný také jako Mann-Whitneyův test, který na zvolené hladině významnosti (v tomto případě 0,05) určí, zda se hodnoty naměřené mezi pravou a levou stranou statisticky významně liší (distribuční funkce obou rozdělení jsou odlišné).

Výsledky tohoto testu jsem zpracoval do tabulek hodnocení statistického rozdílu navržených parametrů mezi pravou a levou stranou pro jednotlivá vyšetření. V tabulce č. 16 jsou uvedeny výsledné výstupní hodnoty p pro naměřená kinematická data během head-impulse testu a v tabulce č. 17 jsou představeny výsledky pro data z rotačního testu. Hvězdičkou jsou v obou tabulkách označeny hodnoty p , které prokázaly statisticky významný rozdíl mezi daty pravé a levé strany.

Tabulka č. 16: Hledání statistického rozdílu mezi hodnotami parametrů pravé a levé strany; pro HIT: maximální hodnoty (IP_max), mediány vrcholů (IP a SP), IP/SP ratia a korelační koeficienty pro IP nalezené v celkovém vektoru úhlové rychlosti a lineární akcelerace (CCav/acc) a korelační koeficienty mezi velikostí IP a SP nalezených v celkovém vektoru úhlové rychlosti (CCip/sp)

Vyhodnocení HIT	
Parametr	<i>p</i> - value
IP_max (AV)	0,42
IP_max (ACC)	0,01*
IP_max (AA)	0,64
IP (AV)	0,22
IP (ACC)	0,01*
SP (AV)	0,70
IP/SP ratio	0,98
CCacc/av	0,84
CCip/sp	0,92

* Prokázán statisticky významný rozdíl mezi daty pravého a levého VA

Tabulka č. 17: Hledání statistického rozdílu mezi hodnotami parametrů pravé a levé strany; pro rotační test: velikosti překmitů po zastavení křesla v celkové úhlové rychlosti (AV) a celkové lineární akceleraci (ACC) a doby ustálení úhlových rychlostí po vzniklém překmitu

Vyhodnocení ROT	
Parametr	<i>p</i> - value
Překmit (AV)	0,81
Překmit (ACC)	0,01*
Doba ustálení	0,84

* Prokázán statisticky významný rozdíl mezi daty pravého a levého VA

9.4. Diskuse hodnocení výsledků

V této kapitole jsem vyhodnotil výsledky zpracovaných dat záznamu pohybu vestibulárních aparátů. Data byla zpracována v souladu s navrženými metodami hodnocení kinematických dat z gyro-akcelerometrického systému a pro výsledné hodnoty parametrů byly vytvořeny tabulky popisující rozsah hodnot určených parametrů, tabulky popisující míru závislosti mezi jednotlivými navrženými veličinami a případně grafická zobrazení těchto závislostí. V závěru kapitoly byla zhodnocena statistická významnost rozdílů navržených parametrů mezi pravou a levou stranou.

Kvantitativní parametry HIT pohybu levého a pravého VA

Co se týče kvantitativních parametrů zvolených konkrétně pro hodnocení HIT, rozsah maximálních hodnot celkového vektoru úhlové rychlosti se pohyboval v rozmezí 1,5 – 5 rad/s. Pro mediány iniciačních a reakčních impulsů byla nalezena výrazná symetrie v úhlové rychlosti (korelační koeficienty 0,96 pro SP a 0,98 pro IP). Nižší, ale taktéž viditelná symetrie byla nalezena mezi mediány IP v celkovém vektoru translačního zrychlení (míra korelace 0,74 mezi R a L). Mezi velikostí iniciačního a reakčního vrcholu v úhlové rychlosti byla nalezena střední míra závislosti (korelační koeficient 0,4 pro pravý a 0,51 pro levý VA). Korelace mezi velikostí IP v úhlové rychlosti a lineárním zrychlení se dá označit jako nízká až slabá (korelační koeficient 0,23 pro pravý a 0,43 pro levý VA). Tato slabá závislost je pravděpodobně dána tím, že úhlové veličiny nejsou příliš ovlivněny polohou bodu otáčení, který se během HIT měnil. Tato změna bodu otáčení se však projevila výrazněji ve veličinách translačních, jelikož ty jsou tvořeny jak případnými lineárními pohyby celého těla, tak tangenciálními pohyby během rotace. Kromě hledaných závislostí stojí za zmínku ještě parametr IP/SP ratio, který se u subjektů pohyboval v rozmezí 20 – 60 %. Mezi parametry pravé a levé strany byl nalezen statisticky významný rozdíl pro maximální hodnoty lineární akcelerace a mediány nalezených impulsních vrcholů v lineární akceleraci.

Kvantitativní parametry rotačního testu pohybu levého a pravého VA

Z vyhodnocení navržených kvantitativních ukazatelů záznamu pohybu VA během měření na Bárányho křesle je třeba zmínit úzký rozsah průměrných hodnot celkového vektoru úhlové rychlosti během rotační fáze, který společně s malými rozptyly AV při rotaci poukazuje na správnou stabilizaci hlavy zdravých subjektů během rotace. Doba ustálení úhlové rychlosti se u subjektů pohybovala v rozmezí 0,94 – 5 s, s mediánem 2,3 s. Na základě zjištěných korelačních koeficientů byla potvrzena výrazná symetrie dat velikosti překmitu celkového vektoru úhlové rychlosti a zároveň i méně výrazná symetrie dat velikosti překmitu celkového vektoru translačního zrychlení (korelační koeficient 0,99 pro překmit v AV a 0,41 pro překmit v ACC). Dále byla na výsledcích rotačního testu potvrzena nízká až velmi slabá závislost mezi translačními a rotačními veličinami. Tato slabá závislost může být způsobena tím, že při rotačním testu dominují úhlové pohyby a translační pohybu se projevují pouze jako tangenciální v rámci kruhových pohybů. Neočekávaně nebylo možné potvrdit závislost mezi velikostí překmitu v úhlové rychlosti po zastavení křesla a doby ustálení úhlové rychlosti. Jedním z možných vysvětlení nenalezení závislosti mezi těmito po praktické stránce úzce spjatými veličinami může být skutečnost, že subjekty byly dopředu informovány o okamžiku zastavení rotačního křesla, podvědomě byly tedy připraveny na různé zastavení rotace a doba ustálení se odvíjela tedy především od samotné rychlosti reakce subjektů na předem očekávanou situaci.

Mezi parametry pravé a levé strany byl nalezen statisticky významný rozdíl pouze pro velikost překmitu vzniklého zastavením křesla v lineární akceleraci. Výše uvedené by mohlo být způsobeno komplexním pohybem hlavy, kdy nebyl zajištěn konstantní bod rotace, a tudíž se obvodové a dostředivé hodnoty akcelerací levého a pravého VA liší.

Obecné zjištěné závislosti parametrů

Z výsledků vyhodnocení vypočtených parametrů zpracovaných dat HIT, rotačního testu, nebo i z grafických zobrazení symetrií a závislostí pravé a levé strany je zřejmé, že se kinematická data pohybu pravého a levého vestibulárního aparátu odlišují, což dokazuje původní předpoklad vedoucí k vytvoření systému schopného zaznamenávat nezávisle pohyby obou vestibulárních aparátů. Nicméně, statisticky významný rozdíl mezi navrženými

parametry pro pravý a levý vestibulární aparát byl prokázán pouze u parametrů určených z vývoje celkového vektoru lineární akcelerace. Jednou z možných příčin může být, že v případě rotačních pohybů je zaznamenaná akcelerace dána bodem otáčení, který může být proměnný, jak již bylo v diskusi výsledků zmíněno výše. Dále je ze samotného vyhodnocení, konkrétně ze sledování jednotlivých korelačních koeficientů patrné, že pro data záznamu pohybu vestibulárních aparátů zdravých subjektů existuje velmi silná závislost mezi konkrétními kvantitativní parametry (nebo i mezi samotným vývojem) úhlové rychlosti pravého a levého VA. Obdobně existuje závislost i mezi kvantitativními parametry lineárního zrychlení pravé a levé strany, sice méně významná, přesto nezanedbatelná. Obecně dále můžeme říci, že závislost mezi rotačními a translačními veličinami se zdá nízká až slabá, a to z důvodu, že rotační veličiny nejsou tak významně ovlivněny změnou bodu otáčení, tak jako je tomu u translačních veličin.

10. Závěr

V úvodní části své práce jsem popsal v práci využití anatomické roviny a pohyby vestibulárního aparátu, určené polohou aparátů a rozmístěním senzorů helmice. Představil jsem základní metody pro vyšetření rovnovážného ústrojí, konkrétně head-impulse test a rotaci na rotačním křesle, které byly využity při měření subjektů k získání příslušných dat pohybu vestibulárních aparátů. Poté jsem formou komentované rešerše upozornil na literaturu zabývající se záznamem a vyhodnocením dat pohybu vestibulárních aparátů, případně hlavy, která dále pomohla při výběru vhodných kvantitativních ukazatelů. Následně jsem v mé práci popsal využitý, na FBMI navržený, gyro-akcelerometrický systém pro záznam pohybu vestibulárních aparátů.

Na základě vlastností výstupních dat a charakteru obou využitých metod vyšetření vestibulárních aparátů jsem navrhl metody předzpracování dat z gyro-akcelerometrického systému. Ty zahrnují výpočet úhlového zrychlení, určení celkových vektorů kinematických veličin, segmentaci dat z rotačního křesla a detekce vrcholů v datech head-impulse testu. Pro předzpracovaná data jsem následně navrhl metody vyhodnocení, založené na určení specificky navržených kvantitativních ukazatelů a na grafickém znázornění vývoje kinematických veličin. Tyto metody byly vytvořeny na základě požadavků lékařů, charakteru testů a v rešerši představené literatury. Následně jsem navržené metody implementoval do prostředí Matlab a ověřil vhodnost výsledné na měření zdravých subjektů. Hodnoty navržených ukazatelů určených implementovanými algoritmy jsem následně vyhodnotil.

10.1. Naplnění cílů práce

Cílem mé práce bylo provést výběr vhodných kvantitativních ukazatelů pro hodnocení kinematických dat záznamu pohybu vestibulárního systému, ten jsem uskutečnil především na základě v práci představené rešerše a požadavků lékařů. Následně jsem využil data měřená pomocí gyro-akcelerometrického systému ve FN Motol, pro které jsem navrhl algoritmy výpočtu parametrů a zpracování dat. Realizaci těchto algoritmů jsem provedl v pro-

středí Matlab. Měřeno bylo 20 subjektů pro ověření vhodnosti navržených ukazatelů a studium chování kinematiky pohybu VA. Data jsem následně statisticky vyhodnotil a uvedl jejich využitelnost v praxi, čímž jsem splnil všechny důležité cíle práce.

10.2. Perspektivy dalšího řešení

V práci navržené metody jsou založeny především na vyhodnocení dvou představených testů, HIT a rotace na Bárányho křesle. Práce však poskytuje řadu možností navazujícího řešení, které se nemohly, s ohledem na pokračující výzkum a měření ve FN Motol, uvést. Jedná se o proměření většího množství zdravých subjektů, ale také pacientů různorodějšího věkového zastoupení, což by umožnilo popsat vliv věku a onemocnění na mnou navržené parametry kinematiky VA. V praxi by dále bylo vhodné se zaměřit na vyšetření pacientů trpících poruchou vestibulárního aparátu a na porovnání výsledných hodnot pacientů s výsledky zdravých subjektů, případně provést výběr specifických ukazatelů poukazujících na konkrétní typ poruchy rovnováhy, a to nejen během představených klinických testů, ale také při běžných činnostech, jako je například chůze, sed, či vzpřímený stoj pacienta.

Navazující výzkum může být také zaměřen na studium vlivu konkrétní nemoci či věku na korelaci navržených parametrů resp. jejich vzájemný vliv, tak aby byl zvolen vždy jeden reprezentativní parametr popisující konkrétní způsob chování vestibulárních systémů během testu či činnosti, nebo aby byl nalezen specifický parametr schopný indikace konkrétního postižení. Tyto uvedené návrhy by mohly být zohledněny při pokračujícím studiu vestibulárních poruch ve FN Motol.

11. Použitá literatura

ALLISON RS, EIZENMAN M, CHEUNG BSK, DUCHOWSKI A, BARNES GR a LAWSON JF. Combined head and eye tracking system for dynamic testing of the vestibular system. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 1996, vol. 43, issue 11, s. 443-448 [cit. 2016-04-19]. DOI: 10.1093/acprof:oso/9780195068207.003.0069. Dostupné z: http://percept.eecs.yorku.ca/papers/Allison_Combined_Head_and_Eye_Tracking.pdf

ALLUM, J.H.J, A.L ADKIN, M.G CARPENTER, M HELD-ZIOLKOWSKA, F HONEGGER a K PIERCHALA. Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of a unilateral vestibular deficit. *Gait & Posture* [online]. 2001, vol. 14, issue 3, s. 227-237 [cit. 2016-02-12]. DOI: 10.1016/s0966-6362(01)00132-1.

BASELLI G, LEGNANI G, FRANCO P, BROGNOLI F, MARRAS P, QUARANTA F, ZAPPA B. Assessment of inertial and gravitational inputs to the vestibular system. *Journal of Biomechanics* [online]. 2001, vol. 34, issue 6, s. 821-826 [cit. 2016-05-10]. DOI: 10.1016/s0021-9290(01)00012-4.

BECKER, W., R. JÜRGENS and T. BOß. Vestibular perception of self-rotation in different postures: a comparison between sitting and standing subjects. *Experimental Brain Research* [online]. 2000, vol. 131, issue 4, s. 468-476 [cit. 2016-02-12]. DOI: 10.1007/s002219900321.

BRIMIJOIN W, AKEROYD O a AKEROYD MA. The moving minimum audible angle is smaller during self motion than during source motion. *Frontiers in Neuroscience* [online]. 2014, vol. 8 [cit. 2016-04-10]. DOI: 10.3389/fnins.2014.00273. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25228856>

BUYTAERT KI, NOOIJ SAE, NEYT X, MIGEOTTE PF, VANSPAUWEN R, VAN DE HEYNING PF a WUYTS FL. A New Model for Utricular Function Testing Using a Sinusoidal Translation Profile during Unilateral Centrifugation. *Audiology and Neurotology* [online]. 2010, 15(6), 343-352 [cit. 2016-04-09]. DOI: 10.1159/000289577. ISSN 1421-9700. Dostupné z: <http://www.karger.com/doi/10.1159/000289577>

CAPPA P, PATANÉ F a ROSSI S. Evaluation of inertial inputs on vestibular system during quick inversions of walking using a 6-DOF accelerometric device. [online]. [cit. 2016-02-12]. DOI: 10.1007/978-3-540-36841-0_733.

Dostupné z: http://link.springer.com/chapter/10.1007%2F978-3-540-36841-0_733

CAREY JP a DELLA SANTINA CC. Principles of Applied Vestibular Physiology, Chapter 139 (pp. 3115-59) in Cummings Otolaryngology–Head & Neck Surgery, 4th Edn (Editor C.W. Cummings). Mosby. Philadelphia. 2005.

CERNY R, STROHM K, HOZMAN J, STOKLASA J a STURM D. Head in Space – Noninvasive Measurement of Head Posture, Proceedings of The International Otorhinolaryngological Congress, M. Zargi, Eds. Bologna: Medimond S.r.l., 2006, pp.. 39–42.

CHU JJ, BECKWITH JB, CRISCO JJ a GREENWALD RM. A novel algorithm to measure linear and rotational head acceleration using single-axis accelerometers. *Journal of Biomechanics* [online]. 2006, vol. 39, [cit. 2016-04-19]. DOI: 10.1016/s0021-9290(06)85195-x.

CLARKE A H, SCHONFELD U, HELLING K. Unilateral examination of utricle and saccule function. *Journal of Vestibular Research-Equilibrium & Orientation* [online]. 2003. 13(4-6), 215-225. [cit. 2016-04-09]. Dostupné z: <http://content.iospress.com/articles/journal-of-vestibular-research/ves00143>

COLLEWIJN H, SMEETS J. „Early Components of the Human Vestibulo-Ocular Response to Head Rotation: Latency and Gain“. *Jr Neurophysiology* [online]. 2000 [cit. 2016-04-15]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10899212>

DIGIOVANNA J, CARPANETO J, MICERA S a MERFELD DM. Alignment of angular velocity sensors for a vestibular prosthesis. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2012, vol. 9, issue 1 [cit. 2016-04-06]. DOI: 10.1186/1743-0003-9-14.

DIMIN et al. Anatomické směry. Dostupné z.: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Anatomick%C3%A9_n%C3%A1zvoslov%C3%AD

DELLA SANTINA CC, CREMER PD, CAREY JP, MINOR LB. Comparison of head thrust test with head autorotation test reveals that the vestibulo-ocular reflex is enhanced during voluntary head movements. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 2002 Sep;128(9):1044-54.

EHEMAM F, FORBES PA, SCHOUTEN AC, HELM FCT and HAPPEE R. Galvanic Vestibular Stimulation Elicits Consistent Head–Neck Motion in Seated Subjects. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2012, vol. 59, issue 7, s. 1978-1984 [cit. 2016-04-10]. DOI: 10.1109/tbme.2012.2195178.

FITZGERALD D, TRAKARNRATANAKUL N, DUNNE L, SMYTH B, CAULFIELD B. Development and user evaluation of a virtual rehabilitation system for wobble board balance training. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society [online]. 2008:4194–4198, [cit. 2016-04-19]. Dostupné z: <http://goo.gl/K8XJeo>

FAJSTAVR J. Funkce vestibulárního ústrojí. Multimediální podpora výuky klinických a zdravotnických oborů: Portál 2. Lékařské fakulty [online]. 2009. [cit. 2016-04-09], Dostupné z: <http://mefanet-motol.cuni.cz/clanky.php?aid=15>

Funkce buněk lidského těla: Vestibulární systém. Funkce buněk a lidského těla [online]. Praha: Karolinum, 2013 [cit. 2016-04-09]. Dostupné z: <http://fb.lt.cz/skripta/xiii-smysly/2-sluchovy-a-rovnovazny-system>

GDOWSKI G, MCCREA R. Integration of Vestibular and Head Movement Signals in the Vestibular Nuclei During Whole-Body Rotation. *Journal of Neurophysiology* [online]. 1999, č. 82 [cit. 2016-03-19]. Dostupné z: <http://jn.physiology.org/content/82/1/436>

HEJDA J, ČAKRT O, SOCHA V, SCHLENKER J, KUTILEK P. 3-D trajectory of body sway angles: A technique for quantifying postural stability; *Biocybernetics and Biomedical Engineering*; Volume 35, Issue 3, 2015, Pages 185-191.

HEJDA J, KUTILEK P, HOZMAN J, ČERNÝ R. Motion capture camera system for measurement of head and shoulders position, *Biomedizinische Technik*; Volume 57, Issue SUPPL. 1 TRACK-B, 24 August 2012, Pages 472-475

HOZMANN J, STURM D a STOKLASA J. Measurement of head position in neurological practice, *Biomedical Engineering*, Innsbruck: Acta Press, 2004, pp. 586-589.

JONES GL, MILSUM JH. FREQUENCY-RESPONSE ANALYSIS OF CENTRAL VESTIBULAR UNIT ACTIVITY RESULTING FROM ROTATIONAL STIMULATION OF THE SEMICIRCULAR CANALS. *Journal of Physiology* [online]. 1971 [cit. 2016-03-03]. Dostupné z: <https://www.yumpu.com/en/document/view/13453827/by-g-melvill-jones-and-j-h-milsum-from-the-drb-aviation->

KABAYA, TAKEMURA, WATANABE, ESAKI. Quantitative evaluation of acceleration in the vestibular organ. *Nagoya med. j.* [online]. 2011, vol. 52, [cit. 2016-05-10]. Dostupné z: <http://goo.gl/7vOm2R>

KREMMYDA O, KIRCHNER H, GLASAUER S, BRANDT T, JAHN K, STRUPP M. False-positive head-impulse test in cerebellar ataxia, *Front Neurol.* [online]. 2012 Nov 12;3:162. Dostupné z: <http://goo.gl/URvuQt>

KUTILEK P, VITECKOVA S, SVOBODA Z, SOCHA V, SMRČKA P. Kinematic quantification of gait asymmetry based on characteristics of angle-angle diagrams; *Acta Polytechnica Hungarica*. 2014; vol. 11, no. 5, p. 25-38.

KUTILEK P, SOCHA V, ČAKRT O, SCHLENKER J, BIZOVSKA L. Trajectory length of pitch vs. roll: Technique for assessment of postural stability, *Acta Gymnica*; vol. 45, no. 2, p. 85-92; 2015

KUTILEK P, FARKASOVA B. Prediction of lower extremities' movement by angle-angle diagrams and neural networks; *Acta of Bioengineering and Biomechanics*; Volume 13, Issue 2, 2011, Pages 57-65;

KUTILEK P, ZIZKA A. Vybrané kapitoly z experimentální biomechaniky: České vysoké učení technické v Praze. [online]. 2012. [cit. 2016-03-09]. Dostupné z: <https://www.fbmi.cvut.cz/files/predmety/29/public/Vybran%C3%A9%20kapitoly%20z%20experiment%C3%A1ln%C3%AD%20biomechaniky.pdf>

KUTILEK P, VITECKOVA S, SVOBODA Z, SMRCKA P. Kinematic quantification of gait asymmetry in patients with peroneal nerve palsy based on bilateral cyclograms; *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*. 2013, vol. 13, no. 2, p. 244-250.

LOPEZ P. MATLAB Differential and Integral Calculus 1st edition, Cesar (2014) Paperback

MACNEILAGE PR, BANKS MS, DEANGELIS GC, ANGELAKI DE. Vestibular Heading Discrimination and Sensitivity to Linear Acceleration in Head and World Coordinates. *Journal of Neuroscience* [online]. 2010, vol. 30, issue 27, s. 9084-9094 [cit. 2016-05-10]. DOI: 10.1523/jneurosci.1304-10.2010.

MTi and MTx User Manual. *Xsens* [online]. Enschede, NL: Xsens Technologies. 2010. [cit. 2016-04-09]. Dostupné z: https://www.xsens.com/images/stories/products/manual_download/MTi_and_MTx_User_Manual_and_Technical_Documentation.pdf

MUMENTHALER M, BASSETTI CL a DAETWYLER CJ. Neurologická diferenciální diagnostika. 1. české vyd. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-2298-6.

OKADA T, GRUNFELD E, SHALLO-HOFMANN J, BRONSTEIN AM. Vestibular perception of angular velocity in normal subjects and in patients with congenital nystagmus. *Brain*. 1999 Jul;122 (Pt 7):1293-303.

POZZO T, BERTHOZ A, LEFORT L. Head stabilization during various locomotor tasks in humans. *Experimental Brain Research* [online]. 1990, vol. 82, issue 1 [cit. 2016-04-19]. DOI: 10.1007/bf00230842. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2257917>

ROWSON S, BROLINSON G, GOFORTH M, DIETTER D a DUMA S. Linear and Angular Head Acceleration Measurements in Collegiate Football. *Journal of Biomechanical Engineering* [online]. 2009, vol. 131, issue 6 [cit. 2016-04-15]. DOI: 10.1115/1.3130454.

SOCHA V, KUTILEK P, ČAKRT O, ČERNÝ R. Comparative measurements of head angular movements using a camera system and a gyroscope system; *Acta Polytechnica*, Volume 54, Issue 4, 2014, Pages 295-300

TEIXEIRA FG, JESUS IRT, MELLO RGT a NADAL J. Role of vestibular sensor on body sway control: Coherence between head acceleration and stabilogram. In: *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. 2012 [cit. 2016-02-12]. DOI: 10.1109/embc.2012.6347094.

WINTER DA, PATLA A, PRINCE F. Stiffness control of balance during quiet standing. *Gait* [online]. 1997, vol. 5, issue 2, s. 154-155 [cit. 2016-04-19]. DOI: 10.1016/s0966-6362(97)83378-4. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9744933>

Příloha 1 – Hodnocení HIT

V této části uvádím kompletní zpracovaná a vyhodnocená data z měření HIT zdravých subjektů a příslušné grafické znázornění závislostí.

Tabulka P1.1 : Vyhodnocení HIT, nalezené maximální hodnoty IP pro celkové vektory úhlové rychlosti (AV), lineární akcelerace (ACC) a úhlového zrychlení (AA), pravého (R) a levého (L) vestibulárního aparátu

Subjekt	AV (rad/s)		AA (rad/s ²)		Acc (m/s ²)	
	L	R	L	R	L	R
1.	3,594	2,778	8,327	13,317	10,364	10,019
2.	4,022	3,979	29,086	9,521	11,198	10,332
3.	3,616	2,611	9,494	7,628	11,119	10,661
4.	2,914	2,492	18,639	4,881	10,392	9,990
5.	2,948	2,604	4,870	5,562	11,290	10,368
6.	1,830	1,973	5,679	9,240	10,517	10,590
7.	2,404	2,409	9,233	10,169	11,702	11,374
8.	1,710	1,658	6,421	6,031	10,807	10,312
9.	3,111	2,803	10,163	19,137	11,111	10,524
10.	2,865	2,801	6,250	6,416	10,759	10,375
11.	2,798	2,432	6,710	3,069	10,911	9,864
12.	4,004	3,916	13,154	13,468	11,141	11,751
13.	3,527	3,264	11,553	18,980	11,275	10,612
14.	2,040	2,524	9,631	9,185	10,630	10,279
15.	2,329	2,576	9,591	8,199	10,494	10,401
16.	2,387	2,140	5,666	1,882	10,839	10,406

Tabulka P1.2 : Vyhodnocení HIT, mediány hodnoty iniciačního (IP) a reakčního (SP) vrcholu, pro celkové vektory úhlové rychlosti pravého (R) a levého (L) vestibulárního aparátu

Subjekt	Medián IP (rad/s)		Medián SP (rad/s)	
	L	R	L	R
1.	3,015	2,888	0,823	0,788
2.	2,899	2,750	1,312	1,399
3.	2,778	2,583	1,390	1,330
4.	2,508	2,386	0,707	0,681
5.	2,736	2,701	1,009	0,928
6.	2,457	2,352	0,574	0,551
7.	2,237	2,257	0,720	0,715
8.	1,970	1,898	1,194	1,161
9.	2,790	2,621	1,248	1,093
10.	1,993	1,932	0,460	0,438
11.	2,709	2,522	0,906	0,826
12.	2,489	2,386	0,840	0,793
13.	3,059	2,851	1,198	1,103
14.	2,139	2,032	1,059	1,094
15.	2,329	2,330	0,763	0,750
16.	2,610	2,550	1,190	1,168

Tabulka P1.3 : Vyhodnocení HIT, určené hodnoty IP/SP ratia pro jednotlivé subjekty, pro pravý (R) a levý (L) vestibulární aparát

Subjekt	IP/SP ratio (%)	
	L	R
1.	27,31	27,28
2.	45,27	50,87
3.	50,02	51,49
4.	28,17	28,53
5.	36,88	34,37
6.	23,36	23,42
7.	32,19	31,67
8.	60,62	61,18
9.	44,75	41,72
10.	23,10	22,69
11.	33,45	32,75
12.	33,75	33,23
13.	39,15	38,70
14.	49,51	53,82
15.	32,76	32,20
16.	45,58	45,82

Tabulka P1.4 : Vyhodnocení HIT, určené minimální a maximální hodnoty, medián a 1. a 3. kvantil hodnoty IP/SP ratia pro jednotlivé subjekty, pro pravý (R) a levý (L) vestibulární aparát

Vyhodnocené IP/SP ratio (%)		
	L	R
Min	23,10	22,69
Max	60,62	61,18
Q1	31,19	30,89
Medián	35,32	33,80
Q3	45,35	47,08

Tabulka P1.5: Vyhodnocení HIT, Spearmanův korelační koeficient pořadové korelace mezi nalezenými iniciačními vrcholy (IP) a reakčními vrcholy (SP) v celkovém vektoru lineárního zrychlení, pro pravý (R) a levý (L) vestibulární aparát

Subjekt	Korelace IP x SP v AV (-)	
	L	R
1.	0,8	0,8
2.	-0,36	-0,33
3.	0,37	0,39
4.	0,31	0,31
5.	-0,19	-0,01
6.	-0,66	-0,69
7.	0,27	0,32
8.	0,5	0,62
9.	0,06	-0,14
10.	0,56	0,61
11.	0,04	0,04
12.	0,42	0,41
13.	0,15	0,15
14.	0,08	0,16
15.	-0,67	-0,65
16.	0,17	0,14

Tabulka P1.6 : Vyhodnocení HIT, určené minimální a maximální hodnoty, medián a 1. a 3. kvantil korelačních koeficientů mezi velikostí IP a SP v celkovém vektoru úhlové rychlosti

Vyhodnocení korelace IP x SP v AV (-)		
	L	R
Min	-0,67	-0,69
Max	0,80	0,80
Q1	-0,02	-0,04
Medián	0,16	0,16
Q3	0,38	0,40

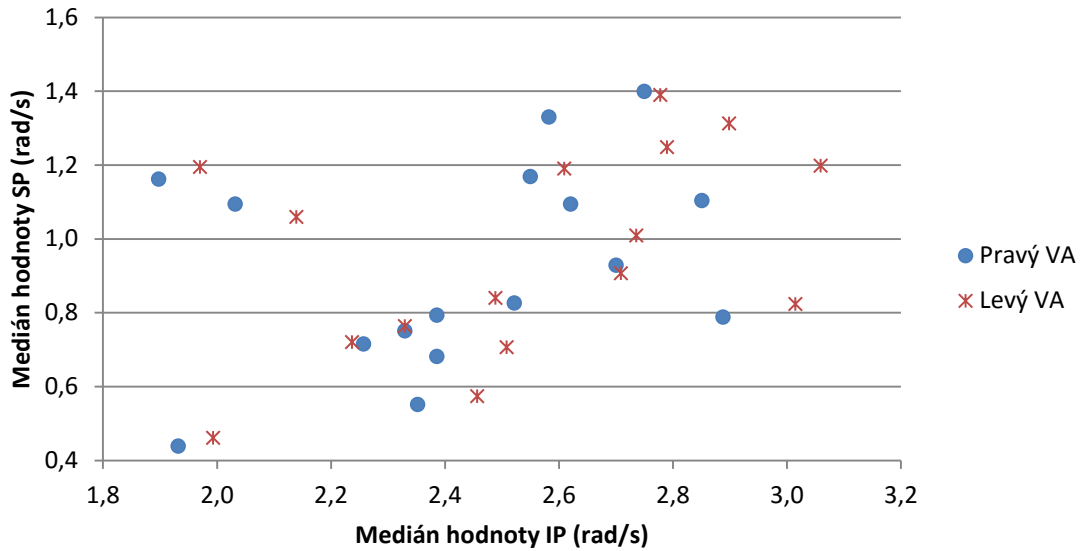
Tabulka P1.7: Vyhodnocení HIT, Spearmanův korelační koeficient pořadové korelace pro nalezené iniciační vrcholy v celkovém vektoru lineárního zrychlení a jim příslušné impulsy v úhlové rychlosti, pro jednotlivé subjekty, pro pravý (R) a levý (L) vestibulární aparát

Subjekt	Korelace IP v AV x ACC (-)	
	L	R
1.	0,63	0,77
2.	0,64	0,50
3.	0,73	0,39
4.	0,35	0,24
5.	0,63	0,14
6.	0,23	0,06
7.	0,42	0,52
8.	0,51	0,70
9.	0,28	0,16
10.	0,43	0,55
11.	0,57	0,57
12.	0,31	0,37
13.	0,38	0,51
14.	0,60	0,69
15.	0,46	0,70
16.	0,33	0,05

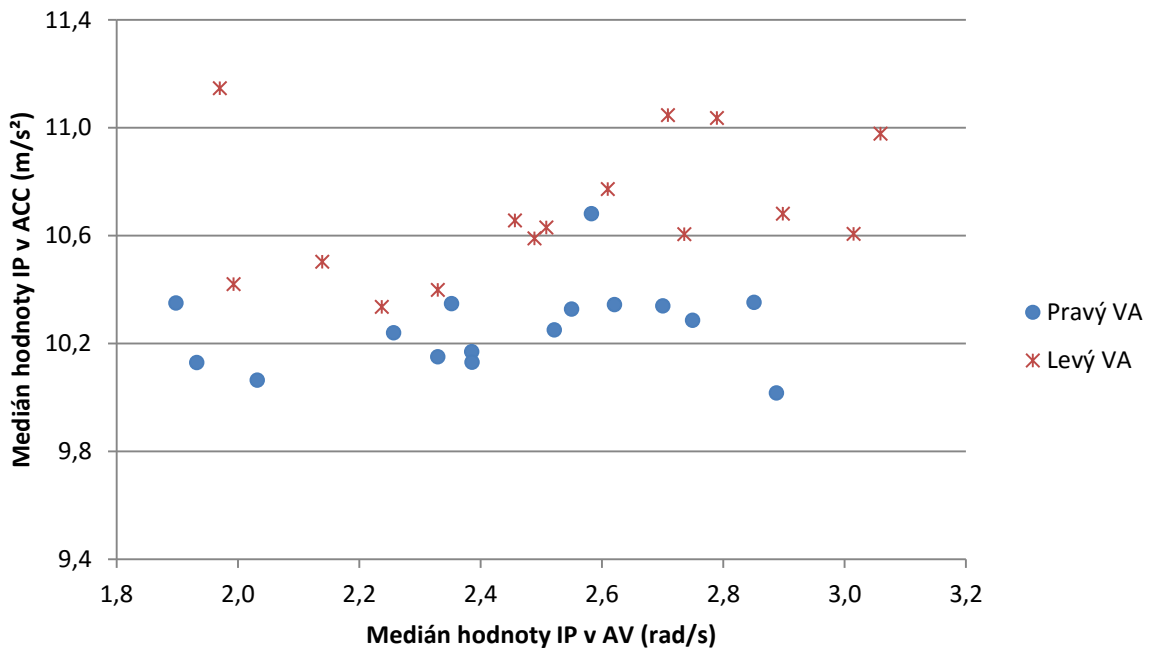
Tabulka P1.8 : Vyhodnocení HIT, určené minimální a maximální hodnoty, medián a 1. a 3. kvantil korelačních koeficientů mezi velikostí IP v celkovém vektoru úhlové rychlosti a lineární akcelerace

Vyhodnocení korelace IP mezi AV x ACC (-)		
	L	R
Min	0,23	0,05
Max	0,73	0,77
Q1	0,35	0,22
Medián	0,44	0,50
Q3	0,61	0,60

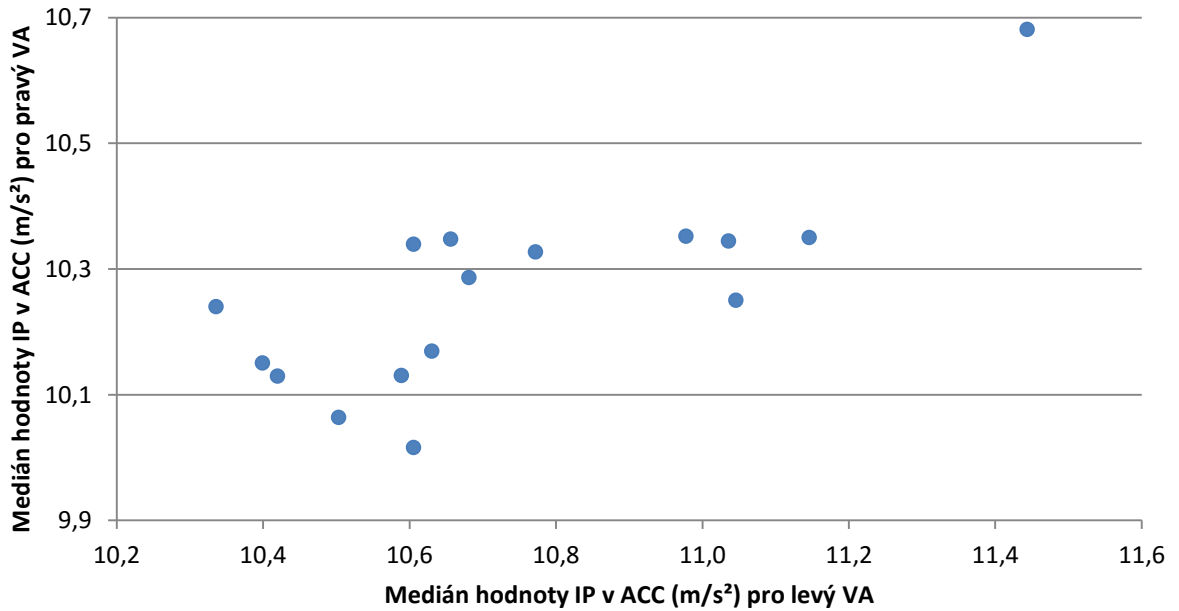
Obrázek P1.1: Vyhodnocení HIT, grafické znázornění korelace mezi mediány IP a SP, nalezených v celkovém vektoru úhlové rychlosti pro pravý a levý vestibulární aparát



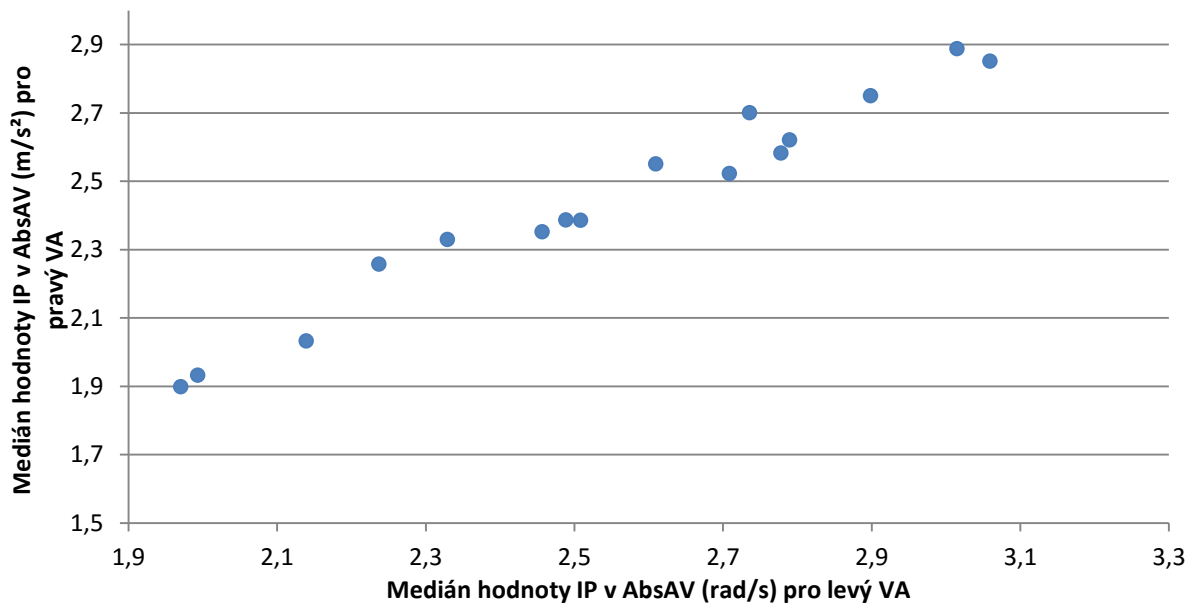
Obrázek P1.2: Vyhodnocení HIT, grafické znázornění korelace mezi mediány IP, nalezenými v celkovém vektoru úhlové rychlosti a příslušných impulsních vrcholů nalezených v lineární akceleraci, pro pravý a levý vestibulární aparát



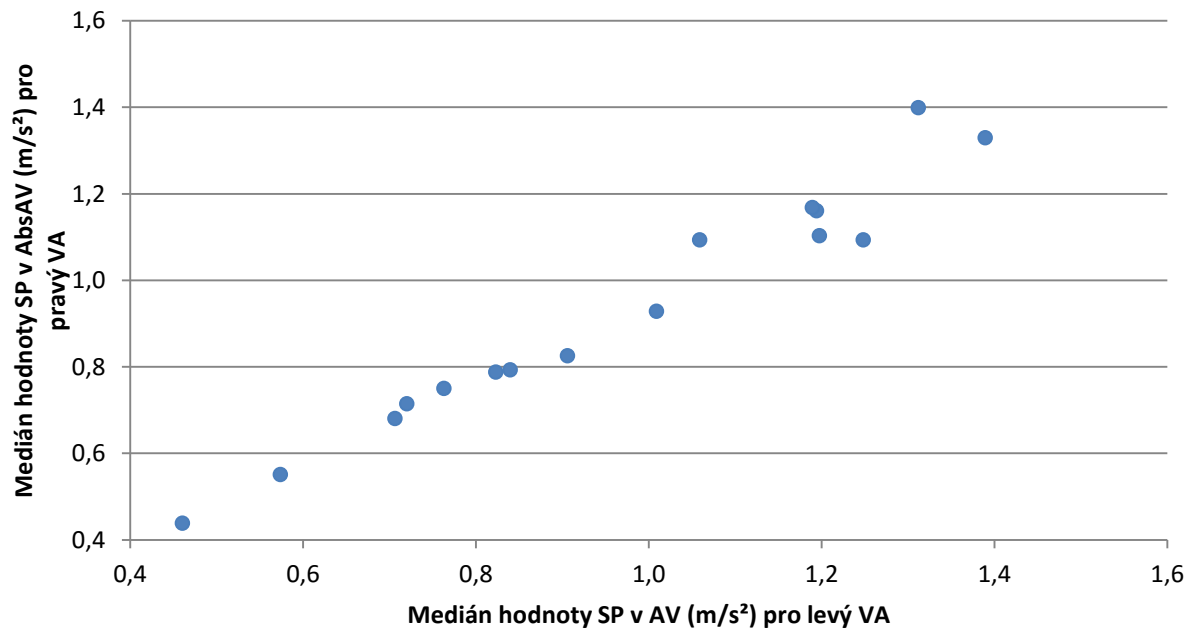
Obrázek P1.3: Vyhodnocení HIT, grafické znázornění korelace mezi mediány IP, nalezenými v celkovém vektoru lineárního zrychlení pravého a levého vestibulárního aparátu



Obrázek P1.4: Vyhodnocení HIT, grafické znázornění korelace mezi mediány IP, nalezenými v celkovém vektoru úhlové rychlosti pravého a levého vestibulárního aparátu



Obrázek P1.5: Vyhodnocení HIT, grafické znázornění korelace mezi mediány SP, nalezenými v celkovém vektoru úhlové rychlosti pravého a levého vestibulárního aparátu



Příloha 2 – Hodnocení rotačního testu

V této části uvádím kompletní zpracovaná a vyhodnocená data rotačního testu zdravých subjektů a příslušné grafické znázornění závislosti.

Tabulka P2.1: Vyhodnocení rotace, průměrné hodnoty a rozptyly celkového vektoru úhlové rychlosti (AV) a celkového vektoru úhlového zrychlení (AA) pro pravý (R) a levý (L) vestibulární aparát

Subjekt	AV (rad/s)				AA (rad/s ²)			
	Průměr (L)	Rozptyl (L)	Průměr (R)	Rozptyl (R)	Průměr (L)	Rozptyl (L)	Průměr (R)	Rozptyl (R)
1.	2,17	3,0E-4	2,07	3,3E-4	0,44	0,05	0,45	0,07
2.	2,15	14,4E-4	2,11	14,7E-4	0,65	0,37	0,65	0,37
3.	2,22	1,0E-4	2,12	1,0E-4	0,27	0,02	0,28	0,02
4.	2,16	1,7E-4	2,09	1,7E-4	0,38	0,03	0,39	0,04
5.	2,16	2,7E-4	2,11	2,7E-4	0,45	0,05	0,47	0,06
6.	2,18	4,9E-4	2,08	4,6E-4	0,44	0,46	0,44	0,48
7.	2,16	6,5E-4	2,14	6,7E-4	0,68	0,11	0,69	0,11
8.	2,24	15,6E-4	2,13	10,2 E-4	0,44	0,37	0,45	0,38
9.	2,20	7,0E-4	2,10	7,7E-4	0,61	0,27	0,62	0,28
10.	2,16	2,7E-4	2,11	2,6E-4	0,38	0,04	0,39	0,04
11.	2,23	3,1E-4	2,09	2,5E-4	0,42	0,05	0,42	0,04
12.	2,16	1,3E-4	2,09	1,2E-4	0,32	0,02	0,33	0,03
13.	2,22	18,6E-4	2,10	16,5E-4	0,61	0,17	0,59	0,16
14.	2,18	11,0E-4	2,10	9,4E-4	0,56	0,10	0,59	0,10
15.	2,14	2,0E-4	2,11	4,5E-4	0,39	0,04	0,40	0,04
16.	2,08	3,3E-4	2,07	3,3E-4	0,44	0,08	0,46	0,07

Tabulka P2.2: Vyhodnocení rotace, velikosti nalezených překmitů po zastavení křesla ve celkovém vektoru úhlové rychlosti (AV), celkovém vektoru translačního zrychlení (ACC) a doba ustálení úhlové rychlosti po zastavení křesla, pro pravý (R) a levý (L) vestibulární aparát

Subjekt	Doba ustálení (s)		Překmit v AV (rad/s)		Překmit v ACC (m/s ²)	
	L	R	L	R	L	R
1.	1,96	1,94	0,47	0,47	9,98	9,67
2.	2,32	2,26	0,56	0,57	9,94	9,59
3.	1,46	1,3	0,34	0,35	10,26	9,94
4.	2,42	2,3	0,32	0,28	9,94	9,68
5.	1,38	1,4	0,65	0,68	9,99	9,73
6.	1,36	1,06	0,48	0,46	10,16	9,68
7.	2,86	2,88	0,42	0,43	9,92	9,89
8.	4,02	4,22	0,43	0,43	9,68	9,07
9.	2,4	2,42	0,51	0,56	10,06	9,68
10.	2,28	2,56	0,50	0,52	9,96	9,75
11.	2,36	1,92	0,41	0,39	10,31	9,68
12.	2,08	1,76	0,34	0,34	9,99	9,80
13.	5,02	5,18	0,51	0,52	10,32	9,73
14.	2,04	2,44	0,53	0,52	9,83	9,73
15.	0,94	1,12	0,43	0,45	9,88	9,62
16.	3,3	2,74	0,69	0,72	9,76	9,66

Tabulka P2.3: Vyhodnocení rotace, zpracované průměrné hodnoty celkového vektoru úhlové rychlosti (AV) během rotační fáze křesla (minimální a maximální hodnota, medián, kvartily Q1 a Q3), pro pravý (R) a levý (L) vestibulární aparát

Průměrné hodnoty AV v ROT (rad/s)		
	L	R
Min	2,08	2,07
Max	2,24	2,14
Q1	2,16	2,09
Medián	2,17	2,10
Q3	2,21	2,11

Tabulka P2.4: Vyhodnocení rotace, zpracované hodnoty doby ustálení celkového vektoru úhlové rychlosti (AV) po různém zastavení rotačního křesla (minimální a maximální hodnota, medián, kvartily Q1 a Q3), pro pravý (R) a levý (L) vestibulární aparát

Doba ustálení AV (s)		
	L	R
Min	0,94	1,06
Max	4,02	4,22
Q1	1,71	1,58
Medián	2,30	2,28
Q3	2,64	2,65

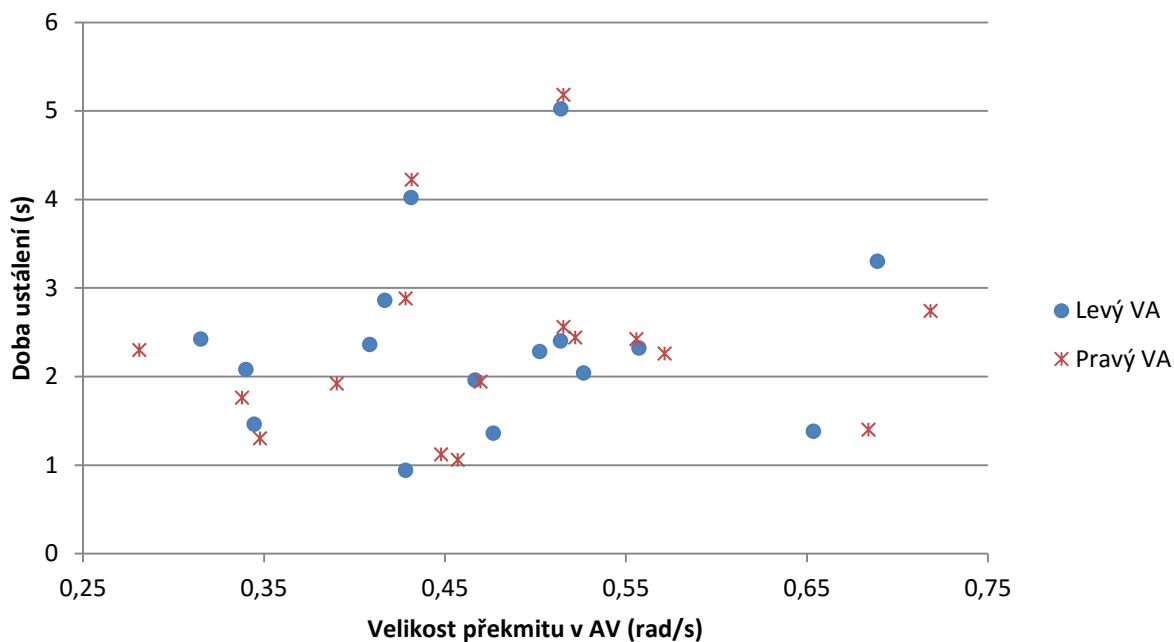
Tabulka P2.5: Vyhodnocení rotace, zpracované hodnoty velikosti překmitu celkového vektoru úhlové rychlosti (AV) po různém zastavení rotačního křesla (minimální a maximální hodnota, medián, kvartily Q1 a Q3), pro pravý (R) a levý (L) vestibulární aparát

Velikost překmitu v AV (rad/s)		
	L	R
Min	0,32	0,28
Max	0,65	0,72
Q1	0,41	0,42
Medián	0,47	0,46
Q3	0,52	0,53

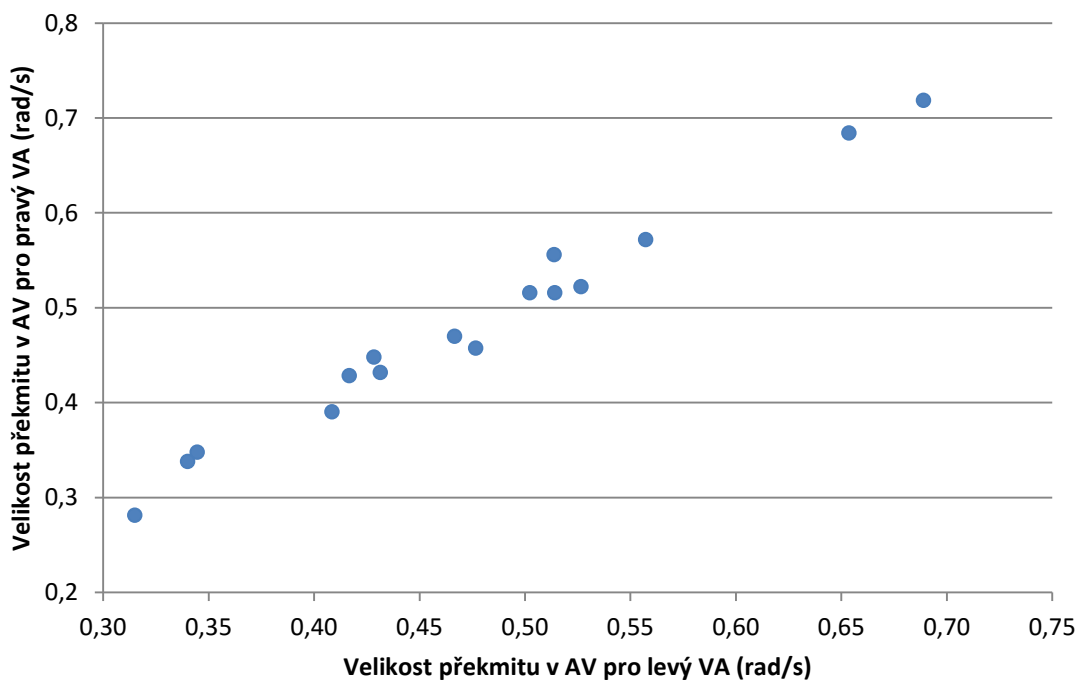
Tabulka P2.6: Vyhodnocení rotace, zpracované hodnoty velikosti překmitu celkového vektoru lineární akcelerace (ACC) po různém zastavení rotačního křesla (minimální a maximální hodnota, medián, kvartily Q1 a Q3), pro pravý (R) a levý (L) vestibulární aparát

Velikost překmitu v ACC (m/s²)		
	L	R
Min	9,68	9,59
Max	10,32	9,80
Q1	9,91	9,67
Medián	9,97	9,68
Q3	10,08	9,74

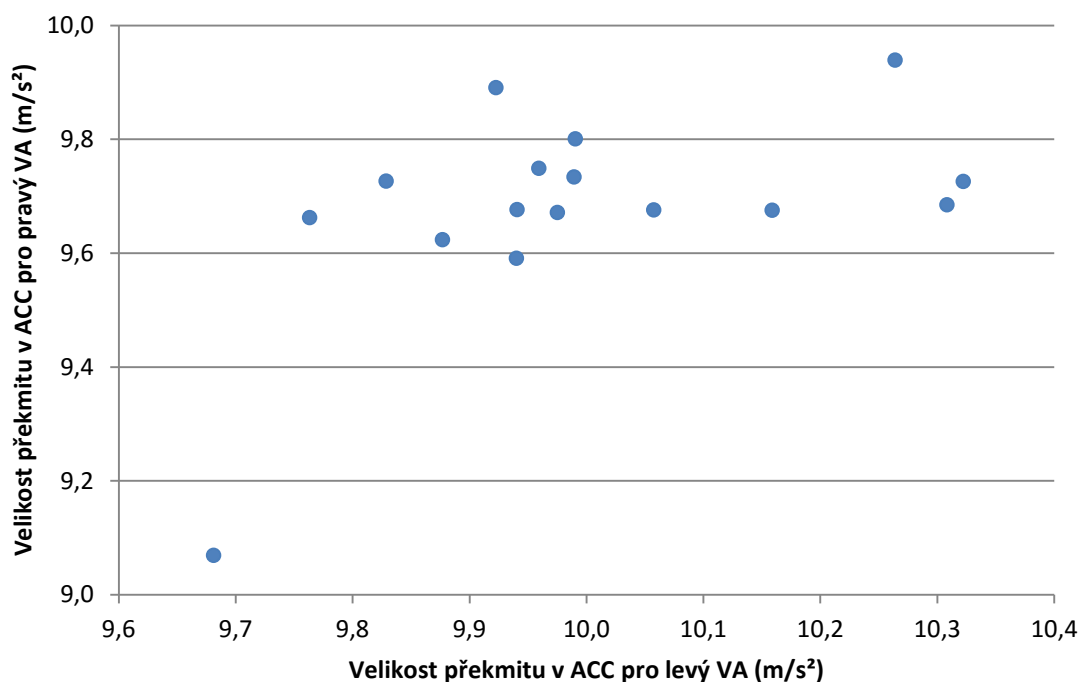
Obrázek P2.1: Vyhodnocení rotace, grafické znázornění korelace mezi dobou ustálení celkového vektoru úhlové rychlosti a velikostí překmitu v celkovém vektoru úhlové rychlosti



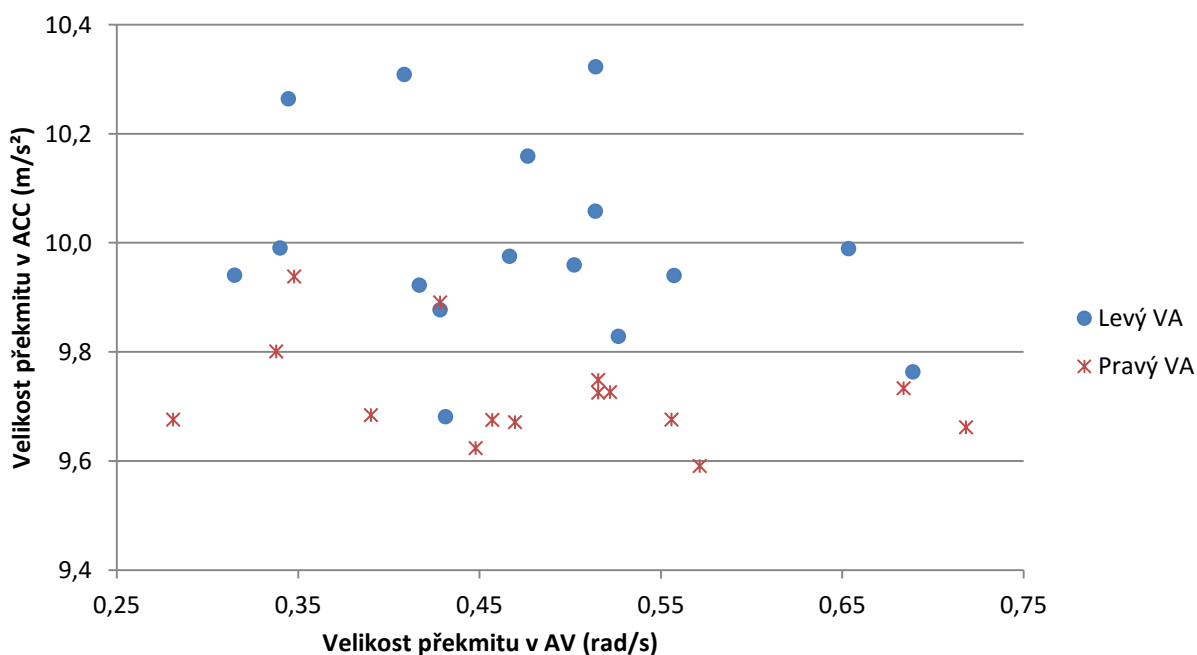
Obrázek P2.2: Vyhodnocení rotace, grafické znázornění korelace mezi velikostí překmitu po zastavení křesla, v celkovém vektoru úhlové rychlosti (AV) pravého a levého vestibulárního aparátu



Obrázek P2.3: Vyhodnocení rotace, grafické znázornění korelace mezi velikostí překmitu po zastavení křesla, v celkovém vektoru lineárního zrychlení (ACC) pravého a levého vestibulárního aparátu



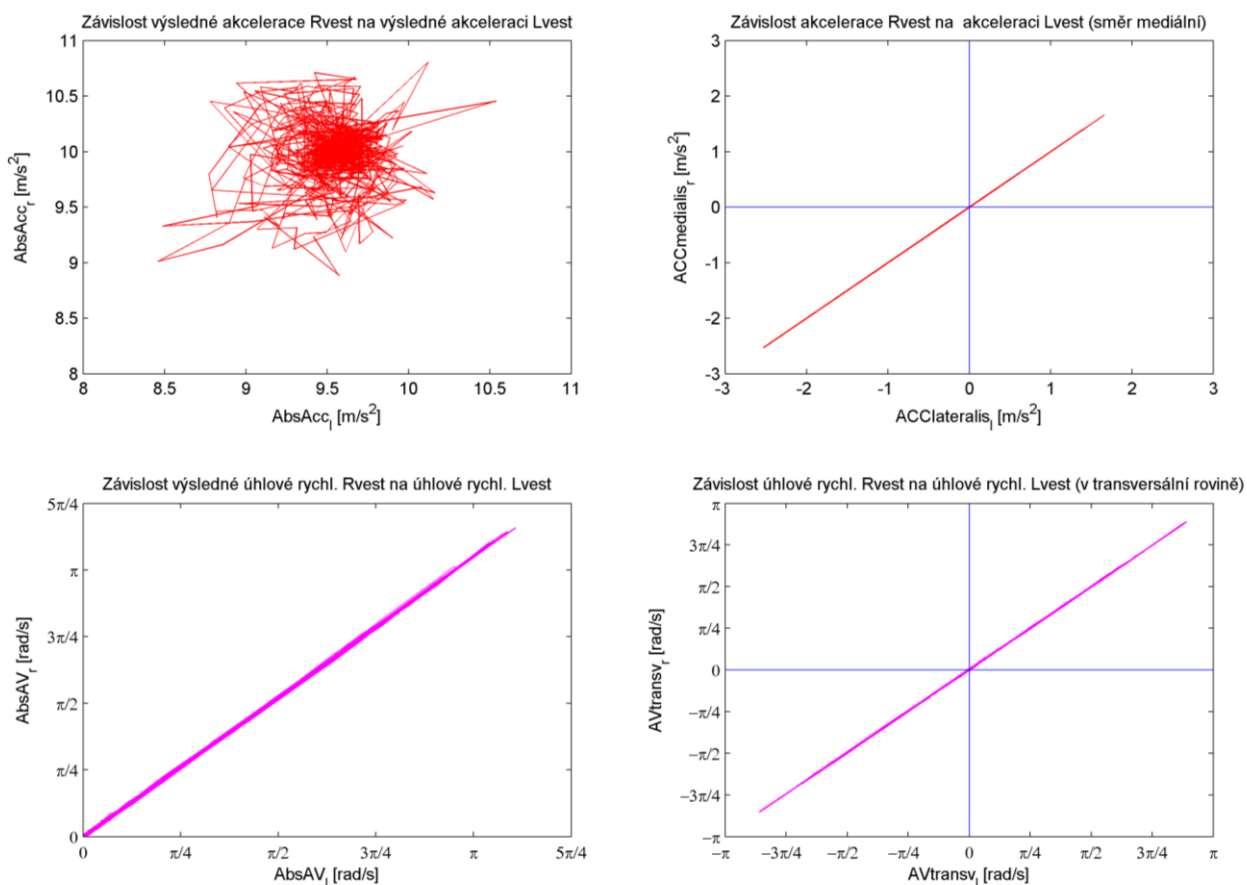
Obrázek P2.4: Vyhodnocení rotace, grafické znázornění korelace mezi velikostí překmitu v celkovém vektoru úhlové rychlosti (AV) a jemu odpovídající hodnotě celkového vektoru lineárního zrychlení (ACC) po zastavení křesla, pro pravý a levý vestibulární aparát



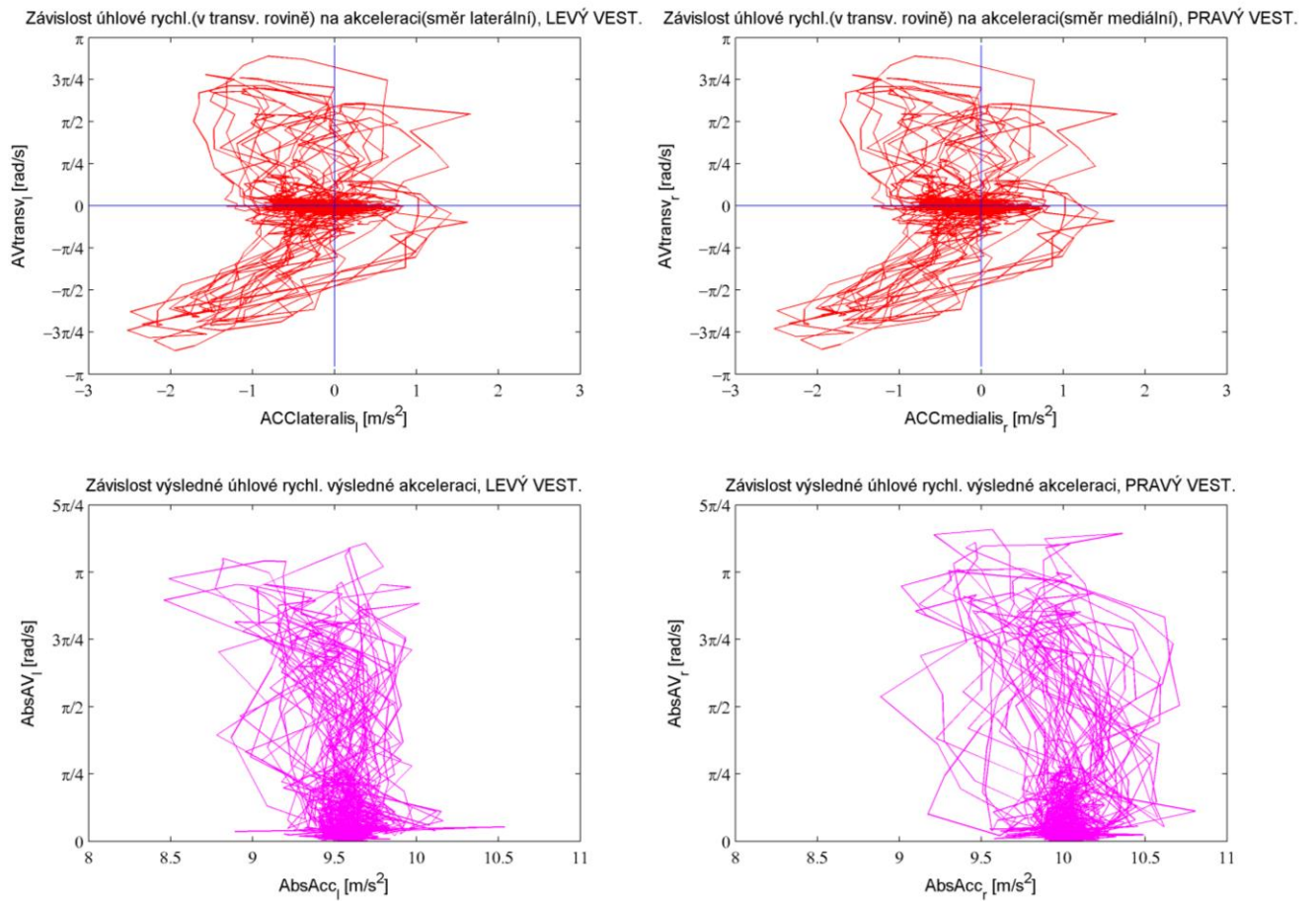
Příloha 3 – Grafy symetrií a stranových rozdílů

V této části uvádím přehled grafické zpracování naměřených dat z HIT testu pro jeden konkrétní subjekt, znázornění symetrií a stranových rozdílů pro data úhlové rychlosti, úhlového zrychlení a lineární akcelerace, jejich celkových vektorů a složek vektorů v dominantních rovinách. Grafická zpracování pro všechny subjekty jsou k dispozici na CD.

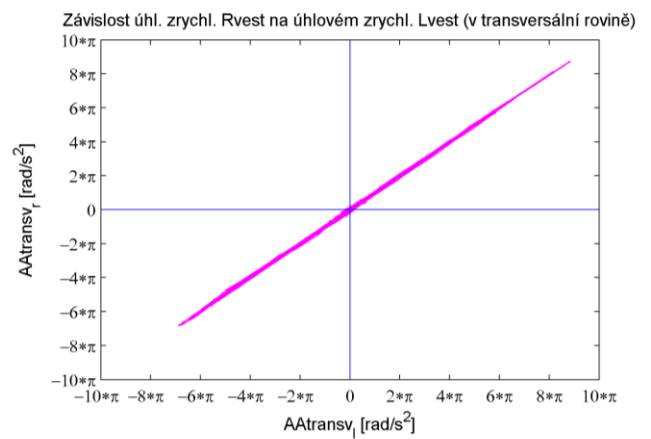
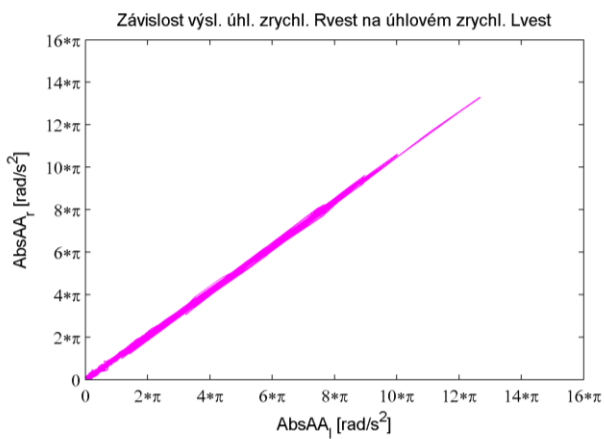
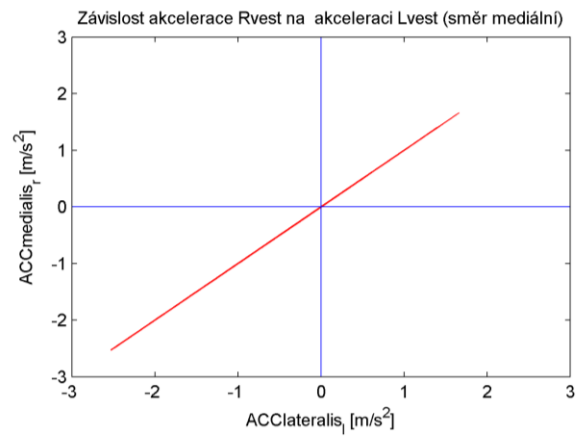
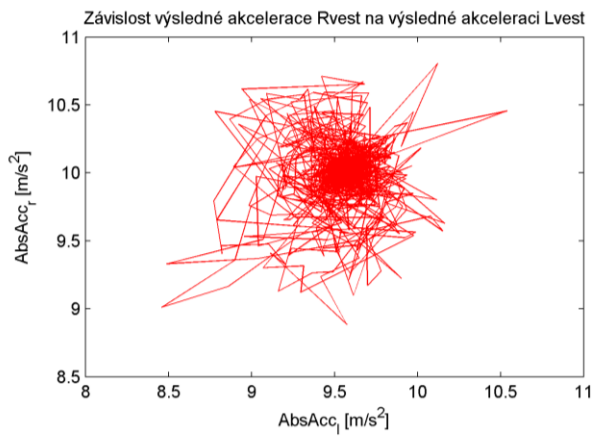
Obrázek P3.1: Vyhodnocení HIT, Grafické znázornění symetrií závislostí úhlové rychlosti a lineární akcelerace pravého a levého VA pro celkové vektory (vlevo) a dominantní roviny (vpravo)



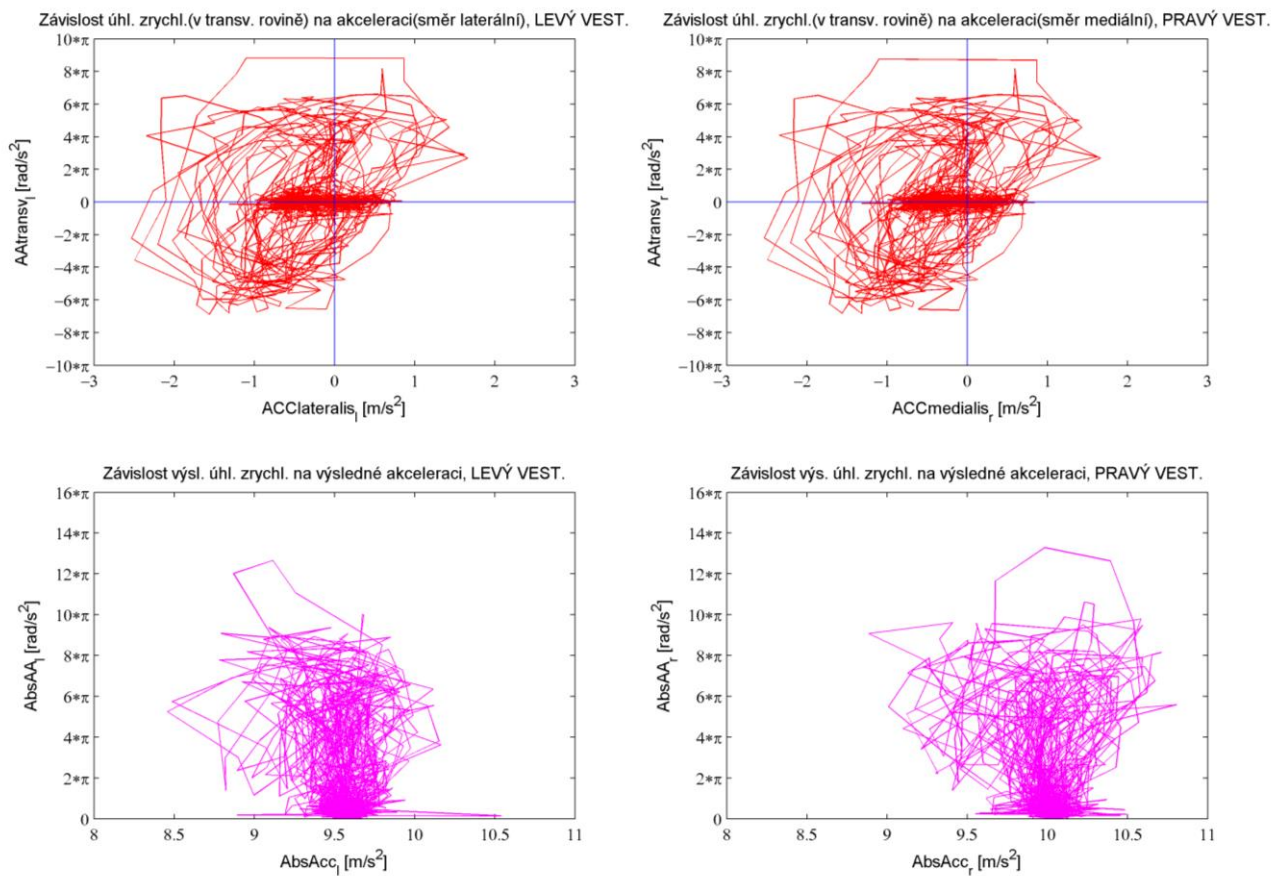
Obrázek P3.2: Vyhodnocení HIT, Grafické znázornění pro porovnání vztahů úhlové rychlosti a lineární akcelerace mezi pravým (vpravo) a levým (vlevo) rovnovážným ústrojím pro dominantní roviny a celkové vektory



Obrázek P3.3: Vyhodnocení HIT, Grafické znázornění symetrií závislostí úhlového zrychlení a lineární akcelerace pravého a levého VA pro celkové vektory (vlevo) a dominantní roviny (vpravo)

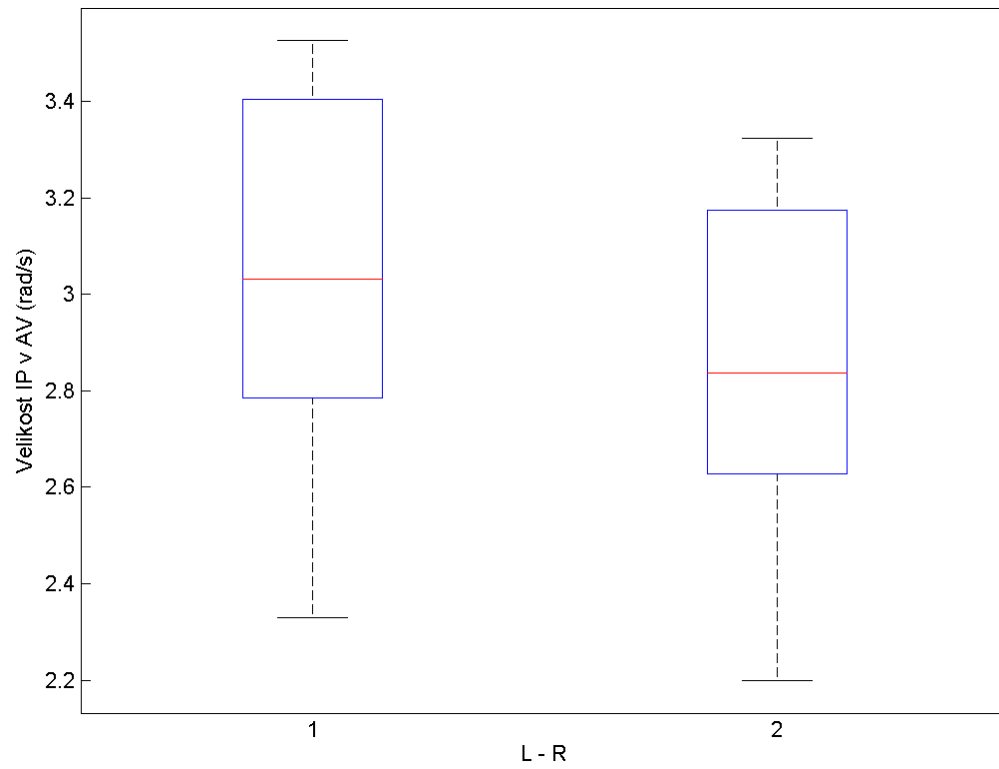


Obrázek P3.4: Vyhodnocení HIT, Grafické znázornění pro porovnání vztahů úhlového zrychlení a lineární akcelerace mezi pravým (vpravo) a levým (vlevo) rovnovážným ústrojím pro dominantní roviny a celkové vektory

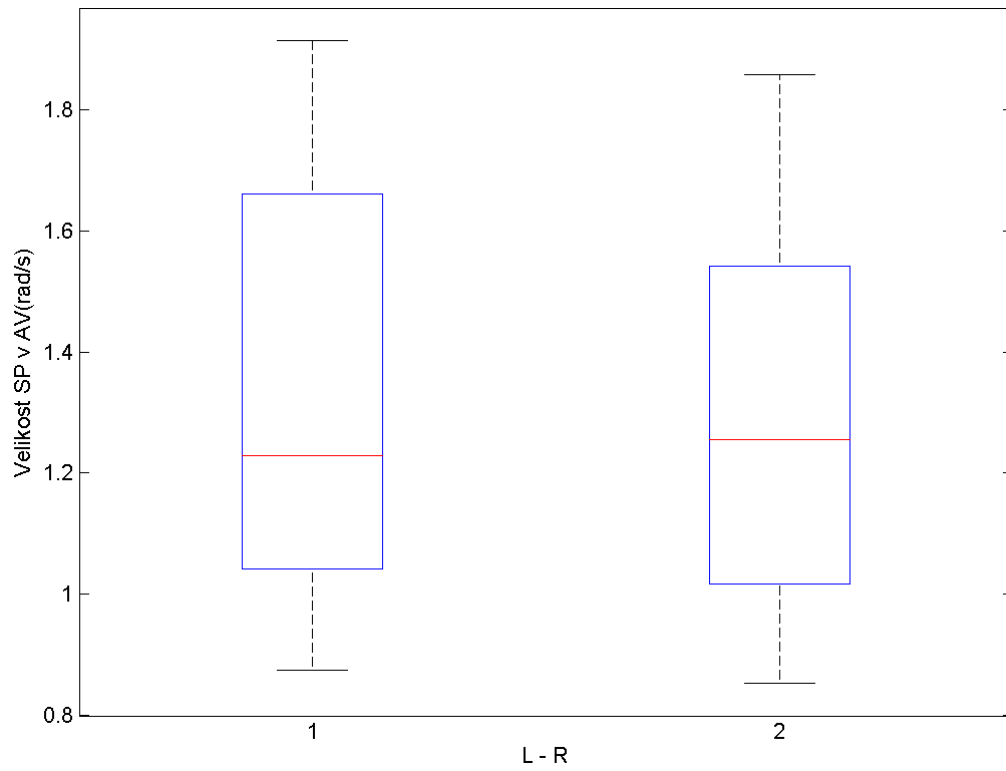


Příloha 4 – Krabicové grafy vybraných parametrů HIT

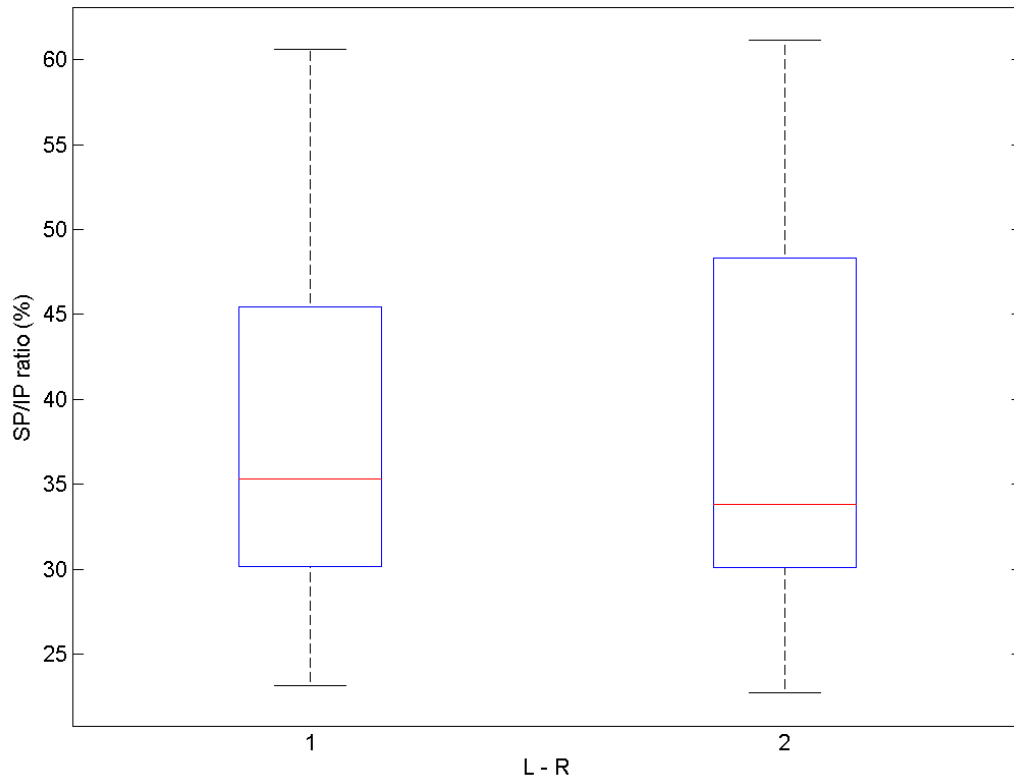
Obrázek P4.1: Velikosti IP konkrétního měření během HIT pro celkový vektor úhlové rychlosti



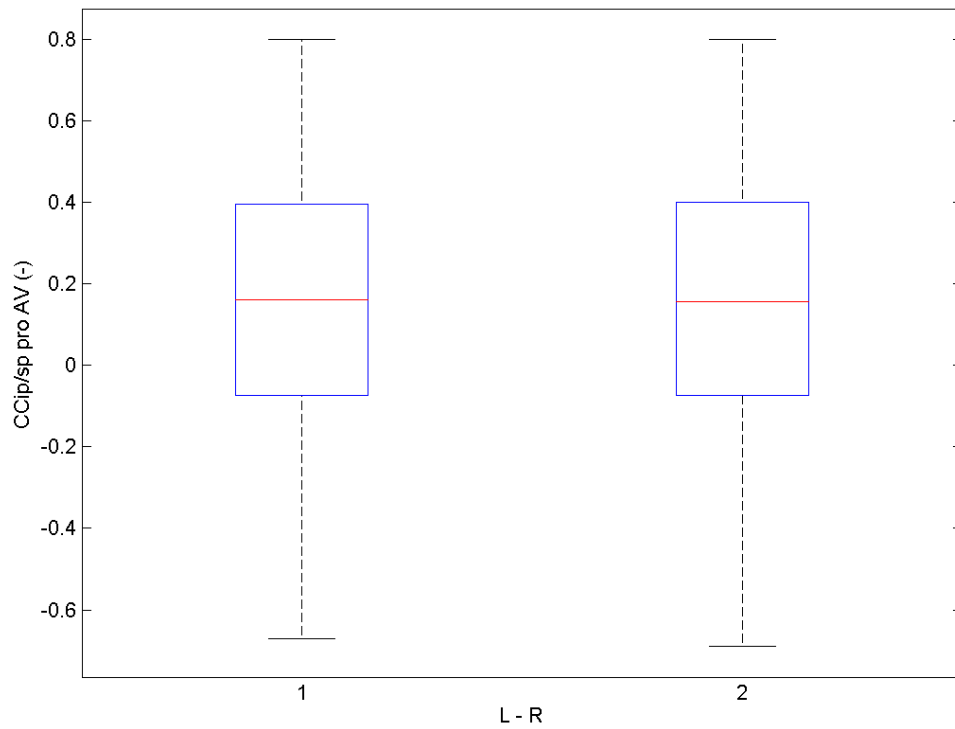
Obrázek P4.2: Velikosti SP konkrétního měření během HIT pro celkový vektor úhlové rychlosti



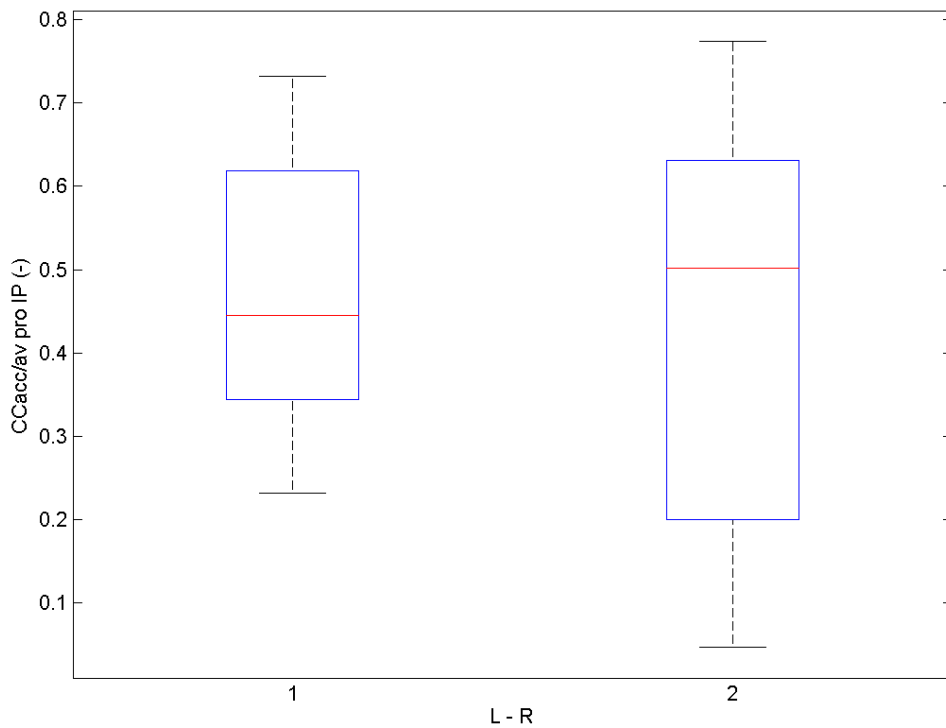
Obrázek P4.3: Velikosti IP/SP ratio napříč měřeními HIT



Obrázek P4.4: Velikosti korelačních koeficientů mezi velikostmi iniciačních a reakčních vrcholů nalezených v úhlové rychlosti během HIT

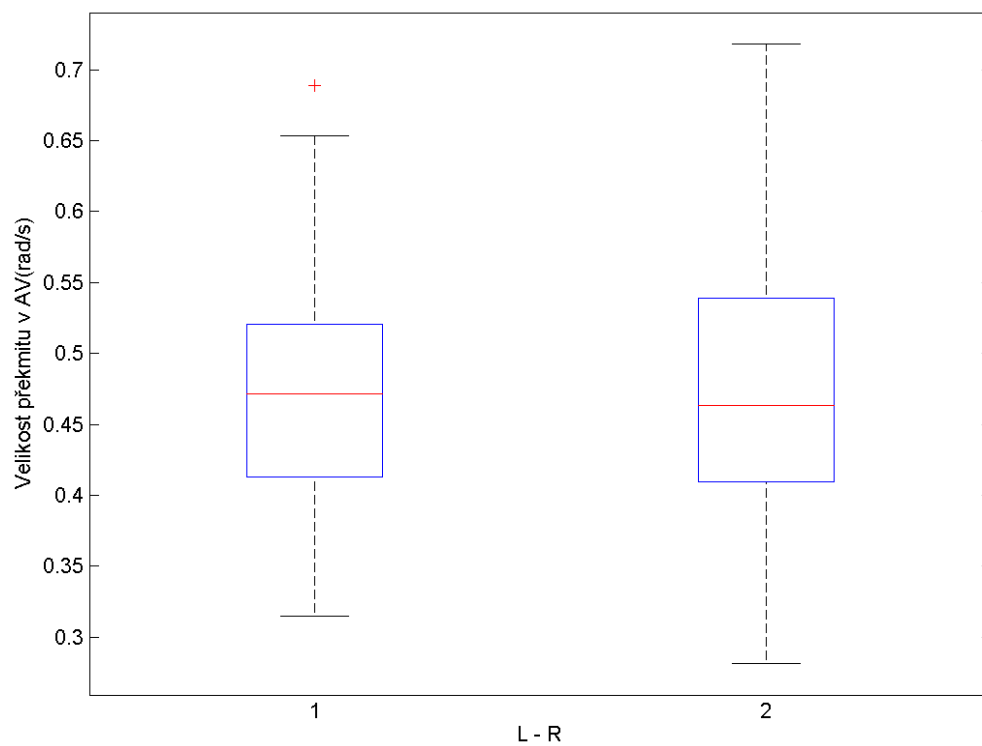


Obrázek P4.5: Velikosti korelačních koeficientů mezi IP nalezenými v celkovém vektoru úhlové rychlosti a celkovém vektoru lineárního zrychlení

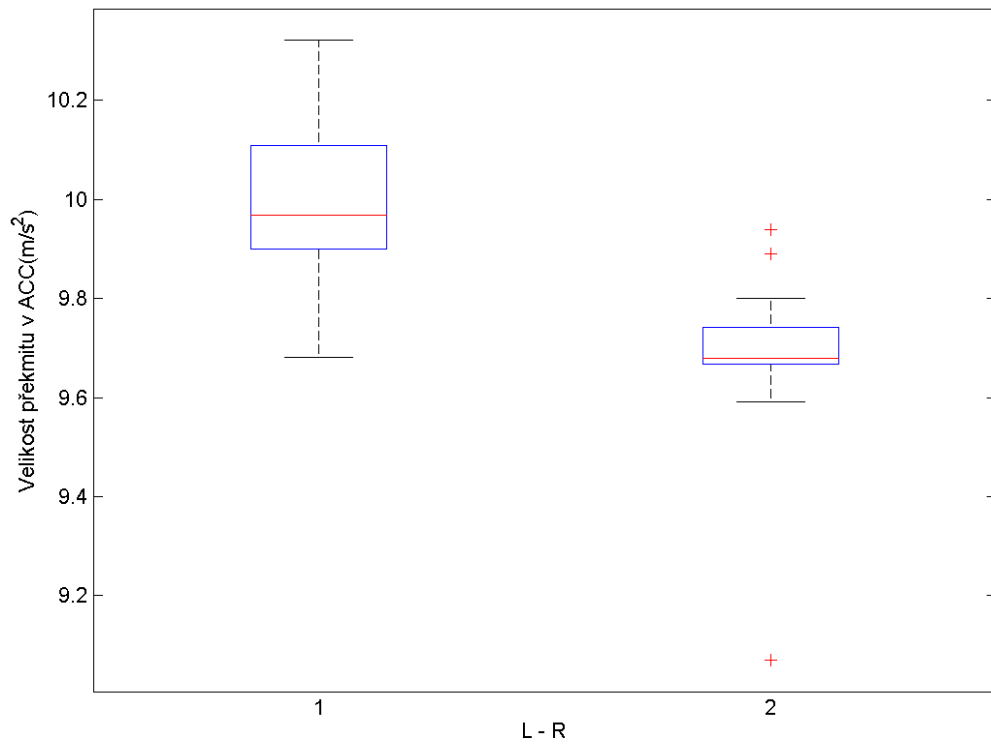


Příloha 5 – Krabicové grafy vybraných parametrů rotačního testu

Obrázek P5.1: Velikosti překmitů vzniklých prudkým zastavením křesla nalezených v celkovém vektoru úhlové rychlosti



Obrázek P5.2: Velikosti překmitů vzniklých prudkým zastavením křesla nalezených v celkovém vektoru lineárního zrychlení



Obrázek P5.3: Doba ustálení celkového vektoru úhlové rychlosti po prudkém zastavení křesla

