

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE



TEZE K DISERTAČNÍ PRÁCI

České vysoké učení technické v Praze
Fakulta biomedicínského inženýrství
Katedra biomedicínské techniky

Ing. Petr Volf

**ANALÝZA OČNÍCH POHYBŮ A POHYBŮ HLAVY PŘI
EXCENTRICKÉ ROTACI ČLOVĚKA**

Doktorský studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínská a klinická technika

Teze disertace k získání akademického titulu "doktor", ve zkratce "Ph.D."

Kladno, září 2020

Disertační práce byla vypracována v prezenční formě doktorského studia na katedře biomedicínské techniky Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze.

Uchazeč: Ing. Petr Volf
Katedra biomedicínské techniky
Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze
nám. Sítňá 3105, 272 01 Kladno

Školitel: doc. Ing. Jiří Hozman, Ph.D.
Katedra biomedicínské techniky
Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze
nám. Sítňá 3105, 272 01 Kladno

Školitel specialista:
as. MUDr. Rudolf Černý, CSc.
Neurologická klinika 2. LF UK a FN Motol
Fakultní nemocnice v Motole
V Úvalu 84, 150 06 Praha 5

Oponenti:
.....
.....

Teze byly rozeslány dne:

Obhajoba disertace se koná dne v hod. před komisí pro obhajobu disertační práce ve studijním oboru Biomedicínská a klinická technika v místnosti č. Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze.

S disertací je možno se seznámit na děkanátu Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze, na oddělení pro vědu, výzkum a zahraniční styky, nám. Sítňá 3105, 272 01 Kladno 2.

prof. Ing. Peter Kneppo, DrSc., dr. h. c.
předseda komise pro obhajobu disertační práce
ve studijním oboru
Biomedicínská a klinická technika
Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT,
nám. Sítňá 3105, 272 01 Kladno

Obsah

1	Úvod.....	8
2	Přehled současného stavu.....	9
2.1	Vestibulární systém	9
2.1.1	Vestibulookulární reflex	9
2.3	Poruchy vestibulární funkce	10
2.3.1	Benigní paroxysmální polohové vertigo	10
2.3.2	Ménièreova choroba	10
2.3.3	Vestibulární schwannom	10
2.4	Metody vyšetření poruch vestibulárního systému	11
2.4.1	Pulzní rotační test	11
2.4.2	Vyšetření na Bárányho rotačním křesle	12
2.5	Videookulografie	13
2.5.1	Segmentace obrazu	14
2.5.2	Fast and robust ellipse detection algorithm	14
2.6	Metody měření polohy a pohybu hlavy	14
2.7	Metody nelineární analýzy	14
3	Stanovení hypotéz a cílů práce.....	16
3.1	Ověření excentricity rotace při pulzním rotačním testu.....	16
3.2	Pohyb očí při pulzním rotačním testu	16
3.3	Bilaterální a unilaterální stimulační na Bárányho rotačním křesle	16
4	Metody	17
4.1	Ověření excentricity rotace při pulzním rotačním testu	17
4.1.1	Materiály.....	17
4.1.2	Měření.....	18
4.1.3	Zpracování naměřených dat.....	19

4.1.4	Vyhodnocení naměřených dat	22
4.2	Ověření excentricity rotace při pulzním rotačním testu	23
4.2.1	Materiály	23
4.2.2	Měření	23
4.2.3	Zpracování naměřených dat a statistické vyhodnocení	24
4.3	Bilaterální a unilaterální stimulace na Bárányho rotačním křesle	25
4.3.1	Materiály	25
4.3.2	Měření	26
4.3.3	Zpracování naměřených dat	27
4.3.4	Standardní metody analýzy	29
4.3.5	Nelineární metody analýzy	29
4.3.6	Statistické vyhodnocení	32
5	Výsledky	33
5.1	Ověření excentricity rotace při pulzním rotačním testu	33
5.1.1	Časová závislost kinematických proměnných	33
5.1.2	Vzájemná závislost kinematických proměnných	33
5.2	Ověření excentricity rotace při pulzním rotačním testu	34
5.3	Bilaterální a unilaterální stimulace na Bárányho rotačním křesle	35
5.3.1	Standardní metody analýzy	35
5.3.2	Nelineární metody analýzy	35
5.3.3	Vyhodnocení hypotéz	37
5.4	Korelace mezi parametry jednotlivých metod	38
6	Diskuze	40
6.1	Ověření excentricity rotace při pulzním rotačním testu	40
6.2	Pohyb očí při pulzním rotačním testu	41
6.3	Bilaterální a unilaterální stimulace na Bárányho rotačním křesle	42

Seznam v tezi použité literatury	44
Publikační činnost a ostatní vědecká činnost.....	52
Resumé	59

1 Úvod

Schopnost správného vnímání polohy v prostoru spolu s udržení statické a dynamické posturální stability je pro člověka, jakožto tvora s bipedálním vzpřímeným postojem, nezbytná. Udržení stability takového systému je netriviální problematikou vyžadující správnou funkci pokročilých sensorických systémů, jejichž agregovaná informace je spolu se správnou cerebrální funkcí podkladem pro adekvátní motorickou odezvu. Mezi tyto sensorické systémy se řadí propriocepce (svalová, šlachová, kloubní), vestibulární systém a zrak, přičemž dysfunkce těchto systémů mohou vést ke zhoršení kvality života (QOL) [1]. Dále se může jednat o snížení QOL přímo v důsledku nesprávné funkce daného sensorického systému. V případě vestibulárního systému se může jednat např. o vestibulární vertigo, u něhož se dokonce udává vyšší vliv na QOL oproti dalším třem hlavním komplikacím spojených s unilaterálním vestibulárním schwannomem, mezi které patří ztráta sluchu, tinnitus a problémy se stabilitou [2]. Mezi možnosti hodnocení funkce vestibulárního systému patří např. využití vestibulookulárního reflexu (VOR), který je nejjednodušším cerebrálně kontrolovaným motorickým systémem [3]. K hodnocení VOR je možné využít videokulografii (VOG), případně infračervenou videokulografii (IR-VOG) v rámci tzv. pulzního rotačního testu (HIT) zaznamenávaného videem (vHIT). Pro potřeby vyhodnocení záznamu VOG se nově začínají využívat metody nelineární analýzy [4], avšak jejich aplikace v případě vyšetření funkce vestibulárního systému za využití VOR nebyla doposud prezentována.

Další možností je místo HIT jako stimul využít rotaci na Bárányho rotačním křesle. Výhodou aplikace stimulu Bárányho rotačním křeslem je oproti HIT jeho vysoká úroveň opakovatelnosti. V případě HIT se naopak dá očekávat různá stimulační labyrintů vestibulárního systému v důsledku individuálního stimulu HIT indukovaného vyšetřujícím lékařem. To může mít za následek nenulový zisk (Gain) VOR i v případě stimulační a vyšetřovací polokruhového kanálku, který je součástí labyrintu, u něhož došlo ke ztrátě funkce např. v důsledku neurektomie vestibulárního nervu v rámci resekce vestibulárního schwannomu. Disertační práce se s ohledem na tento klinický předpoklad, spolu s možností vyhodnocení pohybu oka při stimulaci na Bárányho rotačním křesle, dále zaměřuje na ověření vlivu individuálního, vyšetřujícího lékařem indukovaného stimulu v průběhu HIT.

2 Přehled současného stavu

2.1 Vestibulární systém

Vestibulární systém nacházející se v labyrintu vnitřního ucha je párovým orgánem, jehož hlavní úlohou je poskytovat informace o změně polohy hlavy na základě změny úhlové rychlosti (úhlového zrychlení) a změny lineární rychlosti (lineárního zrychlení) [5]. Bilaterální anatomická organizace vestibulárního systému umožňuje substituci v případě unilaterálního selhání [6].

Informaci o úhlovém zrychlení ve třech osách poskytuje trojice na sebe kolmých polokruhových kanálků: canalis semicircularis – anterior (přední), posterior (zadní) a lateralis (horizontální). Tyto kanálky obsahují viskózní kapalinu tzv. endolymfu a jsou spojeny s rozšířenou výdutí neboli ampulou, která za využití krystalků uhličitánu vápenatého ve formě tzv. otolitů stimuluje vláskové receptorové buňky (stereocilie, kinocilie) zanořené v rosolovité hmotě tzv. kupule s hustotou stejnou jako má endolymfa [7].

Informaci o lineárním zrychlení poskytuje dvojice váčků (utríkulus, sakulus), které, stejně jako polokruhové kanálky, využívají stimulační vláskových buněk pomocí otolitů. Utríkulus detekuje lineární zrychlení v anteroposteriorním a laterálním směru. Sakulus pak ve směru kraniokaudálním.

Metastudie [8] prezentuje prahovou hodnotu stimulační polokruhových kanálků s průměrnými hodnotami v rozsahu $0,37\text{--}3 \text{ }^\circ/\text{s}^2$ a krajními hodnotami $0,04 \text{ }^\circ/\text{s}^2$ resp. $5 \text{ }^\circ/\text{s}^2$.

Prahová hodnota stimulační utrikulu je ve směru anteroposteriorním: $8,5 \text{ cm/s}^2$ [9], $6,3 \text{ cm/s}^2$ [10], $1,8\text{--}6,3 \text{ cm/s}^2$ [11] a laterálním: $6,5 \text{ cm/s}^2$ [9], $5,7 \text{ cm/s}^2$ [10], $1,9\text{--}5,7 \text{ cm/s}^2$ [11]. V případě kraniokaudálního směru je prahová hodnota senzitivity signifikantně vyšší: $15,4 \text{ cm/s}^2$ [10].

2.1.1 Vestibulookulární reflex

Informace z vestibulárního systému jsou použity pro kompenzační pohyby očí (VOR) [5] a spolu s informacemi z dalších senzoriálních systémů (zrak, propriocepce) přispívají k udržení statické a dynamické rovnováhy [12].

VOR má za úkol zejména stabilizovat obraz na sítnici při pohybu hlavy a těla za pomoci polokruhových kanálků, utrikulu a sakulu v kombinaci s centrálním zpracováním a svalovou okulomotorickou odezvou [13]. Spolu s VOR se na stabilizaci sítnicového obrazu podílí optokinetický reflex (OKR), který využívá

informace přímo ze sítnice vyvolané změnami v zorném poli [14]. Zatímco VOR má zpoždění cca 10 ms [15], OKR má zpoždění cca 100 ms [16].

Nystagmus je patologickým i nepatologickým projevem rytmického konjugovaného pohybu očních bulvů [17]. Typicky je tvořen bifázicky (pomalou – tonicou vestibulární složkou a rychlou – kompenzační kortikální složkou) [17]. Nejčastější je horizontální nystagmus [17]. Vertikální, torzní, případně kombinovaný nystagmus je vzácný [17].

2.3 Poruchy vestibulární funkce

2.3.1 Benigní paroxysmální polohové vertigo

Benigní paroxysmální polohové vertigo (BPPV) je nejčastější poruchou způsobující vertigo, které může přetrvávat od hodin až po mnoho let [18]. Patofyziologie BPPV byla nejdříve popisována teorií kupulolitiázy [19], zjednodušeně vysvětlující přestup otolitů z utrikulu do kupuly polokruhových kanálků. Tato teorie byla později rozšířena v rámci tzv. kanalolitiázy [20], popisující volný pohyb otolitů uvolněných z utrikulu až do polokruhových kanálků [21].

2.3.2 Ménièreova choroba

Ménièreova choroba je onemocněním středního ucha, pro kterou jsou charakteristické vestibulární symptomy, sluchové symptomy a tlak [22]. Vertigo v důsledku Ménièreovy choroby může trvat v řádu minut až hodin [23]. Samotná patogeneze není jasná [22, 24], s čímž souvisí i pouze podpůrná terapie formou steroidů, gentamicinu či maloinvazivním chirurgickým zákrokem [23]. Ménièreova choroba je často doprovázena BPPV [25].

2.3.3 Vestibulární schwannom

Vestibulární schwannom je benigní intrakraniální tumor vestibulárního nervu [26]. Léčba se skládá z pozorování, stereotaktické radiochirurgie, frakcionované radioterapie a mikrochirurgie [26]. Incidence vestibulárního schwannomu je cca 19 na 1000000/rok [27]. Klinická studie na 122 pacientech prokázala průměrnou velikost tumoru 21 mm, přičemž u pacientů byly zaznamenány: ztráta sluchu (94 %), tinnitus (83 %) a ataky vertiga (49 %), jehož střední doba byla od 5 minut do 4 hodin s mírnou (37 %) nebo střední (32 %) intenzitou [28]. Oproti ostatním typům vertiga byla zjištěna absence (63 %) nebo nízká (18 %) nevolnost [28]. Spontánní nystagmus byl přítomen u 46 % pacientů [28].

2.4 Metody vyšetření poruch vestibulárního systému

2.4.1 Pulzní rotační test

Nejjednodušší metodou pro vyšetření VOR je zrková kontrola lékařem na denním světle [29]. Takové vyšetření je založeno na sledování nystagmických pohybů oka vyvolaných rychlými změnami polohy hlavy nebo celé horní poloviny těla. Horizontální nebo vertikální nystagmy, které jsou vyvolány rychlým rotačním pohybem hlavy, se označují jako HIT.

HIT, poprvé popsán v roce 1988 [30], je jednoduchý manévr pro vyšetření funkce vestibulárního systému použitelný pro izolované vyšetření polokruhových kanálků [31]. Zatímco vyšetřující rychlým rotačním pohybem pohne pacientovi hlavou z jedné pozice do druhé v horizontální nebo vertikální rovině, pacient fixuje pohled na cíl (obvykle na nos vyšetřujícího). Časově a směrově náhodné horizontální stimulační impulsy hlavy jsou prováděny v rozsahu $5-20^\circ$ s úhlovou rychlostí $50-250^\circ/s$ a zrychlením $750-5000^\circ/s^2$ [32, 33]. Přestože se jedná o nenáročné vyšetření, jeho senzitivita je velmi nízká. Jedním z důvodů je skutečnost, že vestibulární odpověď je výrazně inhibována zrakovou fixací [34].

VOR je obtížné pozorovat bez možnosti záznamu [30, 32]. Z tohoto důvodu je HIT běžně kombinován s VOG, případně SSC (search scleral coil) [33]. Výhodou SSC je menší počet artefaktů, avšak za cenu značné invazivnosti [33].

Stávající systémy vHIT využívají jeden tříosý gyroskop, případně gyroakcelerometr umístěný v konstrukci brýlí pro VOG. Z toho vyplývá jejich nevýhoda spočívající v nemožnosti určení lineárního zrychlení, které působí na labyrint vestibulárního systému.

Mezi vHIT systémy patří např. ICS Impulse System (GN Otometrics, Denmark), který byl porovnán s SSC, kalorickou zkouškou a testem na rotačním křesle [35]. Snímkovací frekvence brýlí ICS Impulse System (GN Otometrics, Denmark) je 250 Hz, přičemž nevýhodou je možnost pouze monokulárního měření pravého oka. Dalším systémem je EyeSeeCam® (Interacoustics, USA) s možností paralelního záznamu obou očí.

HIT prokázal schopnost odhalit zbytkovou vestibulární funkci při Ménièreově chorobě u stavů, kdy není nalezena odpověď na kalorický test [36]. V případech neurektomie vestibulárního nervu v důsledku resekce vestibulárního schwannomu byla zjištěna odpověď VOR při horizontální stimulaci zasaženého labyrintu [37], která může být způsobena zachováním nervových vláken. Reziduální nervová vlákna byla nalezena na snímcích magnetické rezonance po vestibulární

neurektomií v rámci léčby Ménièreovy choroby, kde mohou být příčinou přetrvávající vestibulární funkce a atak [38].

2.4.2 Vyšetření na Bárányho rotačním křesle

Rotační křesla vycházející z původního Bárányho návrhu byla široce využívána k tréninku pilotů a studiu funkce polokruhových kanálků [39]. Modifikovaná křesla s možností laterálního vychýlení osy rotace umožňují kromě bilaterální stimulace i unilaterální stimulaci labyrintů vestibulárního systému v rámci např. utrikulárních odevy (UOR) při vyšetření funkce otolitových orgánů [40, 41, 42, 43].

Bilaterální stimulace

Za bilaterální se označuje stimulace, kdy osa rotace prochází longitudinální osou těla. V takovém případě jsou radiálnímu zrychlení vystaveny oba labyrinty. Výsledná lineární (radiální) zrychlení působící na levý a pravý labyrint jsou stejná s opačným směrem.

Často se za bilaterální vyšetření považuje prostý náklon hlavy, kdy je stimulace tvořena tíhovým zrychlením [41]. V tomto případě je velikost i směr vektorů lineárního zrychlení stejný.

Unilaterální stimulace

Klinickým požadavkem je možnost izolovaného vyšetření levého a pravého labyrintu vestibulárního systému. Řešení za využití unilaterální centrifugace pro potřeby vyšetření utrikulární funkce prezentoval jako první v roce 1970 Yegorov [44].

V průběhu unilaterálního testování funkce utrikulu je, na rozdíl od bilaterální stimulace, aplikován posun osy rotace o cca 3,5-4 cm laterálně s ohledem na interutrikulární vzdálenost (IUD) tak, aby nová vertikální osa rotace procházela labyrintem, který nemá být vystaven lineárnímu (radiálnímu) zrychlení.

Při unilaterální stimulaci je možné využít tzv. lichoběžníkového průběhu, při kterém se s ohledem na potřeby nulové stimulace polokruhových kanálků využívá konstantní úhlová rychlost (fáze plató) [41].

Standardně se při rotačních testech využívají úhlové rychlosti křesla cca 300-400 °/s s úhlovým zrychlením do fáze plató 3-5 °/s² a laterálním vychýlením 3,5-4 cm [41, 45, 46].

Hodnocení VOR na rotačním křesle

Pro kvantitativní hodnocení VOR na rotačním křesle se dříve využívaly parametry zisku (Gain), fáze a asymetrie [47], případně průběh samotného nystagmu. Dnes je

základním parametrem hodnocení VOR rychlost pomalé složky nystagmu (SPV). Pokud se hodnota SPV spočítá pro všechny kmity, je možné ji proložit interpolační funkcí a určit parametry rychlosti poklesu a celkové intenzity [48].

V rámci vyhodnocení se nystagmus indukovaný Bárányho rotačním křeslem dále dělí na perrotiční (v průběhu rotace křesla) a postrotiční (po náhlém ukončení rotace křesla) [49]. Mezi další možné parametry vyhodnocení rotační odpovědi patří amplituda, frekvence, počet nystagmů, časová konstanta (doba vymizení) perrotičního a postrotičního nystagmu a jejich poměr [50, 51]. Dnes se však používají především parametry odvozené z SPV jednotlivých kmitů rotační odpovědi.

Vliv náklonu od vertikální osy rotace v průběhu rotačního testu na výsledný nystagmus byl nejprve pozorován u primátů bez významných rozdílů mezi druhy [52]. Při využití SCC byla při vyšetření na rotačním křesle ve tmě (rychlost rotace 60 °/s po dobu 90 s následným náhlým zastavením) pozorována změna horizontálního a vertikálního nystagmu v závislosti na náklonu hlavy (30 °) u čtyř subjektů [53]. Autoři vysvětlují nízký počet naměřených subjektů z původních sedmi na čtyři diskomfortem způsobeným SCC a nevolnost způsobující podstatou stimulu, přičemž vyjadřují hypotézu, že otolitové orgány zřejmě při pohybech hlavy přebírají některé funkce polokruhových kanálků [53]. Vliv náklonu je hodnocen za využití zejména postrotičního nystagmu, kde ipsi- a kontra- laterální náklon hlavy vedl k podstatně slabšímu a kratšímu horizontálnímu nystagmu [54]. Jednou z teorií popisujících vliv náklonu hlavy na postrotiční nystagmus je směrově specifická nelineární interakce mezi otolitovými orgány a polokruhovými kanálky [55]. Tuto teorii podporuje i neprůkaznost vlivu imaginárního náklonu hlavy na dobu postrotičního nystagmu [51]. Aplikace excentrické rotace s využitím hodnocení VOR naznačuje lineární interakci mezi otolitovými orgány a polokruhovými kanálky [56, 57, 58].

2.5 Videookulografie

Ačkoli je SSC zlatým standardem měření očních pohybů, IR-VOG je schopná poskytovat podobné výsledky při benefitu neinvazivity [59]. V některých případech však mohou brýle VOG vadit pacientům s klaustrofobií [60].

Review porovnáním VOG s EOG zaměřeným na poruchy rovnováhy a vestibulární funkce se zabýval Ganança [61], který řadí mezi hlavní výhody VOG způsob kalibrace, časové rozlišení a možnost měření i torzních pohybů oka.

3-dimenzionální (3D) IR-VOG se snímkovací frekvencí 60 Hz a 256ti úrovněmi jasů byl využit při hodnocení statického OCR [62]. 3D IR-VOG se snímkovací frekvencí cca 25-30 Hz a rozlišením 600x420 px byl využit pro hodnocení nystagmu vyvolaného VOR na rotačním křesle s úhlovou rychlostí v rozsahu 20-80 %/s [63]. 3D IR-VOG se snímkovací frekvencí 25 Hz byl použit v rámci hodnocení VOR při unilaterálním testování funkce utrikulu na rotačním křesle [41].

2.5.1 Segmentace obrazu

Pupila je nejtmařejší část obrazu s nízkou intenzitou a díky tomu je výhodné provést segmentaci metodou prahování pro potřeby binarizace [64, 65]. Dále následují s vzestupnou intenzitou řasy a oční víčka, duhovka, kůže a sklera [65].

Problematický se z pohledu prahování jeví zejména drift intezity pixelů pupily, jehož řešením může být např. adaptivní metoda prahování na základě histogramu a jeho prvního významného propadu resp. minima [65].

2.5.2 Fast and robust ellipse detection algorithm

Fast and robust ellipse detection algorithm (FREDA) je algoritmus speciálně navržený pro systémy sledování polohy oka resp. pupily umístěné na hlavě s šedotónovým záznamem obrazového signálu [66]. FREDA je založen na fast radial symmetry transform (FRST), jelikož pozice maxima radiální symetrie v obraze je rovna pozici středu pupily, díky tomu že FRST detekuje kruhové tvary v obraze [66]. V případě eliptického tvaru pupily se detekovaný střed posouvá k ohniskům dané elipsy [66]. Součástí FREDA je i kompenzace této chyby [66].

2.6 Metody měření polohy a pohybu hlavy

Pro potřeby určení polohy hlavy v prostoru se v biomedicinském inženýrství využívají metody založené na principu analýzy obrazu, elektromagnetického pole, akustického signálu apod.

Modifikovaná cyklistická helma s deseti dvouosými gyro-akcelerometry [67] byla využita k hodnocení parametrů chůze a jejího působení na labyrinty vestibulárního systému [68].

2.7 Metody nelineární analýzy

Metody nelineární analýzy jsou často využívány v medicínské praxi pro potřeby vyhodnocení variability srdečního rytmu z elektrokardiogramu (EKG). Mezi tyto metody patří: Poincarého analýza [69], Hurstův exponent [70], Detrendovaná fluktuální analýza (DFA) [71], vzorková entropie (SampEn) [72], největší Lyapunův exponent (LLE) [73] a rekurentní kvantifikační analýza (RQA) [74].

Dalšími vyhodnocovanými biosignály jsou elektroencefalogram (EEG) [75], elektromyogram (EMG) [76], okrajově také elektrohysterogram (EHG) [77], analýza očních pohybů z EOG [78] a VOG [4].

Dimenzi stavového prostoru m , pokud je neznámá, můžeme stanovit za využití metody false nearest neighbors (FNN) [79, 80]. Další možností je určit dimenzi stavového prostoru m pomocí symplectic geometry [81]. Druhý využívaný vstupní parametr τ (zpoždění) je možné stanovit na základě autokorelace [82], případně metodou mutual information [80].

K vyhodnocení funkce VOR nebyla dosud použita Poincarého analýza, ani žádná jiná nelineární metoda analýzy.

3 Stanovení hypotéz a cílů práce

3.1 Ověření excentricity rotace při pulzním rotačním testu

1. Cíl: Navrhnout zařízení pro měření pohybu labyrintů vestibulárního systému.
2. Na souboru zdravých subjektů ověřit, že v průběhu HIT je lineární zrychlení působící na labyrinty vestibulárního systému různé.
3. Na souboru zdravých subjektů ověřit, že v průběhu HIT je úhlové zrychlení působící na labyrinty vestibulárního systému stejné.

3.2 Pohyb očí při pulzním rotačním testu

Na souboru pacientů po neurektomii vestibulárního nervu v důsledku resekce vestibulárního schwannomu ověřit:

1. Jednostranné hypotézy založené na předpokladu, že střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného polokruhového kanálku je nižší než střední hodnota zisku (Gain) VOR neoperovaného polokruhového kanálku.
2. Oboustranné hypotézy založené na předpokladu, že střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného polokruhového kanálku je rovna nule.
3. Jednostranné hypotézy založené na předpokladu, že střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného polokruhového kanálku s hodnocením rozsahu tumoru II-III je vyšší než střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného polokruhového kanálku s hodnocením rozsahu tumoru IV.

3.3 Bilaterální a unilaterální stimulace na Bárányho rotačním křesle

1. Cíl: Navrhnout metodu nelineární analýzy pro potřeby hodnocení časové, amplitudové a časově-amplitudové variability perrotacího a postrotacího nystagmu.
2. Cíl: Ověřit navrženou metodou na souboru zdravých subjektů při bilaterální a unilaterální stimulaci na Bárányho rotačním křesle.
3. Cíl: Porovnat navrženou metodu s dalšími typy metod nelineární analýzy.
4. Ověřit oboustrannou hypotézu založenou na předpokladu, že horizontální perrotacího nystagmus se při unilaterálních a bilaterální stimulaci na Bárányho rotačním křesle v důsledku interakce otolitových orgánů s polokruhovými kanálky u zdravých subjektů liší s ohledem na rozdílnou stimulaci labyrintů vestibulárního systému radiálně indukovaným lineárním zrychlením.
5. Ověřit oboustrannou hypotézu založenou na předpokladu, že horizontální postrotacího nystagmus se při unilaterálních a bilaterální stimulaci na Bárányho rotačním křesle u zdravých subjektů neliší s ohledem na vymizení radiálně indukovaného lineárního zrychlení.

4 Metody

4.1 Ověření excentricity rotace při pulzním rotačním testu

4.1.1 Materiály

Zařízení pro měření pohybu labyrintů vestibulárního systému

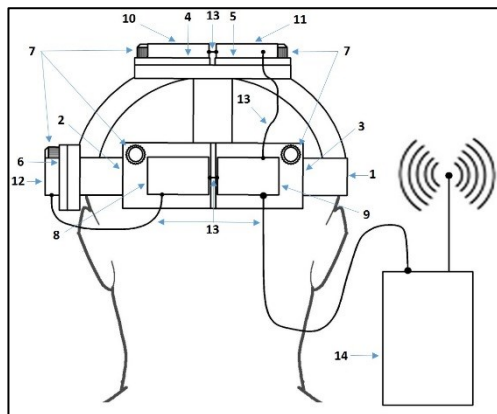
Pro potřeby ověření excentricity rotace při pulzním rotačním testu a hodnocení vlivu lineárního zrychlení na labyrinty vestibulárního systému bylo navrženo zařízení pro měření pohybu labyrintů vestibulárního systému, které bylo zapsáno jako užitný vzor [83].

Toto zařízení využívá helmice navržené tak, aby bylo možné měření pohybu labyrintů vestibulárního systému v jednotlivých anatomických rovinách resp. osách. Z tohoto důvodu je helmice opatřena posuvnými deskami, díky kterým je možné individuální nastavení polohy gyro-akcelerometrických senzorů, které slouží k měření lineárního zrychlení a úhlové rychlosti.

Jako gyro-akcelerometrické senzory jsou použity jednotky MTx Xsens® (Xsens Technologies, The Netherlands) obsahující tříosý akcelerometr, tříosý gyroskop a tříosý magnetometr. Jednotka má rozměry 38x53x21 mm, hmotnost 30 g, rozsah měření lineárního zrychlení $\pm 17 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$, rozsah měření úhlové rychlosti $\pm 1200 \text{ }^\circ/\text{s}$ a maximální vzorkovací frekvenci 100 Hz.



Obrázek 4.1: Helmice zařízení pro měření pohybu labyrintů vestibulárního systému vyrobená z hliníku.



Obrázek 4.2: Zařízení pro měření pohybu labyrintů vestibulárního systému – zadní pohled: helmice (1), posuvná deska – levá okcipitální (2), posuvná deska – pravá okcipitální (3), posuvná deska – levá parietální (4), posuvná deska – pravá parietální (5), posuvná deska – temporální (6), aretační šroub (7), jednotka gyroskopu a akcelerometru – levá okcipitální (8), jednotka gyroskopu a akcelerometru – pravá okcipitální (9), jednotka gyroskopu a akcelerometru – levá parietální (10), jednotka gyroskopu a akcelerometru – pravá parietální (11), jednotka gyroskopu a akcelerometru – temporální (12), komunikační kabel (13), bezdrátová komunikační jednotka WR-A Xsens® (14). Převzato z [83].

4.1.2 Měření

Subjekty

5 zdravých subjektů ($25,6 \pm 4,2$ (SD) let) se zastoupením mužů ($n = 3$, $28 \pm 3,6$ (SD) let) a žen ($n = 2$, 22 ± 0 (SD) let) bez předchozích vestibulárních problémů a obtíží s krční páteří bylo vybráno pro klinické testování HIT.

Průběh měření

Před samotným měřením byl subjekt seznámen s protokolem měření, potenciálními riziky a možnostmi kdykoli v průběhu dané měření přerušit a případně ukončit. V případě souhlasu s pokračováním byl podepsán informovaný souhlas. Následně vyšetřující neurolog z neurologické kliniky 2. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Fakultní nemocnice v Motole, který byl přítomen celému měření, provedl základní zhodnocení vestibulární funkce, zdravotního stavu a schopnosti účastnit se vyšetření HIT.

Subjekt byl následně usazen do vyšetřovacího křesla a byla mu nasazena a zafixována helmice zařízení pro měření pohybu labyrintů vestibulárního systému. Jednotlivé posuvné desky helmice byly pozicovány tak, aby poloha jednotek MTx Xsens® respektovala anatomickou pozici levého a pravého labyrintu vestibulárního systému v příslušných rovinách.

Subjekt byl následně opětovně instruován, aby očima fixoval bod ve vzdálenosti cca 1 m před sebou. HIT byl proveden vyšetřujícím neurologem s rotací kolem longitudinální osy těla. Snahou vyšetřujícího bylo provést HIT tak, aby stimulace levého a pravého labyrintu vestibulárního systému byla stejná s opačným směrem.

Záznam lineárního zrychlení a úhlové rychlosti byl proveden v prostředí MT Software Suite 4.3 s nastaveným profilem filtrace signálu *Human* a vzorkovací frekvencí 50 Hz.

4.1.3 Zpracování naměřených dat

Kinematická data reprezentovaná lineárním zrychlením a úhlovou rychlostí z gyro-akcelerometrických jednotek MTx Xsens® byla zpracována v prostředí Matlab (MathWorks, Inc., USA).

Pro potřeby hodnocení byly vybrány dva typy metod, mezi které patřila časová a vzájemná závislost kinematických proměnných. Pro potřeby odečtení tíhového zrychlení u výsledného vektoru lineárního zrychlení byla využita lokální konstanta pro oblast Praha 9,81052 m·s⁻² [84].

Obě metody využívají jako vstup hodnoty lineárního zrychlení a úhlové rychlosti ze všech tří os gyro-akcelerometrických jednotek MTx Xsens®.

Výběr segmentu HIT byl proveden manuálně z výsledného vektoru úhlové rychlosti ω_R , který byl určen dle rov. (4.1):

$$\omega_R = \sqrt{\omega_V^2 + \omega_T^2 + \omega_S^2}, \quad (4.1)$$

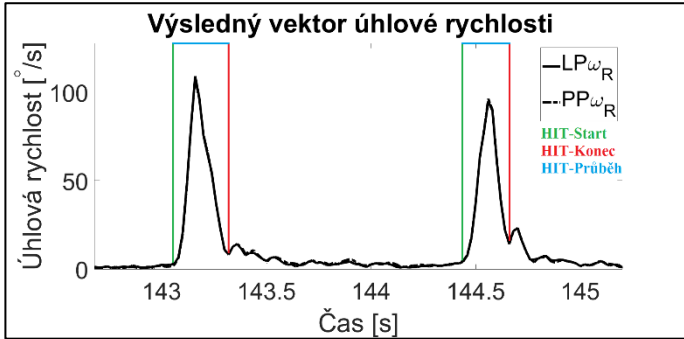
kde:

ω_V – úhlová rychlost kolem vertikální osy (rotace Yaw) [°/s]

ω_T – úhlová rychlost kolem transverzální osy (rotace Pitch) [°/s]

ω_S – úhlová rychlost kolem sagitální osy (rotace Roll) [°/s]

Segment HIT (HIT-Průběh) byl definován úsekem od počátku růstu výsledného vektoru úhlové rychlosti (HIT-Start) do prvního lokálního minima po ukončení HIT (HIT-Konec) viz Obr. 4.3.



Obrázek 4.3: Výsledný vektor úhlové rychlosti – Subjekt 1: $LP\omega_R$ – výsledný vektor úhlové rychlosti jednotky levé parietální, $PP\omega_R$ – výsledný vektor úhlové rychlosti jednotky pravé parietální.

Časová závislost kinematických proměnných

Časová závislost kinematických proměnných je běžnou metodou vyhodnocení kinematických parametrů [85]. S ohledem na využití jednotek MTx Xsens® s plastovým krytem, u kterého rozdíl mezi náklonem krytu a samotného senzoru výrobce udává $< 3^\circ$, bylo zvoleno využití výsledného vektoru lineárního zrychlení a_R dle rov. (4.2) viz Obr. 4.4, výsledného vektoru úhlové rychlosti ω_R dle rov. (4.1) a výsledného vektoru úhlového zrychlení ε_R dle rov. (4.3).

$$a_R = \sqrt{a_{ML}^2 + a_{AP}^2 + a_{SI}^2}, \quad (4.2)$$

kde:

a_R – výsledný vektor lineárního zrychlení [$m \cdot s^{-2}$]

a_{ML} – lineární zrychlení v medio-laterálním směru [$m \cdot s^{-2}$]

a_{AP} – lineární zrychlení v anterior-posteriorním směru [$m \cdot s^{-2}$]

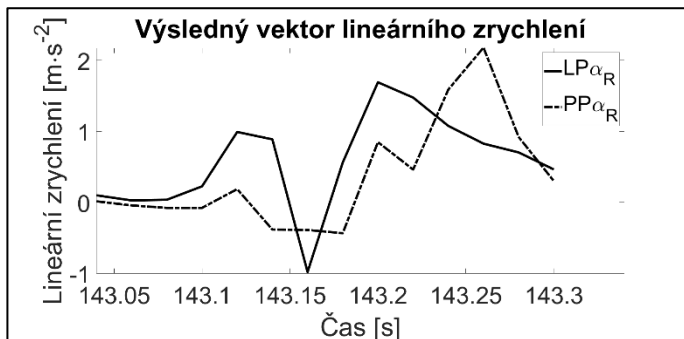
a_{SI} – lineární zrychlení v superior-inferiorním směru [$m \cdot s^{-2}$]

$$\varepsilon_R = \frac{d\omega_R}{dt}, \quad (4.3)$$

kde:

ε_R – výsledný vektor úhlového zrychlení [$^\circ/s^2$]

ω_R – výsledný vektor úhlové rychlosti [$^\circ/s$]



Obrázek 4.4: Průběh jednoho segmentu HIT – výsledný vektor lineárního zrychlení (Subjekt 1): $LP\alpha_R$ – výsledný vektor lineárního zrychlení jednotky levé parietální, $PP\alpha_R$ – výsledný vektor lineárního zrychlení jednotky pravé parietální.

Vzájemná závislost kinematických proměnných

Pro potřeby hodnocení vzájemné závislosti kinematických proměnných byl použit 3D graf, který vychází z 2D grafů využívaných např. při studiu chůze a vzájemné závislosti úhlové polohy a úhlové rychlosti daného segmentu těla [86]. Využití MTx Xsens® a 3D grafu s vyhodnocením výsledné délky vektoru v prostoru, který byl tvořen náklony Roll, Pitch, Yaw, bylo prezentováno např. při hodnocení statického stoje [87].

Hodnoceny byly, resp. tvoří výsledný 3D prostor grafu, následující kinematické proměnné:

- a_{ML} , a_{AP} , a_{SI} viz Obr. 4.5
- ω_V , ω_T , ω_S
- ε_V , ε_T , ε_S , které jsou vypočítány dle rov. (4.4-4.6):

$$\varepsilon_V = \frac{d\omega_V}{dt}, \quad (4.4)$$

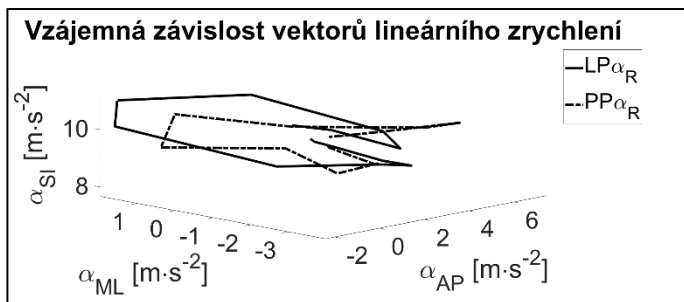
$$\varepsilon_T = \frac{d\omega_T}{dt}, \quad (4.5)$$

$$\varepsilon_S = \frac{d\omega_S}{dt}, \quad (4.6)$$

Jako kvantitativním parametr vzájemné závislosti kinematických proměnných byla zvolena délka trajektorie (TL) dle rov. (4.7) [87]:

$$TL_a = \sum_{n=2}^N \sqrt{(a_{ML_n} - a_{ML_{n-1}})^2 + (a_{AP_n} - a_{AP_{n-1}})^2 + (a_{SI_n} - a_{SI_{n-1}})^2} \quad (4.7)$$

Parametr TL byl dle stejného principu vypočítán pro úhlovou rychlost (TL_ω) se vstupními vektory ω_V , ω_T , ω_S a úhlové zrychlení (TL_ε) se vstupními vektory ε_V , ε_T , ε_S .



Obrázek 4.5: Průběh jednoho segmentu HIT – vzájemná závislost vektorů lineárního zrychlení (Subjekt 1): a_{ML} – lineární zrychlení v medio-laterálním směru, a_{AP} – lineární zrychlení v anterior-posteriorním směru, a_{SI} – lineární zrychlení v superior-inferiorním směru.

4.1.4 Vyhodnocení naměřených dat

Pro statistické vyhodnocení bylo u každého subjektu manuálně vybráno 10 segmentů průběhu HIT.

Vyhodnocení parametrů časové a vzájemné závislosti kinematických proměnných bylo provedeno formou boxplotů s vousy 1,5násobku interkvartilového rozpětí (IQR).

Dále jsou u TL vyhodnoceny průměrné hodnoty absolutního relativního rozdílu (MARD) dle rov. 4.8 [88]:

$$MARD_{TL_a} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \frac{|LP_{TL_a(n)} - PP_{TL_a(n)}|}{PP_{TL_a(n)}}, \quad (4.8)$$

kde:

LP_{TL_a} – délka trajektorie lineárního zrychlení jednotky levé parietální

PP_{TL_a} – délka trajektorie lineárního zrychlení jednotky pravé parietální

Parametr TL byl dle stejného principu vypočítán pro úhlovou rychlost (TL_ω) se vstupními vektory ω_V , ω_T , ω_S a úhlové zrychlení (TL_ε) se vstupními vektory ε_V , ε_T , ε_S .

4.2 Ověření excentricity rotace při pulzním rotačním testu

4.2.1 Materiály

ICS Impulse System (GN Otometrics, Denmark), viz Obr. 4.6 byl využit pro záznam VOR při HIT. Tento vHIT systém umožňuje monokulární záznam pravého oka se snímkovací frekvencí 250 Hz. Pro potřeby hodnocení pohybu hlavy v průběhu HIT jsou brýle upatřeny gyroskopem, který měří úhlovou rychlost.



Obrázek 4.6: ICS Impulse System. Se svolením [audionika.cz]

4.2.2 Měření

Subjekty

Data 26 pacientů ($51,4 \pm 10,2$ (SD) let) se zastoupením mužů ($n = 10$, $47,1 \pm 8$ (SD) let) a žen ($n = 16$, $54,1 \pm 10,77$ (SD) let), léčených na oddělení kliniky otorinolaryngologie a chirurgie hlavy a krku 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Fakultní nemocnice v Motole, byla použita pro hodnocení VOR v průběhu vHIT. Všichni pacienti podstoupili unilaterální neurektomii vestibulárního nervu v důsledku resekce vestibulárního schwannomu retrosigmoidním přístupem na základě neurootologického vyšetření a snímků z magnetické rezonance. Rozsah neurektomie vestibulárního nervu byl po operaci zhodnocen chirurgem do čtyř kategorií dle Koosovi klasifikace [89] resekce vestibulárního schwannomu [90]:

- I – menšinová resekce (> 5 % zbytkové hmoty tumoru)
- II – částečná resekce (2-5 % zbytkové hmoty tumoru)
- III – většinová resekce (< 2 % zbytkové hmoty tumoru)
- IV – totální resekce

Pro potřeby srovnání byla do vyhodnocení dále zahrnuta i 66letá pacientka s bilaterální ztrátou vestibulární funkce z důvodu vestibulotoxicity gentamicinu.

Průběh měření

Vyšetření vHIT na základě protokolu, který byl v souladu s Helsinskou deklarací etických zásad pro lékařský výzkum zahrnující lidské bytosti, bylo provedeno 7-24 dní od operace s ohledem na zdravotní stav pacientů. Všichni pacienti byli seznámeni s informovaným souhlasem, který v případě souhlasu podepsali.

Pacient byl instruován, aby očima fixoval bod ve vzdálenosti cca 1 m. Stimul byl proveden manuálně vyšetřujícím neurologem s nepredikovatelným směrem v rovině vyšetřovaného polokruhového kanálku. Amplituda impulzů byla 5-20 ° s úhlovou rychlostí do 300 °/s. Vyšetřeno bylo všech 6 polokruhových kanálků.

4.2.3 Zpracování naměřených dat a statistické vyhodnocení

Zpracování informací z kamery a gyroskopu ICS Impulse System bylo provedeno v programu OTOsuite Vestibular. Sledovaným parametrem byl zisk (Gain) VOR.

Statistické vyhodnocení bylo provedeno v prostředí Matlab (MathWorks, Inc., USA). Shapiro-Wilk test [91] byl použit pro hodnocení normality naměřených dat zisku (Gain) VOR [92] za využití funkce *swtest.m* [93].

Pro statistické vyhodnocení hypotéz na základě dat pocházejících z normálního rozdělení (Shapiro-Wilk: $p \geq 0,05$) byl použit dvouvýběrový studentův t-test aplikací funkce Matlab – *ttest2*.

Pro statistické vyhodnocení hypotéz na základě dat pocházejících z nenormálního rozdělení (Shapiro-Wilk: $p < 0,05$) byl použit dvouvýběrový neparametrický Wilcoxon rank sum test [94] aplikací funkce Matlab – *ranksum*.

Pro potřeby statistického vyhodnocení byla využita data pacientů s kompletním rozsahem tumoru (22 pacientů). Data pacientů se zasaženou pouze dolní větví byla ze statisticky hodnoceného souboru vyjmuta.

V rámci statistického vyhodnocení hypotéz 1. a 2. kategorie uvedených v kap. 3.2 byl využit nerozdělený soubor 22 pacientů ($51,8 \pm 10,5$ (SD) let) se zastoupením mužů ($n = 9, 47,9 \pm 8$ (SD) let) a žen ($n = 13, 54,5 \pm 11,5$ (SD) let).

V rámci statistického vyhodnocení hypotéz 3. kategorie uvedených v kap. 3.2 byl využit rozdělený soubor na kategorii tumoru IV ($n = 14, 49,4 \pm 9,8$ (SD) let) se zastoupením mužů ($n = 6, 50 \pm 8,2$ (SD) let) a žen ($n = 8, 49 \pm 11,3$ (SD) let) a II-III ($n = 8, 55,9 \pm 11,23$ (SD) let) se zastoupením mužů ($n = 3, 43,7 \pm 7$ (SD) let) a žen ($n = 5, 63,2 \pm 4,1$ (SD) let).

Pro zobrazení bylo využito boxplotů s vousy 1,5 IQR.

4.3 Bilaterální a unilaterální stimulece na Bárányho rotačním křesle

4.3.1 Materiály

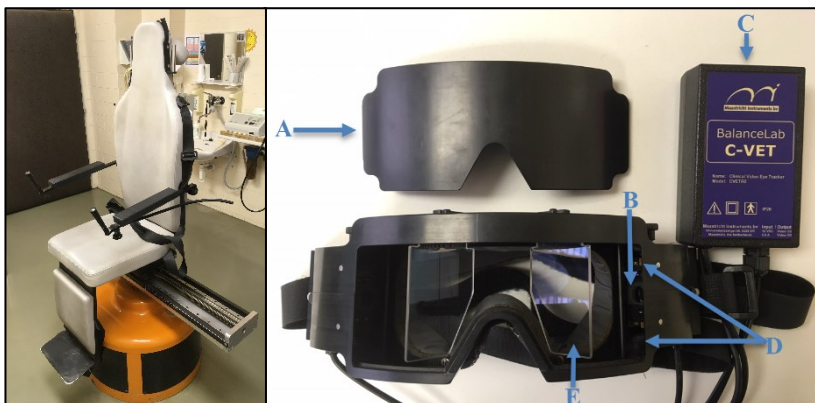
Bárányho rotační křeslo

Pro potřeby stimulu bylo využito rotační křeslo Nydiak 500 (Maastricht Instruments BV. Maastricht & Ekida GmbH Denzlingenn, the Netherlands) viz Obr. 4.7. Toto rotační křeslo umožňuje vychýlení osy rotace laterálně na obě strany za využití elektromotoru. Programové vybavení BalanceLab (Maastricht Instruments BV. Maastricht & Ekida GmbH Denzlingenn, the Netherlands) umožňuje řízení křesla s výběrem režimu měření. Nastavit je možné zrychlení, maximální rychlost, zpomalení a vychýlení křesla v průběhu rotace např. v rámci sinusové stimulece. Rotační křeslo je vybaveno bezpečnostním pásem, který je zároveň vypínačem a bez jehož zajištění je rotační křeslo vypnuté. Systém je dále opatřen bezpečnostním Stop tlačítkem, které je umístěno vedle řídicího PC v bezprostředním dosahu vyšetřujícího personálu.

IR-VOG brýle, viz obr. 4.7, byly použity pro potřeby záznamu pohybu oka. Tyto brýle využívají rozšířeného standardu PAL s rozlišením 928x576 px a snímkovací frekvencí 25 snímků/s z dvojice analogových kamer. IR-VOG brýle jsou dále opatřeny dvojicí infračervených diod (IR-LED) pro každé oko, dvojicí polopropustných zrcadel a zatemňovací krytkou.

Programové vybavení BalanceLab neumožňuje videozáznam na datový nosič a využívá pouze ukládání vektorů pohybu oka, které jsou vypočítány příslušnými algoritmy detekce středu pupily a torzního pohybu oka. Mezi tyto vektory patří horizontální, vertikální a torzní. Záznam torzního pohybu oka však selhává a není použitelný pro klinické účely. Z tohoto důvodu byl videosignál pro potřeby této práce přenesen koaxiálními kabely do videorekordéru AHD-FD7904 a ukládán v kompresním videoformátu H.264. Videorekordér je zároveň připojen k monitoru pro potřeby zaostření a kalibrace.

Kalibrace IR-VOG brýlí je zajištěna za pomoci horizontálně konkávní kalibrační stěny. Tato stěna je kolmá k rotačnímu křeslu a obsahuje žárovkami osvětlené body. Tyto body jsou umístěny v ose přímého pohledu, 20 ° horizontálně nalevo a 20 ° horizontálně napravo od přímé osy pohledu a vertikálně 10 ° nad a 10 ° pod přímou osou pohledu.



Obrázek 4.7: Rotační křeslo Nydiak 500 s laterálně posuvnou osou rotace a IR-VOG brýle: zatemňovací krytka (A), analogová kamera (B), zdroj s videokonektory (C), IR-LED (D), polopropustné zrcadlo (E).

4.3.2 Měření

Subjekty

38 zdravých subjektů ($23,6 \pm 7,7$ (SD) let) se zastoupením mužů ($n = 22$, $28 \pm 3,6$ (SD) let) a žen ($n = 16$, $21,8 \pm 2$ (SD) let), bez předchozích vestibulárních problémů, bylo vybráno pro klinické testování na Bárányho rotačním křesle v průběhu bilaterální a unilaterální stimulace.

Průběh měření

Před samotným měřením byl subjekt seznámen s protokolem měření, potenciálními riziky a možnostmi kdykoli v průběhu dané měření přerušit a případně ukončit. V případě souhlasu s pokračováním byl podepsán informovaný souhlas. Následně neurolog z neurologické kliniky 2. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Fakultní nemocnice v Motole, který byl přítomen měření, provedl základní zhodnocení vestibulární funkce, zdravotního stavu a schopnosti účastnit se měření na Bárányho rotačním křesle.

Na začátku měření byl subjekt usazen na rotační křeslo, byl mu připevněn bezpečnostní pás a zafixovány dolní končetiny. Následně mu byly nasazeny IR-VOG brýle a polopropustná zrcadla byla pozicována tak, aby pupily obou očí byly ve středu videozáznamu na monitoru AHD-FD7904 videorekordéru.

Místnost byla následně zatemněna a cca za 2 minuty se přistoupilo k samotné kalibraci. Jako první byla využita kalibrace horizontální s postupným rozsvěcováním bodů kalibrační stěny v přímé ose pohledu, horizontálně 20° nalevo a 20° napravo od přímé osy pohledu v předvídatelném pořadí. Po horizontální kalibraci byl tento proces opakován pro vertikální kalibraci s postupným rozsvěcováním bodů v přímé ose pohledu a vertikálně 10° nad a 10° pod osou přímého pohledu opět v předvídatelném pořadí. Po kalibraci byla subjektu nasazena zatemňovací krytka brýlí pro zajištění naprosté tmy.

Bárányho rotační křeslo s osou rotace v ose těla bylo v rámci bilaterální stimulace urychlováno ve směru hodinových ručiček úhlovým zrychlením $5\%/s^2$ [43] na konečnou úhlovou rychlost $120\%/s$ [95]. Úhlová rychlost $120\%/s$ byla udržována po dobu 120 s z důvodu doby potřebné pro vymizení perrotáčního nystagmu při konstantní úhlové rychlosti. Po této době bylo křeslo zpomaleno úhlovým zrychlením $200\%/s^2$ do klidové polohy. Měření bylo ukončeno po vymizení postrotačního nystagmu.

Následně bylo přistoupeno k měření unilaterální stimulace opět ve směru hodinových ručiček. Pro tento účel bylo rotační křeslo laterálně vychýleno o 3,5 cm [41, 42] ve směru otolitově inhibovaného resp. nestimulovaného labyrintu. Další parametry byly stejné jako v případě bilaterální stimulace.

Měření bylo provedeno v následujícím pořadí:

1. Bilaterální stimulace pravostranná (ve směru hodinových ručiček) s osou rotace mezi labyrinty vestibulárního systému.
2. Unilaterální stimulace pravostranná s osou rotace procházející pravým labyrintem vestibulárního systému.
3. Unilaterální stimulace pravostranná s osou rotace procházející levým labyrintem vestibulárního systému.

4.3.3 Zpracování naměřených dat

Veškeré zpracování naměřených dat probíhalo v prostředí Matlab (MathWorks, Inc., USA).

Detekce středu pupily

Pro detekci středu pupily pravého oka byla využita funkce FREDa implementovaná v prostředí Matlab [66]. U snímku videozáznamu načteného pomocí funkce Matlab – *VideoReader* byla před zavoláním funkce FREDa vybrána oblast zájmu (ROI) pomocí funkce Matlab Image Processing Toolbox – *imcrop* na základě výběru snímku bez zakrytí pupily očním víčkem před samotným

spuštěním skriptu. ROI je zvoleno s ohledem na eliminaci možných artefaktů. Zejména se jedná o ořez hrany IR-VOG brýlí. Hodnota ROI byla spolu s výsledným parametrem *rect* využita při každém průběhu cyklu navrženého skriptu. Na základě tohoto výběrového snímku je zároveň manuálně stanoven průměr pupily, který je vstupním parametrem funkce FREDa [66]. Následně bylo provedeno převzorkování na tzv. Tübingenovo rozlišení (384×288 px) [66] za využití funkce Matlab Image Processing Toolbox – *imresize*. Další vstupní parametry *thresh* a *alpha* s ohledem na zachování shodného rozlišení s původní publikací, využívající Tübingenovo rozlišení, zůstaly ponechány na hodnotě *thresh* = 0,04 a *alpha* = 4 [66].

Filtrace signálu a odstranění artefaktů

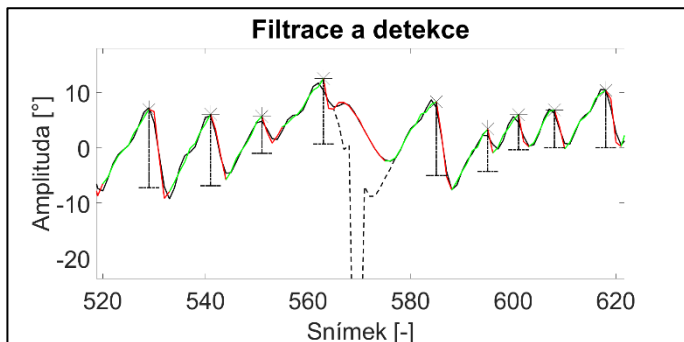
Hlavním typem artefaktu obsaženého v signálu, který značně ovlivňuje výslednou detekci středu pupily, bylo mrkání. Pro potřeby odstranění artefaktu mrkání byla využita Kalmanova filtrace v kombinaci s kubickou interpolací [96, 97], která jako vstup využívá vektory horizontálních a vertikálních pohybů oka resp. matici středu pupily z funkce FREDa po aplikaci diference.

Kalmanova filtrace je provedena dopředně a zpětně za využití funkce Matlab – *fliplr*. Výsledná filtrace je dána kombinací těchto dvou parciálních filtrací. Následně je výsledný vektor Kalmanovy filtrace porovnán s původním vektorem a v případě překročení prahové hodnoty je daný segment označen jako mrknutí. V takovém případě je segment dopočítán pomocí kubické spline interpolace za využití funkce Matlab Curve Fitting Toolbox – *spline*.

Po odstranění artefaktů mrkání je signál filtrován dolní propustí za využití funkce Matlab Signal Processing Toolbox – *lowpass: cut-off* frekvence 5 Hz a následně robustním kvadratickým průměrovacím filtrem Matlab – *smoothdata: rloess* 3 pro potřeby odstranění šumu v datech vektoru horizontálního pohybu pupily [63], který je využit v dalším zpracování a vyhodnocení.

Detekce nystagmu

Pro detekci nystagmu byla navržena funkce vycházející z Matlab Signal Processing Toolbox – *findpeaks* s individuálně manuálně nastavitelným parametrem *minimum peak prominence*. Začátek pomalé složky nystagmu a konec rychlé složky nystagmu jsou určeny na základě hledání nejbližšího lokálního minima.



Obrázek 4.8: Filtrace a detekce perrotáčního nystagmu (Subjekt 13): Čárkovaná křivka – Původní data, Černá křivka – Dolní propust + průměrování po Kalmanově filtraci, Modrá křivka – Původní data po Kalmanově filtraci, Zelená křivka – Původní data po Kalmanově filtraci (vzestupná hrana nystagmu), Červená křivka – Původní data po Kalmanově filtraci (sestupná hrana nystagmu), Symbol * s čárkovanou čarou – vrchol nystagmu s amplitudou.

4.3.4 Standardní metody analýzy

Pro potřeby hodnocení standardní metodou, která může sloužit jako komparativní, byla vybrána SPV a její regrese polynomem 1. řádu (Matlab – *polyfit*) a exponenciální funkcí (Matlab – *fit: exp1*). Mezi vyhodnocované parametry patří směrnice (k) a koeficient (q) přímky SPV a čas (t_{exp}) potřebný pro exponenciální vymizení SPV nystagmu resp. jeho útlum pod 37 % počáteční hodnoty exponenciální funkce [98].

4.3.5 Nelineární metody analýzy

S ohledem na požadavek vysokého počtu vstupních hodnot u nelineárních metod analýzy Hurstova exponentu, DFA, SampEn, LLE a RQA spolu s potřebou stanovení parametrů zpoždění τ a dimenze stavového prostoru m byl místo vstupních hodnot parametrů nystagmu (čas, amplituda), využívaných pro Poincarého analýzu, zvolen vstupním vektorem průběh filtrovaného signálu horizontální výchylky oka.

Určení dimenze stavového prostoru a zpoždění

Pro potřeby určení dimenze stavového prostoru m a zpoždění τ byla využita část funkce *lyaprosen.m* [99] resp. její rozšíření o FNN algoritmus pro určení dimenze m [79, 80, 99]. V případě selhání je dimenze m určena za využití symplectic

geometry [81, 99]. Dále tato funkce umožňuje automatické stanovení zpoždění τ pomocí autokorelace do řádu 10 [82, 99]. V případě nelineární závislosti autokorelace je místo ní aplikována metoda mutual information [80, 99]. Pokud dojde k selhání obou těchto metod, je $\tau = 1$.

Hurstův exponent

Pro potřeby určení hodnoty Hurstova exponentu byla využita funkce *hurst.m* [100], která je upravena i pro vyhodnocení krátkých procesů. Vstupní parametr D (rozdělení dat na úseky o dané délce) byl ponechán na výchozí hodnotě $D = 50$, která je nejkratším úsekem a pro kterou je vypočítána optimální velikost vzorku.

Detrendovaná flukтуаční analýza

Pro potřeby určení DFA, resp. Hurstova exponentu za využití této metody, byla využita funkce *dfa.m* [101]. Vstupní parametr D (rozdělení dat na úseky o dané délce) byl ponechán na výchozí hodnotě $D = 10$, která je nejkratším úsekem a pro kterou je vypočítána optimální velikost vzorku.

Vzorková entropie

Pro potřeby určení SampEn byla využita funkce *sampen.m* [102] se vstupními parametry tolerance $r = \{0,1, 0,2, 0,3, \dots, 1\}$.

Rekurentní kvantifikační analýza

Pro potřeby vyhodnocení RQA byl využit balík skriptů a funkcí *crptool* [103] implementovaný v prostředí Matlab. Parametry RR (rekurentní poměr), DET (determinismus), L_{\max} (délka nejdelší diagonální čáry), ENTR (entropie), DIV (divergence), LAM (laminarita), TT (trapping time) byly vypočítány za využití funkce *crqa.m* [103]. Pro potřeby výpočtu rekurentní mapy byla využita funkce *crp_big.m* [103].

Největší Lyapunův exponent

Pro potřeby určení hodnoty LLE byla využita funkce *lyaprosen.m* [99] založená na Rosenstein algoritmu.

Multiscale Poincaré graf

Multiscale Poincaré graf [104] byl použit jako výchozí funkce pro potřeby nelineární analýzy. Původní návrh využívající časovou řadu, resp. vektor X o délce N , $X = \{x_1, x_2, x_3, \dots, x_N - 1, x_N\}$ a jeho následnou grafickou reprezentaci při využití scatter grafu s body: $(x_1, x_2), (x_2, x_3), \dots, (x_N - 1, x_N)$, je upraven

škálovacím parametrem s , který popisuje velikost průměrovacího okna bez překryvu dle rov. (4.9) [104]:

$$\Sigma_s(j) = \frac{1}{s} \sum_{i=(j-s)s+1}^{js} x_i, \quad 1 \leq j \leq \frac{N}{s}, \quad (4.9)$$

kde:

$\Sigma_s(j)$ – vektor po škálování oknem o velikosti s

s – škálovací parametr

x – původní vektor

N – délka původního vektoru

Využití parametrů elips pro dvoudimenzionální hodnocení nystagmu

Pro potřeby aplikace parametrů elips dvoudimenzionálního hodnocení nystagmu byl využit škálovací parametr $s = 1-4$. Multiscale Poincaré graf byl doplněn o barevnou reprezentaci hustoty bodů scatter grafu za využití funkce *dscatter.m* [105]. Pro výpočet 95% konfidenční elipsy byla funkce dále doplněna o část kódu založeném na chí-kvadrátu [106].

Hodnocenými parametry 95% časové a amplitudové konfidenční elipsy jsou:

- Pozice středu X_0, Y_0
- Délka hlavní (MAAL) a vedlejší (MIAL) poloosy
- Sklon hlavní poloosy (MAS)
- Plocha (CEA)
- Obvod (CEC)
- Poměr CEC/CEA
- Plocha průniku elips (IA)

Využití parametrů elipsoidů pro třídimeznionální hodnocení nystagmu

Pro potřeby aplikace parametrů elipsoidů třídimeznionálního hodnocení nystagmu byl využit, stejně jako v případě dvoudimenzionálního hodnocení, škálovací parametr $s = 1-4$, avšak navržená funkce není z důvodu lepší přehlednosti doplněna o barevné kódování hustoty bodů. Pro výpočet konfidenčního elipsoidu byla funkce dále doplněna o část založenou na Khachiyanově algoritmu [107], který implementoval v prostředí Matlab [108], jehož vstupem jsou body uvnitř elipsoidu a parametr *tolerance*.

Hodnocenými parametry časového a amplitudového elipsoidu s 5% tolerancí jsou:

- Pozice středu (X_c, Y_c, Z_c)
- Délka os A_{AL}, B_{AL}, C_{AL}
- Sklon hlavní osy MAS_x, MAS_y
- Objem CEV
- Povrch CES
- Poměr CES/CEV
- Objem průniku elipsoidů (IV)

Časový elipsoid

Deg²-s² elipsoid je založen na 2D časové metodě resp. Poincaré grafu hodnotícím časovou variabilitu s rozšířením o třetí rozměr daný amplitudovou diferencí.

Amplitudový elipsoid

Deg²-s elipsoid je založen na 2D amplitudové metodě resp. Poincaré grafu hodnotícím amplitudovou variabilitu s rozšířením o třetí rozměr daný amplitudovou diferencí.

4.3.6 Statistické vyhodnocení

Statistické vyhodnocení bylo provedeno v prostředí Matlab (MathWorks, Inc., USA). Pro statistické vyhodnocení hypotéz byl použit neparametrický Kruskal-Wallis test [109] aplikací funkce Matlab – *kruskalwalis*. Pro hodnocení korelace mezi jednotlivými parametry byla použita funkce Matlab – *corrcoef*.

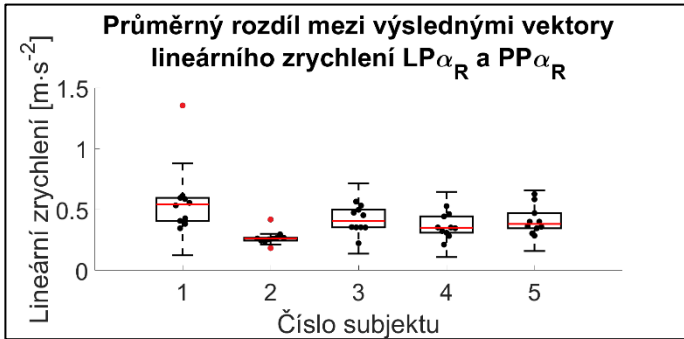
V rámci vyhodnocení statistických hypotéz uvedených v kap. 3.3 a určení korelačních koeficientů mezi jednotlivými parametry byl využit nerozdělený soubor 22 zdravých subjektů ($22,1 \pm 2$ (SD) let) se zastoupením mužů ($n = 10, 22,6 \pm 1,4$ (SD) let) a žen ($n = 12, 21,8 \pm 2,3$ (SD) let).

Oproti vyhodnocení celého signálu byl vybrán pro hodnocení úsek po 10 s od začátku rotace Bárányho křesla do 20 s po zastavení Bárányho křesla. Zdůvodnění výřezu dat je diskutováno v kap. 6.3.

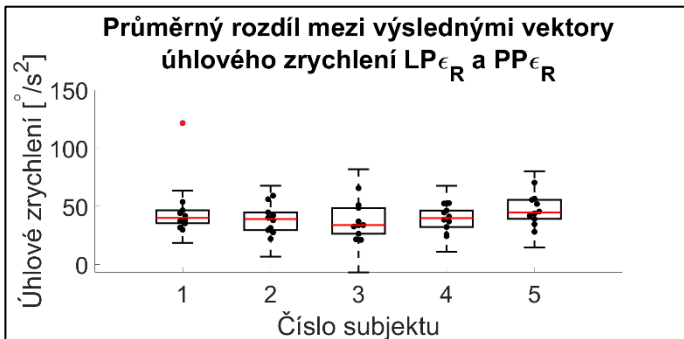
5 Výsledky

5.1 Ověření excentricity rotace při pulzním rotačním testu

5.1.1 Časová závislost kinematických proměnných



Obrázek 5.1: Průměrný rozdíl mezi výslednými vektory lineárního zrychlení LP_{α_R} a PP_{α_R}



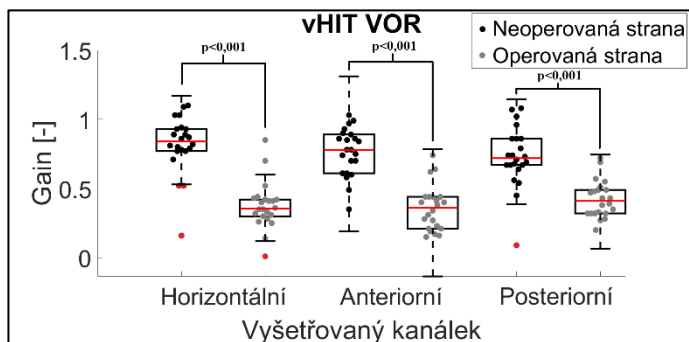
Obrázek 5.2: Průměrný rozdíl mezi výslednými vektory úhlového zrychlení LP_{ϵ_R} a PP_{ϵ_R}

5.1.2 Vzájemná závislost kinematických proměnných

Tabulka 5.1: Průměrná hodnota absolutního relativního rozdílu mezi délkami trajektorií

	$MARD_{LP_{TL\alpha} a PP_{TL\alpha}}$	$MARD_{LP_{TL\omega} a PP_{TL}}$	$MARD_{LP_{TL\epsilon} a PP_{TL\epsilon}}$
Průměr subjektů	0,0848	0,0090	0,0378

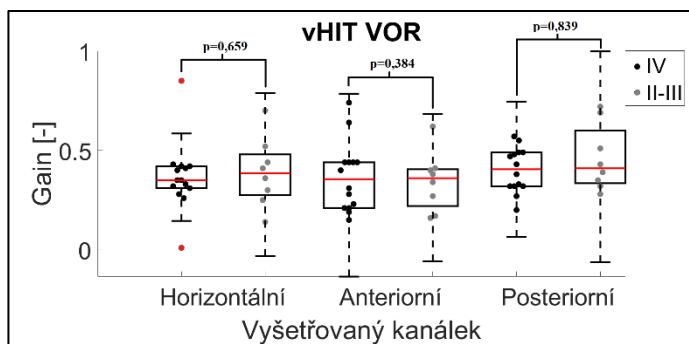
5.2 Ověření excentricity rotace při pulzním rotačním testu



Obrázek 5.3: Test rozdílu středních hodnot zisku (Gain) VOR: neoperovaná strana, operovaná strana.

Tabulka 5.2: Zisk (Gain) VOR pacientky s bilaterální ztrátou vestibulární funkce z důvodu vestibulotoxicity gentamicinem

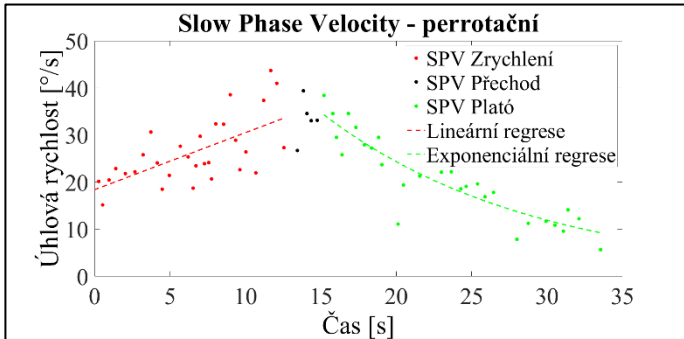
Vyšetřovaný kanálek	Strana	Zisk (Gain)
Horizontální	Levá	0,28
Horizontální	Pravá	0,13
Anteriorní	Levá	0,21
Anteriorní	Pravá	0,32
Posteriovní	Levá	0,16
Posteriovní	Pravá	0,14



Obrázek 5.4: Test rozdílu středních hodnot zisku VOR: operovaná strana kategorie tumoru IV, operovaná strana kategorie tumoru II-III.

5.3 Bilaterální a unilaterální stimulace na Bárányho rotačním křesle

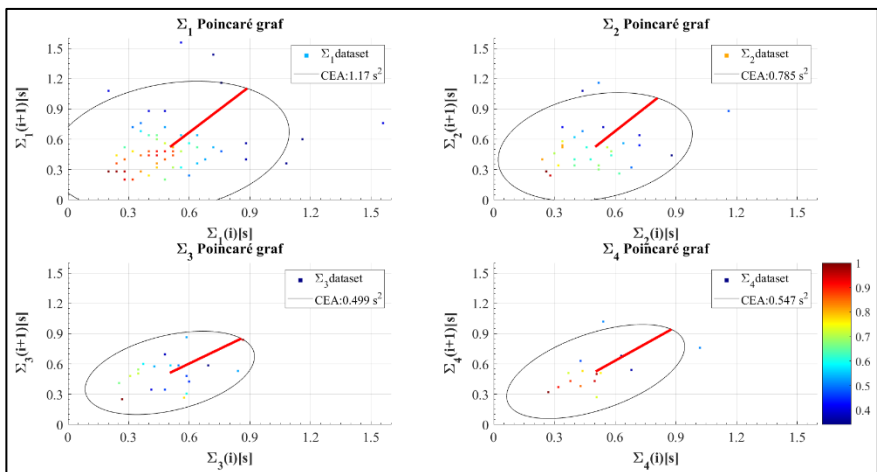
5.3.1 Standardní metody analýzy



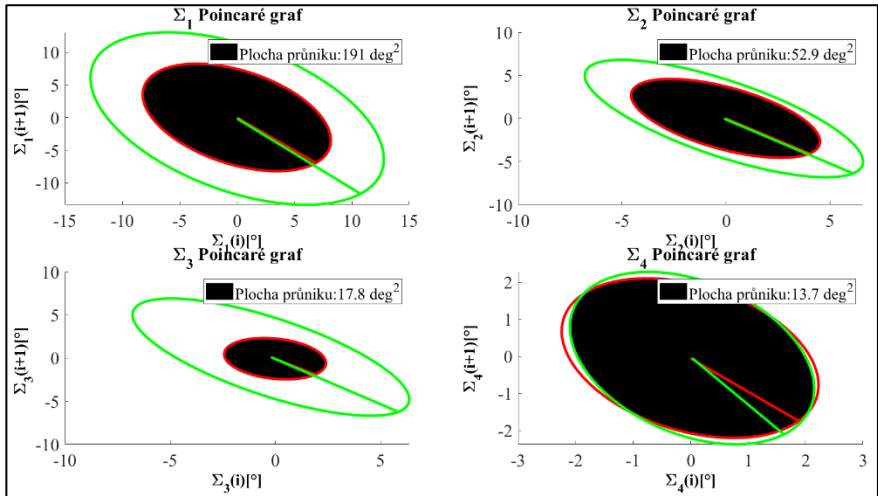
Obrázek 5.5: SPV horizontálního perrotáčnického nystagmu (Subjekt 13): SPV $k = 1,217$, $q = 18,44$, $t_{exp} = 13,96$ s.

5.3.2 Nelineární metody analýzy

Využití parametrů elips pro dvoudimenzionální hodnocení nystagmu

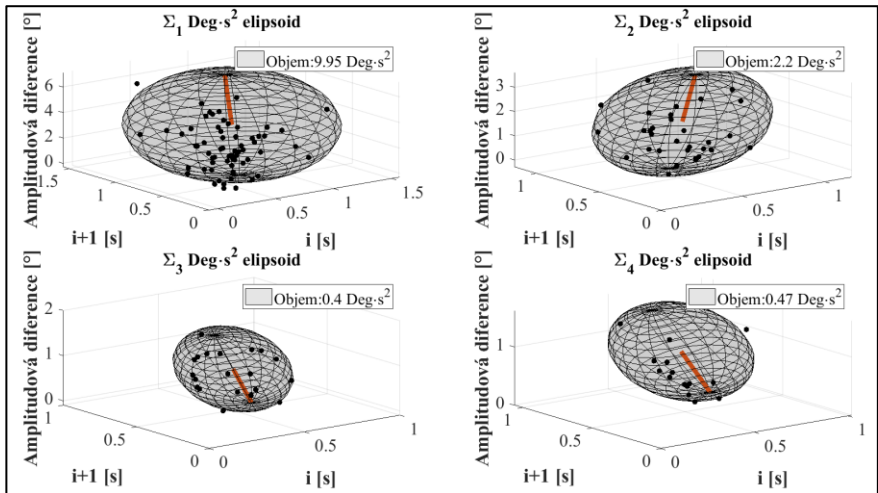


Obrázek 5.6: 2D Poincaré časová metoda – analýza perrotáčnického nystagmu (Subjekt 13).

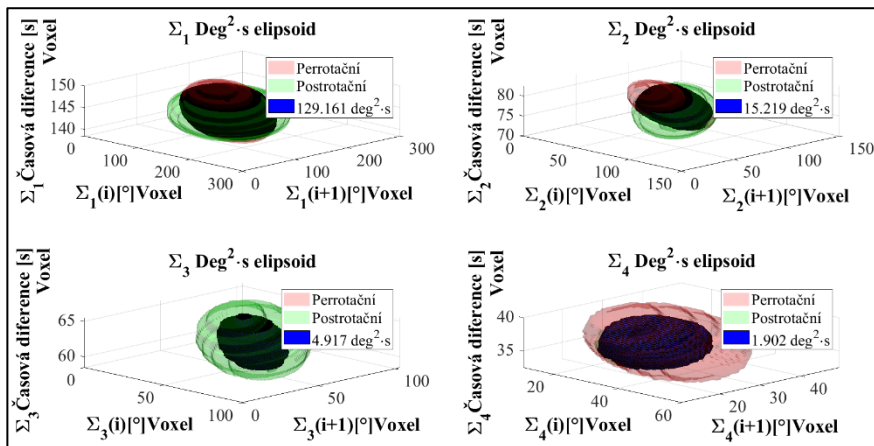


Obrázek 5.7: 2D Poincaré amplitudová metoda (Subjekt 13) – průnik elips.

Využití parametrů elipsoidů pro třídimenzionální hodnocení nystagmu



Obrázek 5.8: 3D Poincaré časová metoda – analýza perrotčního nystagmu (Subjekt 13).



Obrázek 5.9: 3D Poincaré amplitudová metoda – průnik elipsoidů (Subjekt 13).

5.3.3 Vyhodnocení hypotéz

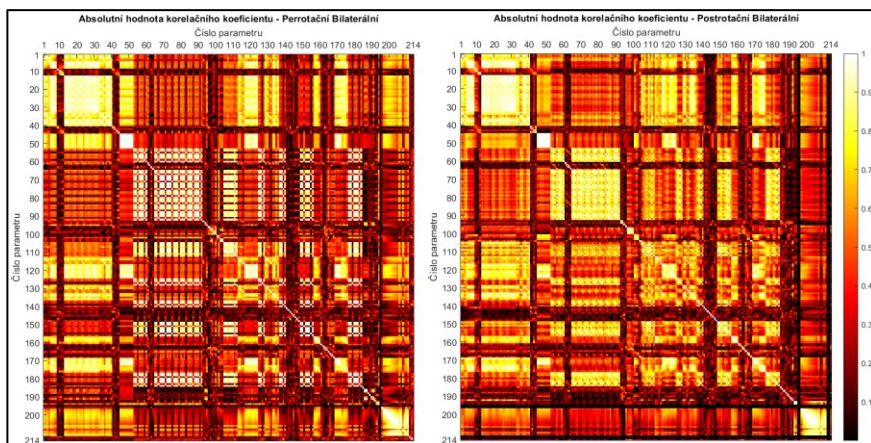
1. **H₀:** Střední hodnoty kvantifikačních parametrů popisující horizontální perrotační nystagmus při bilaterální, unilaterální levostranné a unilaterální pravostranné stimulaci na Bárányho rotačním křesle pocházejí ze stejného rozdělení **nelze zamítnout na hladině významnosti $p < 0,05$ u žádného z 214 hodnocených parametrů. Zamítnuta H₁:** Střední hodnoty kvantifikačních parametrů popisující horizontální perrotační nystagmus při bilaterální, unilaterální levostranné a unilaterální pravostranné stimulaci na Bárányho rotačním křesle pocházejí z různého rozdělení.
2. **H₀:** Střední hodnoty kvantifikačních parametrů popisující horizontální postrotační nystagmus při bilaterální, unilaterální levostranné a unilaterální pravostranné stimulaci na Bárányho rotačním křesle pocházejí ze stejného rozdělení **nelze zamítnout na hladině významnosti $p < 0,05$ u 203 z 212 hodnocených parametrů. Zamítnuta H₁:** Střední hodnoty kvantifikačních parametrů popisující horizontální postrotační nystagmus při bilaterální,

unilaterální levostranné a unilaterální pravostranné stimulaci na Bárányho rotačním křesle pocházejí z různého rozdělení.

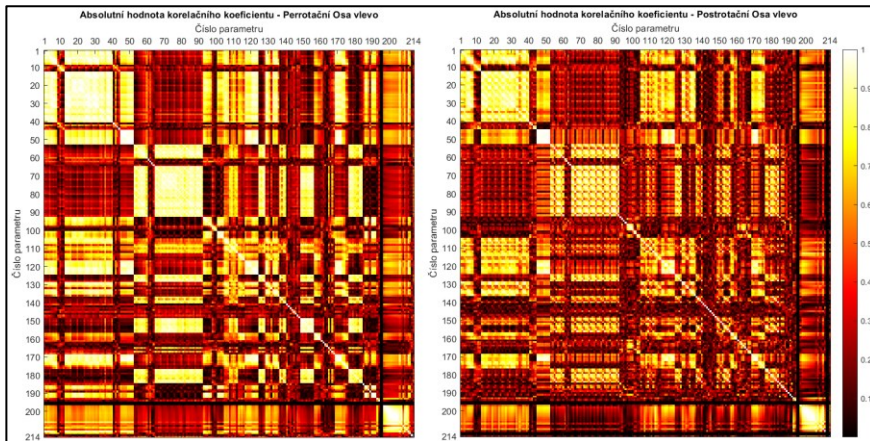
V případě statistického vyhodnocení průnikových obsahů elips a objemů elipsoidů byl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl mezi bilaterální a unilaterálními stimulacemi u 2 z 16 hodnocených kvantifikačních parametrů.

5.4 Korelace mezi parametry jednotlivých metod

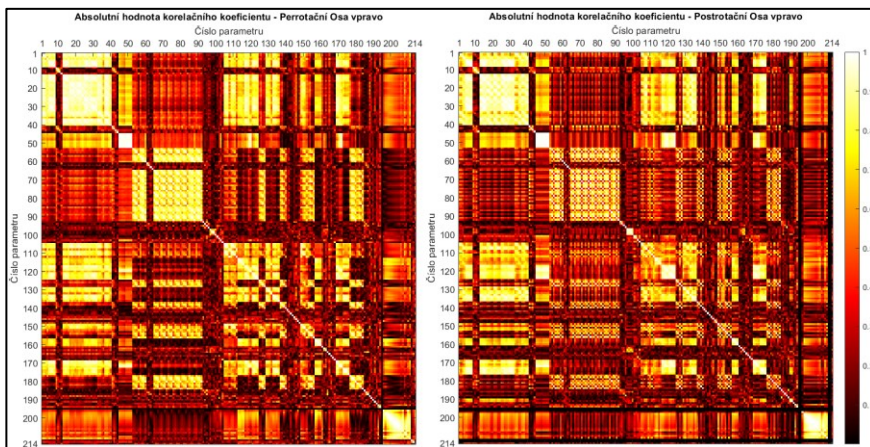
- Parametry časové elipsy ($\Sigma 1$ - $\Sigma 4$): 1-52 (SD1, SD2, SD1/SD2, SDRR, CEA analyticky, CEA polyarea, CEC, MAAL, MIAL, CEC/CEA, MAS, X0, Y0).
- Parametry amplitudové elipsy ($\Sigma 1$ - $\Sigma 4$): 53-104 (SD1, SD2, SD1/SD2, SDRR, CEA analyticky, CEA polyarea, CEC, MAAL, MIAL, CEC/CEA, MAS, X0, Y0).
- Parametry časového elipsoidu ($\Sigma 1$ - $\Sigma 4$): 105-148 (CEV, CES, CES/CEV, XC, YC, ZC, AAL, BAL, MAS_x, MAS_y).
- Parametry amplitudového elipsoidu ($\Sigma 1$ - $\Sigma 4$): 149-192 (CEV, CES, CES/CEV, XC, YC, ZC, AAL, BAL, MAS_x, MAS_y).
- Parametry nelineárních metod: 193-211 (Hurst_{DFAH}, Hurst_H, LLE, SampEn 0,1-1, RR, DET, L_{max}, ENTR, LAM, TT).
- Parametry standardních metod: 212-214 (k, q, t_{exp}).



Obrázek 5.10: Absolutní hodnota korelačního koeficientu mezi jednotlivými parametry při bilaterální stimulaci.



Obrázek 5.11: Absolutní hodnota korelačního koeficientu mezi jednotlivými parametry při stimulaci s osou vlevo.



Obrázek 5.12: Absolutní hodnota korelačního koeficientu mezi jednotlivými parametry při stimulaci s osou vpravo.

6 Diskuze

6.1 Ověření excentricity rotace při pulzním rotačním testu

Zařízení pro měření pohybu labyrintů vestibulárního systému při HIT prokázalo rozdílné hodnoty výsledných vektorů lineárního zrychlení mezi jednotkami MTx Xsens® umístěnými parietálně vlevo a parietálně vpravo. Umístění byla zvolena s ohledem na rotaci kolem longitudinální osy (rotace Yaw).

Časová závislost kinematických proměnných odhalila průměrný rozdíl mezi výslednými vektory lineárního zrychlení cca 40 cm/s^2 viz Obr. 5.1. Tato hodnota je signifikantně vyšší než prahová hodnota stimulace utrikulu v anteroposteriorním a laterálním směru. Tyto rozdíly lze vysvětlit excentricitou rotace v průběhu HIT způsobenou asymetrickým stimulem, který byl indukován vyšetřujícím neurologem.

V případě úhlového zrychlení byl, oproti předpokladu, zjištěn rozdíl mezi výslednými vektory jednotek MTx Xsens® umístěnými parietálně vlevo a parietálně vpravo. Časová závislost kinematických proměnných odhalila průměrný rozdíl mezi výslednými vektory úhlového zrychlení cca $40 \text{ }^\circ/\text{s}^2$ viz Obr. 5.2. Tato hodnota je signifikantně vyšší než prahová hodnota stimulace horizontálních polokruhových kanálků.

Tento rozdíl může být způsoben zejména nerigidní konstrukcí helmice zařízení pro měření pohybu labyrintů vestibulárního systému, u které dochází v průběhu HIT k deformaci. V takovém případě nemůžeme vyloučit vliv této deformace na parametry lineárního zrychlení.

I přes výše zmíněné je vliv na lineární složku oproti úhlové složce poměrově vyšší, jelikož v průběhu HIT je úhlová rychlost $50\text{-}250 \text{ }^\circ/\text{s}$ a úhlové zrychlení $750\text{-}5000 \text{ }^\circ/\text{s}^2$ [32, 33].

V případě, že nezamítneme předpoklad o excentrické rotaci v průběhu HIT, musíme brát v potaz možnost částečného převzetí funkce polokruhových kanálků otolitovými orgány dle [53]. To by v rámci hodnocení HIT, který se označuje za izolovaný typ vyšetření polokruhových kanálků [31], mohlo být případným původcem resp. příspěvkem nenulového VOR u pacientů s unilaterální ztrátou vestibulární funkce např. v důsledku neurektomie vestibulárního nervu.

6.2 Pohyb očí při pulzním rotačním testu

V rámci hodnocení pohybu očí při pulzním rotačním testu byla využita data vHIT pacientů po unilaterální neurektomii vestibulárního nervu v důsledku resekce vestibulárního schwannomu.

S ohledem na zvýšení homogenity výběru byla pro hodnocení vybrána pouze data pacientů po kompletní neurektomii vestibulárního nervu.

První kategorie hypotéz, které byly založeny na předpokladu, že střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného polokruhového kanálku je nižší než střední hodnota zisku (Gain) VOR neoperovaného polokruhového kanálku, byl podpořen u horizontálního, anteriorního i posteriorního polokruhového kanálku. Tím byla prokázána schopnost vHIT hodnotit funkci polokruhových kanálků.

Druhá kategorie hypotéz, které byly založeny na předpokladu, že střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného polokruhového kanálku je rovna nule, byl zamítnut u horizontálního, anteriorního i posteriorního polokruhového kanálku. Tento výsledek popisují i další studie [33].

S ohledem na výše zmíněné se dá rozporovat izolovanost testování příslušného polokruhového kanálku. To by mohlo být v souladu např. se studií [36], která se snaží vysvětlit zachovaný VOR s vysokým ziskem (Gain) při testování polokruhového kanálku labyrintu s Ménièreovou chorobou, a to i v případech s kalorickou kanálovou parézou. Autoři vysvětlují tento jev hydropickou expanzí kanálku při kalorické zkoušce spíše, než ztrátou funkce vestibulárních receptorů [36]. V případě neurektomie vestibulárního nervu je však tato hypotéza obtížně obhajitelná a to především z důvodu nižšího VOR zisku (Gain) při bilaterální ztrátě vestibulární funkce viz Tab. 5.2.

Třetí kategorie hypotéz, které byly založeny na předpokladu, že střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného polokruhového kanálku s hodnocením rozsahu tumoru II-III je vyšší než střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného polokruhového kanálku s hodnocením rozsahu tumoru IV, byl zamítnut u horizontálního, anteriorního i posteriorního polokruhového kanálku. Tato kategorie hypotéz byla zahrnuta s ohledem na možné zachování částečné funkce zbytkových vláken vestibulárního nervu [38].

Nepřítomnost rozdílu značí, že zbytková funkce nemusí být způsobena reziduálními nervovými vlákny, avšak podporuje teorii o zapojení funkce zdravých polokruhových kanálků. Spolu s polokruhovými kanálky se do výsledného VOR mohou, v rámci interakce, zapojit i utrikulus a sakulus.

Pro unilaterální testování funkce polokruhových kanálků spolu s možností hodnocení vlivu otolitových orgánů na výsledný VOR by bylo možné využít bilaterální a unilaterální stimulaci na Bárányho rotačním křesle s lichoběžníkovým průběhem.

6.3 Bilaterální a unilaterální stimulace na Bárányho rotačním křesle

Úsek pro vyhodnocení byl vybrán s ohledem na vysokou inter- a intra-individuální variabilitu pohybu oka při pomalých rychlostech rotačního křesla po začátku jeho urychlování. Tyto pohyby nebyly nystagmického charakteru, avšak jednalo se spíše o snahu fixace oka při pohledu do krytky IR-VOG brýlí. Dále se tyto pohyby vyznačují především velkou amplitudou, která by byla příčinou nesprávného hodnocení amplitudové variability. Ovlivněna je pak i časová složka, jelikož mezi jednotlivými pohyby pupily byla zpravidla delší časová prodleva než v případě perrotčního a postrotčního nystagmu. Konec úseku byl vybrán s ohledem na postupné vymizení postrotčního nystagmu, u kterého je významná především inter-individuální variabilita. Díky výběru tohoto okna byl v případě všech subjektů stejně dlouhý vektor horizontálního pohybu oka. To je výhodné i s ohledem na využití metod nelineární analýzy, které jsou citlivé na délku vstupního vektoru.

Výsledky statistického vyhodnocení nepodpořily hypotézu založenou na předpokladu, že horizontální perrotční nystagmus se při unilaterálních a bilaterální stimulaci na Bárányho rotačním křesle v důsledku interakce otolitových orgánů s polokruhovými kanálky u zdravých subjektů liší, jelikož u žádného z 214 hodnocených kvantifikačních parametrů nelze zamítnout nulovou hypotézu H_0 : Střední hodnoty kvantifikačních parametrů, popisující horizontální perrotční nystagmus při bilaterální, unilaterální levostranné a unilaterální pravostranné stimulaci na Bárányho rotačním křesle, pocházejí ze stejného rozdělení. Ačkoliv je výsledné lineární (radiální) zrychlení, působící na labyrinty vestibulárního systému při úhlové rychlosti 120 %/s a vychýlení osy rotace o 3,5 cm ($30,7 \text{ cm/s}^2$) signifikantně vyšší než prahová hodnota stimulace utrikulu v laterálním směru, je zřejmě nedostatečné pro efektivní interakci otolitových orgánů s polokruhovými kanálky.

Výsledky statistického vyhodnocení podpořily hypotézu založenou na předpokladu, že horizontální postrotční nystagmus se při unilaterálních a bilaterální stimulaci na Bárányho rotačním křesle u zdravých subjektů neliší, jelikož pouze u 9 z 212 kvantifikačních parametrů byla přijmata alternativní

hypotéza H_1 : Střední hodnoty kvantifikačních parametrů, popisující horizontální postrotační nystagmus při bilaterální, unilaterální levostranné a unilaterální pravostranné stimulaci na Bárányho rotačním křesle, pocházejí z různého rozdělení.

Korelační mapa byla zvolena z důvodu vysokého kombinačního počtu korelací mezi jednotlivými kvantifikačními parametry. Korelace je silná především u parametrů, které se liší pouze škálovacím parametrem s viz rov. (4.9). Dále je zajímavá silná korelace některých kvantifikačních parametrů vycházejících z navržené nelineární metody s aplikovanými metodami nelineární analýzy, které jsou v řádku resp. sloupci 193-211. Zejména se jedná o kvantifikační parametry vycházející z časové elipsy (řádek resp. sloupec 1-52). Oproti tomu kvantifikační parametry vycházející z amplitudové elipsy (řádek resp. sloupec 53-104) mají signifikantně slabší korelaci s aplikovanými metodami nelineární analýzy. Tento rozdíl je patrný i v případě kvantifikačních parametrů časového (řádek resp. sloupec 105-148) a amplitudového (řádek resp. sloupec 149-192) elipsoidu.

Seznam v tezi použité literatury

- [1] - Vaapio, S. S., Salminen, M. J., Ojanlatva, A., & Kivelä, S. L. (2009). Quality of life as an outcome of fall prevention interventions among the aged: a systematic review. *The European Journal of Public Health*, 19(1), 7-15.
- [2] - Myrseth, E., Møller, P., Wentzel-Larsen, T., Goplen, F., & Lund-Johansen, M. (2006). Untreated Vestibular Schwannoma: Vertigo Is a Powerful Predictor Forhealth-Related Quality of Life. *Neurosurgery*, 59(1), 67-76.
- [3] - Ito, M. (1972). Neural design of the cerebellar motor control system. *Brain research*, 40(1), 81-84.
- [4] - Bakalis, E., Fujie, H., Zerbetto, F., & Tanaka, Y. (2018). Multifractal structure of microscopic eye-head coordination. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, 512, 945-953.
- [5] - Goldberg, J. M., & Fernandez, C. (1984). The vestibular system. *Handbook of physiology—the nervous system III*. American Physiological Society, Bethesda, Md, 916-977.
- [6] - Dieterich, M., & Brandt, T. (2015). The bilateral central vestibular system: its pathways, functions, and disorders. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1343(1), 10-26.
- [7] - Elshehawey, E. F., Elbarbary, E. M., Afifi, N. A. S., & El-Shahed, M. (2001). On the solution of the endolymph equation using fractional calculus. *Applied mathematics and computation*, 124(3), 337-341.
- [8] - Oosterveld, W. J. (1970). The threshold value for stimulation of the horizontal semicircular canals. In *Recent Advances in Aerospace Medicine* (pp. 262-268). Springer, Dordrecht.
- [9] - Kingma, H. (2005). Thresholds for perception of direction of linear acceleration as a possible evaluation of the otolith function. *BMC Ear, Nose and Throat Disorders*, 5(1), 5.
- [10] - Benson, A. J., Spencer, M. B., & Stott, J. R. (1986). Thresholds for the detection of the direction of whole-body, linear movement in the horizontal plane. *Aviation, space, and environmental medicine*.
- [11] - Gundry, A. J. (1978). Thresholds of perception for periodic linear motion. *Aviation, space, and environmental medicine*. Gütlich, H., & Hazeyama, F. (1967). On nystagmus threshold in rotation of sitting and standing normal persons and in adjusting of the vertical arcades in the plane of rotation in sitting normal persons. *Zeitschrift fur Laryngologie, Rhinologie, Otologie und ihre Grenzgebiete*, 46(2), 89-95.
- [12] - Baloh, R. W., Jacobson, K. M., Beykirch, K., & Honrubia, V. (1998). Static and dynamic posturography in patients with vestibular and cerebellar lesions. *Archives of neurology*, 55(5), 649-654.

- [13] - Fetter, M. (2007). Vestibulo-ocular reflex. In *Neuro-Ophthalmology* (Vol. 40, pp. 35-51). Karger Publishers.
- [14] - Schweigart, G., Mergner, T., Evdokimidis, I., Morand, S., & Becker, W. (1997). Gaze stabilization by optokinetic reflex (OKR) and vestibulo-ocular reflex (VOR) during active head rotation in man. *Vision research*, 37(12), 1643-1652.
- [15] - Maas, E. F., Huebner, W. P., Seidman, S. H., & Leigh, R. J. (1989). Behavior of human horizontal vestibulo-ocular reflex in response to high-acceleration stimuli. *Brain Research*, 499(1), 153-156.
- [16] - Robinson, D. A. (1987). Why visuomotor systems don't like negative feedback and how they avoid it. In *Vision, brain, and cooperative computation* (pp. 89-107).
- [17] - Seidl, Z., & Obenberger, J. (2004). *Neurologie pro studium i praxi*. Grada Publishing as.
- [18] - Hornibrook, J. (2011). Benign paroxysmal positional vertigo (BPPV): history, pathophysiology, office treatment and future directions. *International journal of otolaryngology*, 2011.
- [19] - Schuknecht, H. F. (1969). Cupulolithiasis. *Archives of Otolaryngology*, 90(6), 765-778.
- [20] - Hall, S. F., Ruby, R. R., & McClure, J. A. (1979). The mechanics of benign paroxysmal vertigo. *The Journal of otolaryngology*, 8(2), 151-158.
- [21] - Carnevale, C., Pérez, G. T., Tagle, D. A., Barberán, M. T., & Echegaray, P. S. (2019). Identification of Factors Related to Cases of Benign Paroxysmal Positional Vertigo Refractory to Canalicular Repositioning Maneuvers and Evaluation of the Need for Magnetic Resonance Imaging in their Management: Retrospective Analysis of a Series of 176 Cases. *International archives of otorhinolaryngology*, 23(02), 196-202.
- [22] - da Costa, S. S., De Sousa, L. C., & Piza, M. R. (2002). Meniere's disease: overview, epidemiology, and natural history. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 35(3), 455-495.
- [23] - Sajjadi, H., & Paparella, M. M. (2008). Meniere's disease. *The Lancet*, 372(9636), 406-414.
- [24] - Eckhard, A. H., Zhu, M., O'Malley, J. T., Williams, G. H., Löffing, J., Rauch, S. D., ... & Adams, J. C. (2019). Inner ear pathologies impair sodium-regulated ion transport in Meniere's disease. *Acta neuropathologica*, 137(2), 343-357.
- [25] - Gross, E. M., Ress, B. D., Viirre, E. S., Nelson, J. R., & Harris, J. P. (2000). Intractable benign paroxysmal positional vertigo in patients with Meniere's disease. *The Laryngoscope*, 110(4), 655-659.
- [26] - Arthurs, B. J., Fairbanks, R. K., Demakas, J. J., Lamoreaux, W. T., Giddings, N. A., Mackay, A. R., ... & Lee, C. M. (2011). A review of treatment modalities for vestibular schwannoma. *Neurosurgical review*, 34(3), 265-279.

- [27] - Stangerup, S. E., Tos, M., Thomsen, J., & Caye-Thomasen, P. (2010). True incidence of vestibular schwannoma?. *Neurosurgery*, 67(5), 1335-1340.
- [28] - Kentala, E., & Pyykkö, I. (2001). Clinical picture of vestibular schwannoma. *Auris Nasus Larynx*, 28(1), 15-22.
- [29] - Ballenger, J. J., & Snow, J. B. (2003). *Ballenger's otorhinolaryngology: head and neck surgery*. Pmph-usa.
- [30] - Halmagyi, G. M., & Curthoys, I. S. (1988). A clinical sign of canal paresis. *Archives of neurology*, 45(7), 737-739.
- [31] - Shepard, N. T., & Jacobson, G. P. (2016). The caloric irrigation test. In *Handbook of clinical neurology* (Vol. 137, pp. 119-131). Elsevier.
- [32] - Black, R. A., Halmagyi, G. M., Thurtell, M. J., Todd, M. J., & Curthoys, I. S. (2005). The active head-impulse test in unilateral peripheral vestibulopathy. *Archives of neurology*, 62(2), 290-293.
- [33] - MacDougall, H. G., McGarvie, L. A., Halmagyi, G. M., Curthoys, I. S., & Weber, K. P. (2013). The video head impulse test (vHIT) detects vertical semicircular canal dysfunction. *PLoS one*, 8(4).
- [34] - Bronstein, A. (Ed.). (2013). *Oxford textbook of vertigo and imbalance*. OUP Oxford.
- [35] - Crumley-Welsh, W. (2013). ICS Impulse-Revolutionizing Vestibular Assessment. *Audiology Online*.
- [36] - McGarvie, L. A., Curthoys, I. S., MacDougall, H. G., & Halmagyi, G. M. (2015). What does the head impulse test versus caloric dissociation reveal about vestibular dysfunction in Ménière's disease?. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1343(1), 58-62.
- [37] - Halmagyi, G. M., Curthoys, I. S., Cremer, P. D., Henderson, C. J., Todd, M. J., Staples, M. J., & D'cruz, D. M. (1990). The human horizontal vestibulo-ocular reflex in response to high-acceleration stimulation before and after unilateral vestibular neurectomy. *Experimental Brain Research*, 81(3), 479-490.
- [38] - Aw, S. T., Magnussen, J. S., Todd, M. J., McCormack, S., & Michael Halmagyi, G. (2006). MRI of the vestibular nerve after selective vestibular neurectomy. *Acta otolaryngologica*, 126(10), 1053-1056.
- [39] - Russomano, T., De Azevedo, D. F. G., Piedade, L., Glock, F. S., Tello, M., dos Santos, M. A., ... & Giongo, J. L. (2003). Development and validation of an electrically controlled rotatory chair to be used as a simulator for spatial disorientation and motion sickness. In *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE Cat. No. 03CH37439)* (Vol. 4, pp. 3306-3308). IEEE
- [40] - Wetzig, J., Reiser, M., Martin, E., Bregenzer, N., & Von Baumgarten, R. J. (1990). Unilateral centrifugation of the otoliths as a new method to determine

bilateral asymmetries of the otolith apparatus in man. *Acta Astronautica*, 21(6-7), 519-525.

[41] - Clarke, A. H., & Engelhorn, A. (1998). Unilateral testing of utricular function. *Experimental brain research*, 121(4), 457-464.

[42] - Clarke, A. H., Engelhorn, A., Hamann, C. H., & Schönfeld, U. (1999). Measuring the otolithocular response by means of unilateral radial acceleration. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 871(1), 387-391.

[43] - Clarke, A. H., Schönfeld, U., & Helling, K. (2003). Unilateral examination of utricle and saccule function. *Journal of Vestibular Research*, 13(4-6), 215-225.

[44] - Yegorov, B. B. (1970). Possible change in the paired operation of the vestibular apparatus. *Kosmicheskaya Biologiya i Meditsina*, 4, 85-86.

[45] - Buytaert, K. I., Nooij, S. A. E., Neyt, X., Migeotte, P. F., Vanspauwen, R., Van de Heyning, P. H., & Wuyts, F. L. (2010). A new model for utricular function testing using a sinusoidal translation profile during unilateral centrifugation. *Audiology and Neurotology*, 15(6), 343-352.

[46] - Buytaert, K. I., Vanspauwen, R., Van de Heyning, P. H., & Wuyts, F. L. (2010). Reliability of utricular function testing using a sinusoidal translation profile during unilateral centrifugation. *Human physiology*, 36(3), 274-281.

[47] - Hanson, J. M., & Goebel, J. A. (1998). Comparison of manual whole-body and passive and active head-on-body rotational testing with conventional rotary chair testing. *Journal of Vestibular Research*, 8(3), 273-282.

[48] - Wood, S. J. (2002). Human otolith-ocular reflexes during off-vertical axis rotation: Effect of frequency on tilt-translation ambiguity and motion sickness. *Neuroscience letters*, 323(1), 41-44.

[49] - Montandon, A. (1954). A new technique for vestibular investigation. *Acta otolaryngologica*, 44(5-6), 594-596.

[50] - Simén, V., Bartual, J., & Llopis, M. (1975). Physiological Postrotatory Nystagmus I. *Appl. Neurophysiol*, 38, 161-171.

[51] - Gianna-Poulin, C. C., Voelker, C. C., Erickson, B., & Black, O. F. (2001). Can imaginary head tilt shorten postrotatory nystagmus? *Experimental brain research*, 139(4), 503-506.

[52] - Raphan, T., Cohen, B., & Henn, V. (1981). Effects of gravity on rotatory nystagmus in monkeys. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 374(1), 44-55.

[53] - Harris, L. R., & Barnes, G. R. (1987). Orientation of vestibular nystagmus is modified by head tilt. *The vestibular system: neurophysiologic and clinical research*. Raven, New York, 539-548.

[54] - Schrader, V., Koenig, E., & Dichgans, J. (1985). The effect of lateral head tilt on horizontal postrotatory nystagmus I and II and the Purkinje effect. *Acta otolaryngologica*, 100(1-2), 98-105.

- [55] - Fetter, M., Heimberger, J., Black, R., Hermann, W., Sievering, F., & Dichgans, J. (1996). Otolith-semicircular canal interaction during postrotatory nystagmus in humans. *Experimental brain research*, 108(3), 463-472.
- [56] - Crane, B. T., Viirre, E. S., & Demer, J. L. (1997). The human horizontal vestibulo-ocular reflex during combined linear and angular acceleration. *Experimental Brain Research*, 114(2), 304-320.
- [57] - Seidman, S., Paige, G., Tomlinson, R., & Schmitt, N. (2002). Linearity of canal-otolith interaction during eccentric rotation in humans. *Experimental brain research*, 147(1), 29-37.
- [58] - Gianna-Poulin, C. C., & Peterka, R. J. (2008). Interaction between otolith organ and semicircular canal vestibulo-ocular reflexes during eccentric rotation in humans. *Experimental brain research*, 185(3), 485-495.
- [59] - Schmitt, K. U., Muser, M. H., Lanz, C., Walz, F., & Schwarz, U. (2007). Comparing eye movements recorded by search coil and infrared eye tracking. *Journal of clinical monitoring and computing*, 21(1), 49-53.
- [60] - Heide, W., Koenig, E., Trillenber, P., Kömpf, D., & Zee, D. S. (1999). Electrooculography: technical standards and applications. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl*, 52, 223-240.
- [61] - Ganança, M. M., Caovilla, H. H., & Ganança, F. F. (2010). Electronystagmography versus videonystagmography. *Brazilian journal of otorhinolaryngology*, 76(3), 399-403.
- [62] - Chandrakumar, M., Hirji, Z., Goltz, H. C., Mirabella, G., Blakeman, A. W., Colpa, L., & Wong, A. M. (2010). Effects of earth-fixed vs head-fixed targets on static ocular counterroll. *Archives of Ophthalmology*, 128(4), 413-417.
- [63] - Kong, Y., Lee, S., Lee, J., & Nam, Y. (2018). A head-mounted goggle-type video-oculography system for vestibular function testing. *EURASIP Journal on Image and Video Processing*, 2018(1), 28.
- [64] - Sreecholpech, C., & Thainimit, S. (2008). Circular and elliptical modeling for pupil boundary in closed-up human eye images. In 2008 5th International Conference on Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology (Vol. 1, pp. 445-448). IEEE.
- [65] - Chen, S., & Epps, J. (2014). Efficient and robust pupil size and blink estimation from near-field video sequences for human-machine interaction. *IEEE transactions on cybernetics*, 44(12), 2356-2367.
- [66] - Martinikorena, I., Cabeza, R., Villanueva, A., Urtasun, I., & Larumbe, A. (2018). Fast and robust ellipse detection algorithm for head-mounted eye tracking systems. *Machine Vision and Applications*, 29(5), 845-860.
- [67] - Cappa, P., Patanè, F., & Rossi, S. (2007). A redundant accelerometric cluster for the measurement of translational and angular acceleration and angular velocity of the head.

- [68] - Cappa, P., Patanè, F., & Rossi, S. (2007). Evaluation of inertial inputs on vestibular system during quick inversions of walking using a 6-DOF accelerometric device. In *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006* (pp. 2900-2904). Springer, Berlin, Heidelberg.
- [69] - Brennan, M., Palaniswami, M., & Kamen, P. (2001). Do existing measures of Poincare plot geometry reflect nonlinear features of heart rate variability? *IEEE transactions on biomedical engineering*, 48(11), 1342-1347.
- [70] - Acharya, U. R., Kannathal, N., Hua, L. M., & Yi, L. M. (2005). Study of heart rate variability signals at sitting and lying postures. *Journal of bodywork and Movement Therapies*, 9(2), 134-141.
- [71] - Acharya, R. U., Lim, C. M., & Joseph, P. (2002). Heart rate variability analysis using correlation dimension and detrended fluctuation analysis. *Itbm-Rbm*, 23(6), 333-339.
- [72] - Al-Angari, H. M., & Sahakian, A. V. (2007). Use of sample entropy approach to study heart rate variability in obstructive sleep apnea syndrome. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(10), 1900-1904.
- [73] - Yılmaz, D., & Yıldız, M. (2010). Analysis of the mobile phone effect on the heart rate variability by using the largest Lyapunov exponent. *Journal of medical systems*, 34(6), 1097-1103.
- [74] - Zbilut, J. P., Thomasson, N., & Webber, C. L. (2002). Recurrence quantification analysis as a tool for nonlinear exploration of nonstationary cardiac signals. *Medical engineering & physics*, 24(1), 53-60.
- [75] - Natarajan, K., Acharya, R., Alias, F., Tiboleng, T., & Puthusserypady, S. K. (2004). Nonlinear analysis of EEG signals at different mental states. *Biomedical engineering online*, 3(1), 7.
- [76] - Kaufman, M., Zurcher, U., & Sung, P. S. (2007). Entropy of electromyography time series. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, 386(2), 698-707.
- [77] - Golińska, A. K. (2013). Poincaré plots in analysis of selected biomedical signals. *Studies in logic, grammar and rhetoric*, 35(1), 117-127.
- [78] - Hendi, S. F., Hussain, A., Samad, S. A., & Bais, B. (2007). Characterizing EOG signal from the Chaotic Point of View. In *3rd Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering 2006* (pp. 355-359). Springer, Berlin, Heidelberg.
- [79] - Abarbanel, H. D., & Kennel, M. B. (1993). Local false nearest neighbors and dynamical dimensions from observed chaotic data. *Physical Review E*, 47(5), 3057.
- [80] - Raffalt, P. C., Senderling, B., & Stergiou, N. (2020). Filtering affects the calculation of the largest Lyapunov exponent. *Computers in Biology and Medicine*, 103786.

- [81] - Lei, M., Wang, Z., & Feng, Z. (2002). A method of embedding dimension estimation based on symplectic geometry. *Physics Letters A*, 303(2-3), 179-189.
- [82] - de Godoy, M. F., Takakura, I. T., Correa, P. R., de Nassau Machado, M., Miranda, R. C., & Brandi, A. C. (2009). Preoperative nonlinear behavior in heart rate variability predicts morbidity and mortality after coronary artery bypass graft surgery. *Medical Science Monitor*, 15(3), CR117-CR122.
- [83] - Volf, P., Kutílek, P., Koukolík, T., Hozman, J. (2015). Zařízení pro měření pohybu vestibulárních aparátů, Užžitný vzor: 28921.
- [84] - Wolfram-Alpha. (2020) Gravitational acceleration [//place:Prague//] - [https://www.wolframalpha.com/input/?i=gravitational+acceleration+\[//place:Prague//\]](https://www.wolframalpha.com/input/?i=gravitational+acceleration+[//place:Prague//])
- [85] - Collins, S. H., Adamczyk, P. G., & Kuo, A. D. (2009). Dynamic arm swinging in human walking. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 276(1673), 3679-3688.
- [86] - Frost, R., Skidmore, J., Santello, M., & Artemiadis, P. (2015). Sensorimotor control of gait: a novel approach for the study of the interplay of visual and proprioceptive feedback. *Frontiers in human neuroscience*, 9, 14.
- [87] - Hejda, J., Cakrt, O., Socha, V., Schlenker, J., & Kutilek, P. (2015). 3-D trajectory of body sway angles: A technique for quantifying postural stability. *Biocybernetics and biomedical engineering*, 35(3), 185-191.
- [88] - Pardo, S., & Simmons, D. A. (2016). The quantitative relationship between ISO 15197 accuracy criteria and mean absolute relative difference (MARD) in the evaluation of analytical performance of self-monitoring of blood glucose (SMBG) systems. *Journal of diabetes science and technology*, 10(5), 1182-1187.
- [89] - Koos, W. T. (1976). Microsurgery of cerebellopontine angle tumors. *Clinical microneurosurgery*.
- [90] - Černý, R., Balatková, Z., Hrubá, S., Danková, M., Volf, P., Kutílek, P., ... & Čada, Z. (2019). Residual vestibular function after vestibular schwannoma surgery. *Neurochirurgie*.
- [91] - Shapiro, S. S., & Wilk, M. B. (1965). An analysis of variance test for normality (complete samples). *Biometrika*, 52(3/4), 591-611.
- [92] - Mossman, B., Mossman, S., Purdie, G., & Schneider, E. (2015). Age dependent normal horizontal VOR gain of head impulse test as measured with video-oculography. *Journal of Otolaryngology-Head & Neck Surgery*, 44(1), 29.
- [93] - BenSaïda, A (2020). Shapiro-Wilk and Shapiro-Francia normality tests. (<https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/13964-shapiro-wilk-and-shapiro-francia-normality-tests>), MATLAB Central File Exchange. v. 1.1.0.0
- [94] - Wilcoxon, F. (1992). Individual comparisons by ranking methods. In *Breakthroughs in statistics* (pp. 196-202). Springer, New York, NY.

- [95] - Funabiki, K., Naito, Y., & Honjo, I. (1999). Vestibulo-ocular reflex in patients with Meniere's disease between attacks. *Acta otolaryngologica*, 119(8), 886-891.
- [96] - McGibbon, C. A., Palmer, T., Goldvasser, D., & Krebs, D. E. (2001). Kalman filter detection of blinks in video-oculography: applications for VVOR measurement during locomotion. *Journal of neuroscience methods*, 106(2), 171-178.
- [97] - Chen, X. J., & Zhang, C. H. (2013). Removing Blinks in Video-Oculography. In *Applied Mechanics and Materials* (Vol. 239, pp. 1165-1168). Trans Tech Publications Ltd.
- [98] - Dellepiane, M., Medicina, M. C., Baretini, L., & Mura, A. C. (2006). Correlation between vestibulo-ocular reflex and optokinetic afternystagmus in normal subjects and in patients with vestibular system disorders. *Acta Otorhinolaryngologica Italica*, 26(1), 20.
- [99] - Mohammadi, S. (2009). LYAPROSEN: MATLAB function to calculate Lyapunov exponent.
- [100] - Weron, R. (2011). HURST: MATLAB function to compute the Hurst exponent using R/S Analysis. HSC Software M11003, Hugo Steinhaus Center, Wroclaw University of Technology.
- [101] - Weron, R. (2011). DFA: MATLAB function to compute the Hurst exponent using Detrended Fluctuation Analysis (DFA). HSC Software.
- [102] - Victor Martínez-Cagigal (2018). Sample Entropy. Mathworks.
- [103] - Marwan, N. (2013). Cross recurrence plot toolbox for matlab. Reference Manual, Version, 5.
- [104] - Henriques, T. S., Mariani, S., Burykin, A., Rodrigues, F., Silva, T. F., & Goldberger, A. L. (2015). Multiscale Poincaré plots for visualizing the structure of heartbeat time series. *BMC medical informatics and decision making*, 16(1), 17.
- [105] - Eilers, P. H., & Goeman, J. J. (2004). Enhancing scatterplots with smoothed densities. *Bioinformatics*, 20(5), 623-628.
- [106] - Schubert, P., & Kirchner, M. (2014). Ellipse area calculations and their applicability in posturography. *Gait & Posture*, 39(1), 518-522.
- [107] - Khachiyan, L. G. (1996). Rounding of polytopes in the real number model of computation. *Mathematics of Operations Research*, 21(2), 307-320.
- [108] - Moshtagh, N. (2005). Minimum volume enclosing ellipsoid. *Convex optimization*, 111.1-9. URL: <https://pdfs.semanticscholar.org/21c3/072e516c93b28ccd06f5b994998abc517a7f.pdf>
- [109] - Ostertagova, E., Ostertag, O., & Kováč, J. (2014). Methodology and application of the Kruskal-Wallis test. In *Applied Mechanics and Materials* (Vol. 611, pp. 115-120). Trans Tech Publications Ltd.

Publikační činnost a ostatní vědecká činnost

Výstupy přímo související s tématem disertační práce:

Časopisy s IF:

Černý, R., Balatková, Z., Hrubá, S., Danková, M., **Volf, P.**, Kutílek, P., ... & Čada, Z. (2019). Residual vestibular function after vestibular schwannoma surgery. *Neurochirurgie*, 66(2), 80-84. IF: 0,948 (Q4).

Recenzované časopisy:

Volf, P., Kutílek, P., Hozman, J., Černý, R., Koukolík, T., & Hejda, J. (2016). System for Measuring Kinematics of Vestibular System Movements in Neurological Practice. *Acta Polytechnica*, 56(4), 336-343.

Konferenční příspěvky:

Volf, P., Kutílek, P., Hozman, J., Hejda, J., & Cerny, R. (2016). Qualitative evaluation methods of movement of the vestibular system in neurological practice. In 2016 39th International Conference on Telecommunications and Signal Processing (TSP) (pp. 354-360). IEEE.

Volf, P., Hejda, J., Kutílek, P., Kondelik, J., Hozman, J., & Cerny, R. (2020). Application of ellipsoid parameters for evaluation of nystagmus evoked during rotational chair test. In 2020 43rd International Conference on Telecommunications and Signal Processing (TSP) (pp. 153-157). IEEE.

Užité vzory:

Volf, P., Kutílek, P., Koukolík, T., & Hozman, J. (2015). Zařízení pro měření pohybu vestibulárních aparátů Číslo přihlášky: 2015-30606, Číslo zápisu: 28921, Datum podání: 19.01.2015

Další výstupy související se studiem rovnováhy a pohybem segmentů těla a hlavy:

Recenzované časopisy:

Volf, P., Kutílek, P., Hejda, J., Cerny, R., Milerska, I., & Hana, K. (2019). Methods evaluating upper arm and forearm movement during a quiet stance. *Lékař a technika-Clinician and Technology*, 49(2), 58-65.

Kutílek, P., **Volf, P.**, Cerny, R., & Hejda, J. (2017). The application of accelerometers to measure movements of upper limbs: Pilot study. *Acta Gymnica*, 47(1), 24-32.

- *Filáková, K., Štěpánová, J., & Jakubec, L. (2019). Posouzení vlivu dominance horní končetiny na hodnocení objemu pohybové aktivity osob s paraplegií pomocí akcelerometru ActiGraph GT3X+. Tělesná kultura, 41(2), 56-63.*

Konferenční příspěvky:

Volf, P., Hybl, J., Kutilek, P., Hejda, J., Hozman, J., Krivanek, V., ... & Cerny, R. (2019). Quantifying Movement of the Head and Shoulders During Quiet Standing Using MatLab Software and Promising Parameters. In World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018 (pp. 637-640). Springer, Singapore.

Volf, P., Hejda, J., Kutilek, P., Sourek, J., & Hozman, J. (2018). A Hybrid Motion Capture Helmet System for Measuring the Kinematic Parameters of Gait. In 2018 41st International Conference on Telecommunications and Signal Processing (TSP) (pp. 1-4). IEEE.

Hejda, J., **Volf, P.**, Bačíková, M., Bar, N., Oberman, C., Rusnáková, K., ... & Kutilek, P. (2019). Design of a Hybrid Portable System for Measuring the Position of the Spine, Pelvis and Center of Gravity of the Body. In Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing (pp. 622-633). Springer, Cham.

Kutilek, P., **Volf, P.**, Hejda, J., Hozman, J., Viteckova, S., Krivanek, V., ... & Cerny, R. (2017). A technique for quantifying the relative angular movement of the head and shoulders. In EMBEC & NBC 2017 (pp. 310-313). Springer, Singapore.

Kutilek, P., **Volf, P.**, Hejda, J., Viteckova, S., Krivanek, V., Duskocil, R., ... & Havlas, V. (2019). Determining the Upper Limb's Intensity of Movement Using a Smart Orthosis for Rehabilitation at the Clinic and Home. In International Conference Mechatronics (pp. 397-405). Springer, Cham.

Kutilek, P., Viteckova, S., **Volf, P.**, Hejda, J., Kotolova, V., Krivanek, V., ... & Stefek, A. (2017). Evaluation of Gait and Standing Posture by Software Based on SimMechanics. In International Conference Mechatronics (pp. 387-394). Springer, Cham.

Kutilek, P., Hejda, J., Kutilkova, E., **Volf, P.**, Adamova, B., & Havlas, V. (2018). Methods of motion assessment of upper limb for rehabilitation application. In 2018 International Conference on Applied Electronics (AE) (pp. 1-4). IEEE.

Abstrakty z konferenčních příspěvků v časopisech s IF

Volf, P., Hejda, J., Bačíková, M., Hýbl, J., Rusnáková, K., Braunová, M., Oberman, Č., Kutilek, P. (2019). Relationship between right/left lateral trunk muscle endurance ratio and right/left foot ground-pressure ratio in military personnel. *Gait & posture*, 73 suppl., 519-520. IF: 2,414 (Q3).

Volf, P., Hejda, J., Bačíková, M., Hýbl, J., Rusnáková, K., Braunová, M., Oberman, Č., Kutilek, P. (2019). Relationship between right/left lateral trunk muscle endurance ratio and right/left foot ground-pressure ratio in military personnel. *Gait & posture*, 73 suppl., 523-524. IF: 2,414 (Q3).

D'Angeles, A., Kutilek, P., Krivanek, V., Farlik, J., Hejda, J., **Volf, P.**, ... & Casar, J. (2018). P 160-Non-linear analysis of trunk movement of air defense staff: Pilot study. *Gait & posture*, 65, 505-506. IF: 2,414 (Q3).

Užitné vzory:

Volf, P., Kutilek, P., & Hozman, J. (2016). Zařízení pro měření polohy pohybu segmentů těla a velikosti síly pod chodidly pacienta, Číslo přihlášky: 2016-32295, Číslo zápisu: 29572, Datum podání: 18.04.2016.

Volf, P., & Bartošová, T. (2019). MoCap marker, Číslo přihlášky: 2019-35973, Číslo zápisu: 32959, Datum podání: 01.03.2019.

Další výstupy související s nelineárními metodami analýzy:

Konferenční příspěvky:

Volf, P., Kutilek, P., Hejda, J., Smrcka, P., Krivanek, V., Dorskocil, R., Farlik, J., ... & Klikova, M. (2018). Heart rate variability during long-term air traffic control in cadets. In 2018 41st International Conference on Telecommunications and Signal Processing (TSP) (pp. 1-5). IEEE.

Kutilek, P., **Volf, P.**, Sedova, K., Hejda, J., Krivanek, V., Stehlik, M., ... & Braunova, M. (2019). Heart Rate Variability During Fighter Pilot Training Preliminary Study. In 2019 International Conference on Military Technologies (ICMT) (pp. 1-5). IEEE.

Ostatní publikační činnost:

Recenzované časopisy:

Volf, P., Kutilek, P., Hejda, J., Viteckova, S., Smrcka, P., Hana, K., Svoboda, Z., & Krivanek, V. (2020). Methods for kinematic analysis of human movement in military applications: A review of current and prospective methods. *Lékař a technika-Clinician and Technology*. **Přijato**

Kutilek, P., **Volf, P.**, Viteckova, S., Smrcka, P., Lhotska, L., Hana, K., ... & Stefek, A. (2017). Wearable Systems and Methods for Monitoring Psychological and Physical Condition of Soldiers. *Advances in Military Technology*, 12(2).

- *Kurhanskyi, A., Bereznenko, S., Novak, D., Kurganska, M., Sakovets, V., Bereznenko, N., & Haranina, O. Effects of multilayer clothing system on temperature and relative humidity of inter-layer air gap conditions in sentry cold weather clothing ensemble. PES, 260(20), 10-0.*

Konferenční příspěvky:

Volf, P., Stehlik, M., Kutilek, P., Kloudova, G., Rusnakova, K., Kozlova, S., ... & Dorskocil, R. (2019). Brain Electrical Activity Mapping in Military Pilots During Simulator Trainings. In 2019 International Conference on Military Technologies (ICMT) (pp. 1-6). IEEE.

Wolf, P., Hejda, J., Hájková, S., & Kutilek, P. (2019). Cooling Module for Orthosis. In International Conference Mechatronics (pp. 445-452). Springer, Cham.

Hejda, J., **Wolf, P.,** Mejstřík, J., Hýbl, J., Tvrzník, A., Gerych, D., ... & Kutilek, P. (2019). Design of Device for Measuring the Load of Cross-Country Ski Poles. In Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing (pp. 640-649). Springer, Cham.

Kutilek, P., **Wolf, P.,** Viteckova, S., Smrcka, P., Krivanek, V., Lhotska, L., ... & Stefek, A. (2017). Wearable systems for monitoring the health condition of soldiers: Review and application. In 2017 International Conference on Military Technologies (ICMT) (pp. 748-752). IEEE.

- Lin, K., Xia, F., Li, C., Wang, D., & Humar, I. (2019). Emotion-aware system design for the battlefield environment. *Information Fusion*, 47, 102-110.
- Shi, H., Zhao, H., Liu, Y., Gao, W., & Dou, S. C. (2019). Systematic analysis of a military wearable device based on a multi-level fusion framework: research directions. *Sensors*, 19(12), 2651.
- Dharsni, T., Zakir, H., & Naik, P. (2018, April). Soldier Security and Health Monitoring. In 2018 International Conference on Design Innovations for 3Cs Compute Communicate Control (ICDI3C) (pp. 37-40). IEEE.
- Närväinen, J., Kortelainen, H., Lukander, K., Pettersson, K., Havola, J., & Pihlainen, K. (2019, June). Promoting Soldier Cognitive Readiness for Battle Tank Operations Through Bio-signal Measurements. In *Advances in Neuroergonomics and Cognitive Engineering: Proceedings of the AHFE 2019 International Conference on Neuroergonomics and Cognitive Engineering, and the AHFE International Conference on Industrial Cognitive Ergonomics and Engineering Psychology, July 24-28, 2019, Washington DC, USA (Vol. 953, p. 142)*. Springer.
- Laarni, J., Pakarinen, S., Bordi, M., Kallinen, K., Närväinen, J., Kortelainen, H., ... & Pihlainen, K. (2019, July). Promoting Soldier Cognitive Readiness for Battle Tank Operations Through Bio-signal Measurements. In *International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics (pp. 142-154)*. Springer, Cham.

Adamova, B., **Wolf, P.,** Hybl, J., Kutilek, P., Hejda, J., Viteckova, S., ... & Smrcka, P. (2019). Semiportable manually actuated system for measuring muscle spasticity. In World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018 (pp. 655-658). Springer, Singapore.

Kutilek, P., **Wolf, P.,** Hejda, J., Smrcka, P., Adolf, J., Krivanek, V., ... & Cicmanec, L. (2019). Non-contact Measurement Systems for Physiological Data Monitoring of Military Pilots During Training on Simulators: Review and Application. In 2019 International Conference on Military Technologies (ICMT) (pp. 1-6). IEEE.

Kutilek, P., **Wolf, P.,** Hybl, J., Hejda, J., Viteckova, S., Krivanek, V., ... & Smrcka, P. (2019). Methods of Joint Stiffness Measurement Using a Manually Actuated Dynamometer. In International Conference Mechatronics (pp. 125-132). Springer, Cham.

Kutilek, P., Bancud, K., **Wolf, P.,** Hybl, J., Hejda, J., Viteckova, S., ... & Duskocil, R. (2019). Anatomic Adaptability of Wearable Elbow Brace for Rehabilitation

Applications. In International Conference Mechatronics (pp. 414-421). Springer, Cham.

Kutilek, P., Benediktova, K., Svoboda, J., **Volf, P.**, Adamkova, J., Krivanek, V., ... & Kutilkova, E. (2018). Processing Methods of Camera Record of Animal Movement. In 2018 18th International Conference on Mechatronics-Mechatronika (ME) (pp. 1-5). IEEE.

Hybl, J., Kutilek, P., Hejda, J., **Volf, P.**, Frynta, D., Landova, E., ... & Cerny, R. (2016). Methods for evaluation of kinematic motion data of animal's body on dynamic platform. In 2016 17th International Conference on Mechatronics-Mechatronika (ME) (pp. 1-6). IEEE.

Kacer, J., Krivanek, V., Cicmanec, L., Kutilek, P., Farlik, J., Hejda, J., Viteckova, S., **Volf, P.**, Hana, K., & Smrcka, P. (2019). Physiological data monitoring of members of air forces during training on simulators. In World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018 (pp. 855-860). Springer, Singapore.

Krivanek, V., Kutilek, P., Doskocil, R., Farlik, J., Casar, J., Hejda, J., Viteckova, S., **Volf, P.**, Smrcka, P. (2019). Evaluation Methodology and Measurement of Physiological Data to Determine Operational Preparedness of Air Defense Staff: Preliminary Results. In World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018 (pp. 351-355). Springer, Singapore.

Abstrakty z konferenčních příspěvků:

Volf, P., Kneppo, P., Kudrna, P., Hejda, J., & Sedlar, M. (2020). SUN-238 Increased efficiency of dialysis delivery through reduced active machine handling time and process steps for nurses with an advanced dialysis system. *Kidney International Reports*, 5(3) supl., S297.

Užitné vzory

Volf, P., Hejda, J., Hýbl, J., Adamová, B., Kutilek, P., & Hájková, S. (2018). Zařízení pro regulaci teploty segmentů, zejména lidského těla, Číslo přihlášky: 2018-35790, Číslo zápisu: 32737, Datum podání: 28.12.2018.

Další výstupy (Editor):

Kutilek, P., & **Volf, P.** (2019). Book of abstracts of the 4th International Conference on Movement Analysis.

Vědeckovýzkumné projekty:

TAČR:

Spoluřešitel:

TJ02000036: Zpátky za volant - Diagnostický a rehabilitační nástroj pro osoby po poškození mozku.

TG02010033: InovaFOND.

Studentské vědeckovýzkumné projekty:

SGS:

Řešitel:

SGS20/087/OHK4/1T/17: Aplikace metod nelineárních analýz pro hodnocení pohybu oka v průběhu rotačních testů.

SGS18/099/OHK4/1T/17: Návrh hybridního MoCap markeru pro lékařské účely.

SGS16/115/OHK4/1T/17: Metody vyšetřování pohybu očí a hlavy v klinické neurologii a oftalmologii v rámci excentrické rotace a senzorické fúze.

SGS15/112/OHK4/1T/17: Metody vyšetřování pohybu očí v průběhu excentrické rotace a senzorické fúze.

Spoluřešitel:

SGS18/201/OHK4/3T/17: Vývoj přenosných systémů a výzkum metod pro záznam a hodnocení biomedicínských dat v asistivních aplikacích.

SGS17/108/OHK4/1T/17: Hodnocení svalové spasticity na základě analýz dynamických parametrů pohybu.

SGS16/109/OHK4/1T/17: Kinematické parametry pohybu těla pro výzkum funkce nervové soustavy a diagnostiku.

SGS15/107/OHK4/1T/17: Metody hodnocení kinematických dat pohybu segmentů horní poloviny těla pro výzkum nervové soustavy.

SGS14/099/OHK4/1T/17: Metody vyšetřování vestibulárního aparátu v klinické neurologii.

Další projekty:

OPVVV:

Laboratorní technika OPVVV CZ.02.1.01/0.0/0.0/16_017/0002244: Modernizace laboratoří pro biomedicínské inženýrství

IP RPAPS:

2019: Inovace laboratorní výuky v předmětech z oblasti snímání, digitalizace, zpracování a záznamu obrazového signálu.

Ocenění:

1. Místo na konferenci Poster 2017 v sekce BI:

Šourek, J., Váchová, A., Wanglerová, Z., **Volf, P.**, & Hejda, J. (2017). Hybrid Motion Capture System for Measuring Kinematics of Vestibular Apparatus. Poster 2017. Prague.

Cena Děkana: Fakulta elektrotechnická ČVUT v Praze:

Volf, P. (2013). EEG signal analysis of mentally gifted children.

Vedené závěrečné práce:

Diplomové práce:

Bartošová, T. (2020). Bazální impedance jako nový parametr pH/Z metrického vyšetření.

Kondelík, J. (2020). Využití nelineárních metod při analýze záznamu pohybu oka během rotačního testu na Bárányho křesle.

Ahmeti, A. (2019). Methods of measurement and evaluation of contactless record of heart and respiratory rate.

Mejstřík, J. (2019). Využití odporových tenzometrických můstku u běžeckých holí a berlí.

Ševčíková, K. (2019). Metody hodnocení dlouhodobé pracovní zátěže a operátorů systémů v protivzdušné obraně.

Šourek, J. (2017). Využití gyro-akcelerometrického systému Xsens a Mocap systému Vicon k měření pohybu vestibulárního aparátu.

Koukolík, T. (2015). Analýza a korelace očních pohybů s daty z gyro-akcelerometrických senzorů v průběhu unilaterálního vyšetření funkce utrikulu v klinické neurologii.

Bakalářské práce:

Bar, N. (2019). Correlation between weight distribution and center of pressure with spinal alignment using Nintendo Wii Balance Boards and Kinect V2 camera.

Kondelík, J. (2018). Analýza perrotčního a postrotačního nystagmu při bilaterálním a unilaterálním vyšetření na Bárányho křesle.

Wanglerová, Z. (2017). Analýza excentrického vychýlení osy rotace v průběhu pulzního rotačního testu.

Váchová, A. (2017). Využití systému pro měření kinematiky pohybu vestibulárního aparátu v průběhu chůze.

Lintnerová, L. (2016). Využití gyro-akcelerometrických senzorů PhidgetSpatial k hodnocení kinematických dat vestibulárního aparátu v klinické neurologii.

Mejstřík, J. (2016). Využití systému pro měření kinematiky pohybu vestibulárního aparátu v posturografii.

Podzimková, D. (2015). Analýza očních pohybů při bilaterální stimulaci vestibulárního aparátu v klinické neurologii.

Rück, J. (2015). Využití dat z videookulografie a gyro-akcelerometrů při pulsním rotačním testu.

Resumé

Tato práce se zabývá metodami vyšetření vestibulárního systému za využití očních pohybů v důsledku vestibulookulárního reflexu. V rámci výzkumu excentricity pohybu hlavy při pulzním rotačním testu bylo navrženo zařízení pro měření pohybu labyrintů vestibulárního systému sestávající z helmice pro umístění gyroakcelerometrických senzorů. Toto zařízení na souboru zdravých subjektů ($n = 5$, $25,6 \pm 4,2$ (SD) let) se zastoupením mužů ($n = 3$, $28 \pm 3,6$ (SD) let) a žen ($n = 2$, 22 ± 0 (SD) let) prokázalo rozdílné hodnoty výsledných vektorů lineárního zrychlení mezi gyroakcelerometrickými senzory umístěnými na helmici parietálně vlevo a parietálně vpravo v průběhu pulzního rotačního testu.

Tato excentricita, resp. asymetrie záškubu by mohla být, spolu s odpovědí nestimulovaných polokruhových kanálků, jedním z možných vysvětlení zbytkové odezvy VOR v důsledku interakce otolitových orgánů s polokruhovými kanálky. Zbytková odezva byla potvrzena na souboru pacientů po neurektomii vestibulárního nervu v důsledku resekcce vestibulárního schwannomu ($n = 25$, $51,4 \pm 10,2$ (SD) let) se zastoupením mužů ($n = 10$, $47,1 \pm 8$ (SD) let) a žen ($n = 16$, $54,1 \pm 10,77$ (SD) let). Zisk (Gain) VOR byl nezávislý na kategorii tumoru. Kontrolní 66letá pacientka s bilaterální ztrátou vestibulární funkce v důsledku vestibulotoxicity gentamicinu vykazovala nižší zisk (Gain) VOR oproti hodnocené skupině pacientů.

Experiment využívající Bárányho rotační křeslo s lichoběžníkovým průběhem stimulu o maximální úhlové rychlosti $120^\circ/\text{s}$ nepotvrdil vliv excentricity rotace na časovou, amplitudovou a časově-amplitudovou variabilitu perrotacího a postrotacího horizontálního nystagmu. Variabilita byla hodnocena nelineárními metodami analýzy založenými na Hurstově exponentu, detrendované fluktuální analýze, vzorkové entropii, rekurentní kvantifikační analýze, největším Lyapunovově exponentu a nově navržené metodě vycházející z Multiscale Poincaré grafu využívající kvantifikačních parametrů elips a elipsoidů. Navržená metoda vykazuje silnou korelaci s metodami nelineární analýzy především u parametrů vycházejících z časových elips.