

**Analýza očních pohybů a pohybů hlavy při excentrické rotaci  
člověka**

**Eye and head movements analysis during eccentric human  
rotation**

Disertační práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika  
Studijní obor: Biomedicínská a klinická technika

Školitel: doc. Ing. Jiří Hozman, Ph.D.  
Školitel specialista: as. MUDr. Rudolf Černý, CSc.

**Ing. Petr Volf**



## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem disertační práci s názvem „Analýza očních pohybů a pohybů hlavy při excentrické rotaci člověka“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k disertační práci.

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

V Kladně dne 16.9.2020

.....

Ing. Petr Volf

## **PODĚKOVÁNÍ**

Na tomto místě bych rád poděkoval školiteli doc. Ing. Jiřímu Hozmanovi, Ph.D. za jeho připomínky a zejména za pomoc při řešení organizačních záležitostí spojených s disertační prací. Dále bych chtěl poděkovat as. MUDr. Rudolfovi Černému, CSc., jakožto školiteli specialistovi, za možnost měření v Centru pro závrativé stavy Neurologické kliniky 2. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Fakultní nemocnice v Motole, Ing. et Ing. Janu Hejdovi, Ph.D. za konzultaci k jeho systému a k problematice analýzy obrazu, doc. Ing. Mgr. Patrikovi Kutílkovi, Ph.D. za konzultace k nelineárním metodám a biomechanice, studentům Ing. Tomášovi Koukolíkovi za pomoc při návrhu algoritmu detekce mrkání, Ing. Jakubu Kondelíkovi za pomoc s měřením pacientů a zpracováním dat nelineárními metodami a prof. Ing. Peterovi Kneppovi, DrSc., dr. h. c. za motivaci k dokončení disertační práce. V neposlední řadě bych rád poděkoval za podporu své rodině a zejména mé manželce za trpělivost.



# ABSTRAKT

## **Název práce: Analýza očních pohybů a pohybů hlavy při excentrické rotaci člověka**

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 gyro-akcelerometrických 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 ( $n = 2$ ,  $22 \pm 0$  (SD) let) prokázalo rozdílné hodnoty výsledných vektorů lineárního zrychlení mezi gyro-akcelerometrickými 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 vestibulookulárního reflexu v důsledku interakce otolitových orgánů s polokruhovými kanálky. Zbytková odezva byla potvrzena na souboru pacientů po neurektomii vestibulárního nervu v důsledku resekce 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) vestibulookulárního reflexu byl nezávislý na kategorii tumoru. Kontrolní 66letá pacientka s bilaterální ztrátou vestibulární funkce v důsledku vestibulotoxicity gentamicinu vykazovala nižší zisk (Gain) vestibulookulárního reflexu 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 flukтуаční 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.

## **Klíčová slova**

Oční pohyby, Vestibulookulární reflex, Bárányho rotační křeslo, Excentrická rotace, Pulzní rotační test, Videookulografie, Nelineární metody analýzy, Pohyby hlavy.

# ABSTRACT

## **The title of the Thesis: Eye and head movements analysis during eccentric human rotation**

This work deals with methods for examination of the vestibular system using eye movements induced by vestibulo-ocular reflex. In the research of head movement eccentricity during head impulse test a helmet device with gyro-accelerometer sensors for measuring the movements of the vestibular labyrinths was been proposed. This device was tested on a group of healthy subjects ( $n = 5$ ,  $25.6 \pm 4.2$  (SD) years) with a representation of males ( $n = 3$ ,  $28 \pm 3.6$  (SD) years) and females ( $n = 2$ ,  $22 \pm 0$  (SD) years) During head impulse test, the device showed different values of the resultant linear acceleration vectors between the the parietal left and right gyro-accelerometer sensors located on the helmet.

This eccentricity, resp. impulse asymmetry, along with the response of unstimulated semicircular canals, could be possible explanation of the residual vestibulo-ocular reflex response due to the interaction of otolith organs with the semicircular canals. Residual response was confirmed in a group of patients after vestibular nerve neurectomy due to vestibular schwannoma resection ( $n = 25$ ,  $51.4 \pm 10.2$  (SD) years) with a representation of males ( $n = 10$ ,  $47.1 \pm 8$  (SD) years) and females ( $n = 16$ ,  $54.1 \pm 10.77$  (SD) years). Vestibulo-ocular reflex Gain was independent of tumor grade. A control 66-year-old patient with bilateral loss of vestibular function due to vestibulotoxicity of gentamicin showed a lower vestibulo-ocular reflex Gain compared to the group of patients.

Bárány rotational chair test with a trapezoidal stimulus with a maximum angular velocity of  $120^\circ/\text{s}$  did not confirm the effect of rotational eccentricity in the time, amplitude and time-amplitude variability of perrotational and postrotational horizontal nystagmus. Variability was evaluated by non-linear methods of analysis based on the Hurst exponent, Detrended fluctuation analysis, sample entropy, recurrence quantification analysis, largest Lyapunov exponent and a newly proposed method based on Multiscale Poincaré plot using quantitative parameters of ellipses and ellipsoids. The proposed method shows a strong correlation with the methods of nonlinear analysis, especially with the parameters based on time ellipses.

## **Keywords**

Eye movements, Vestibulo-ocular reflex, Bárány rotational chair, Eccentric rotation, Head impulse test, Videoculography, Nonlinear method analysis, Head movements.

# Obsah

Seznam zkratk .....	11
<b>1 Úvod .....</b>	<b>13</b>
<b>2 Přehled současného stavu.....</b>	<b>15</b>
2.1 Vestibulární systém .....	15
2.1.1 Prahové hodnoty stimulace polokruhových kanálků.....	16
2.1.2 Prahové hodnoty stimulace otolitových orgánů .....	17
2.1.3 Látky ovlivňující funkci vestibulárního systému .....	17
2.1.4 Vestibulookulární reflex .....	17
2.2 Oční pohyby .....	19
2.2.1 Nystagmus .....	19
2.2.2 Sakády .....	20
2.3 Poruchy rovnováhy a vestibulární funkce .....	20
2.3.1 Benigní paroxysmální polohové vertigo .....	21
2.3.2 Ménièreova choroba .....	22
2.3.3 Vestibulární schwannom .....	23
2.4 Metody vyšetření poruch rovnováhy a vestibulárního systému.....	23
2.4.1 Posturografie.....	23
2.4.2 Kalorická zkouška .....	28
2.4.3 Vestibulární-evokované myogenní potenciály .....	29
2.4.4 Pulzní rotační test (HIT).....	30
2.4.5 Vyšetření na Bárányho rotačním křesle .....	31
2.5 Metody měření pohybu oka v klinické neurologii .....	33
2.5.1 Elektrookulografie .....	33
2.5.2 Scleral search coil.....	33
2.5.3 Videookulografie .....	34
2.6 Metody vyhodnocení pohybů oka z videookulografie.....	35
2.6.1 Prahování a detekce hran.....	35
2.6.2 Hledání těžiště .....	35
2.6.3 Fitování elipsy .....	35
2.6.4 Rychlý a robustní algoritmus detekce elipsy.....	36

2.6.5	Houghova transformace.....	39
2.6.6	Template-matching.....	39
2.6.7	Artefakty a jejich odstranění .....	40
2.7	Metody měření polohy a pohybu hlavy.....	40
2.8	Metody nelineární analýzy pro potřeby vyhodnocení biologických signálů .	46
2.8.1	Hurstův exponent.....	46
2.8.2	Největší Lyapunův exponent.....	47
2.8.3	Detrendovaná flukтуаční analýza .....	49
2.8.4	Entropie .....	50
2.8.5	Rekurentní kvantifikační analýza .....	51
2.8.6	Poincarého analýza.....	53
<b>3</b>	<b>Stanovení hypotéz a cílů práce .....</b>	<b>54</b>
3.1	Ověření excentricity rotace při pulzním rotačním testu .....	54
3.2	Pohyb očí při pulzním rotačním testu .....	54
3.3	Bilaterální a unilaterální stimulační na Bárányho rotačním křesle.....	56
<b>4</b>	<b>Metody .....</b>	<b>57</b>
4.1	Ověření excentricity rotace při pulzním rotačním testu.....	57
4.1.1	Materiály.....	57
4.1.2	Měření.....	61
4.1.3	Vyhodnocení naměřených dat .....	62
4.1.4	Statistické vyhodnocení.....	68
4.2	Pohyb očí při pulzním rotačním testu .....	70
4.2.1	Materiály.....	70
4.2.2	Měření.....	70
4.2.3	Zpracování naměřených dat .....	71
4.2.4	Statistické vyhodnocení.....	71
4.3	Bilaterální a unilaterální stimulační na Bárányho rotačním křesle.....	72
4.3.1	Materiály.....	72
4.3.2	Měření.....	74
4.3.3	Zpracování naměřených dat .....	75
4.3.4	Standardní metody analýzy .....	81
4.3.5	Nelineární metody analýzy.....	84

4.3.6	Statistické vyhodnocení.....	98
<b>5</b>	<b>Výsledky.....</b>	<b>99</b>
5.1	Ověření excentricity rotace při pulzním rotačním testu.....	99
5.1.1	Časová závislost kinematických proměnných.....	99
5.1.2	Vzájemná závislost kinematických proměnných.....	101
5.2	Pohyb očí při pulzním rotačním testu.....	103
5.2.1	Test normality dat.....	103
5.2.2	Test rozdílu středních hodnot zisku VOR.....	104
5.3	Bilaterální a unilaterální stimulace na Bárányho rotačním křesle.....	108
5.3.1	Standardní metody analýzy.....	108
5.3.2	Nelineární metody analýzy.....	110
5.3.3	Vyhodnocení hypotéz.....	127
5.3.4	Korelace mezi parametry použitých metod.....	128
<b>6</b>	<b>Diskuze.....</b>	<b>134</b>
6.1	Ověření excentricity rotace při pulzním rotačním testu.....	134
6.2	Pohyb očí při pulzním rotačním testu.....	136
6.3	Bilaterální a unilaterální stimulace na Bárányho rotačním křesle.....	137
<b>7</b>	<b>Závěr.....</b>	<b>142</b>
	<b>Seznam použité literatury.....</b>	<b>144</b>
	<b>Příloha A: Obsah přiloženého DVD.....</b>	<b>166</b>
	<b>Příloha B: Pseudokód Elipsa.....</b>	<b>167</b>
	<b>Příloha C: Pseudokód Kalmanova filtrace.....</b>	<b>169</b>
	<b>Příloha D: Pseudokód MVVEE.....</b>	<b>170</b>
	<b>Příloha E: Lineární zrychlení a úhlová rychlost hlavy.....</b>	<b>172</b>
	<b>Příloha F: Informace o subjektech - Ověření excentricity rotace při pulzním rotačním testu.....</b>	<b>173</b>
	<b>Příloha G: Informace o subjektech - Pohyb očí při pulzním rotačním testu.....</b>	<b>174</b>
	<b>Příloha H: Informace o subjektech - Bilaterální a unilaterální stimulace na Bárányho rotačním křesle.....</b>	<b>175</b>
	<b>Příloha I: Vyhodnocení hypotéz - Bilaterální a unilaterální stimulace na Bárányho rotačním křesle.....</b>	<b>177</b>

<b>Příloha J: Vyhodnocení hypotéz - Bilaterální a unilaterální stimulace na Bárányho rotačním křesle.....</b>	<b>182</b>
<b>Příloha K: Popis projektu .....</b>	<b>183</b>
<b>Příloha L: Informovaný souhlas.....</b>	<b>184</b>
<b>Příloha M: Schválení etickou komisí .....</b>	<b>185</b>
<b>Příloha N: Ověření excentricity rotace při pulzním rotačním testu .....</b>	<b>186</b>
<b>Příloha O: Dopis etické komisi .....</b>	<b>187</b>
<b>Příloha P: Popis projektu.....</b>	<b>188</b>
<b>Příloha Q: Informovaný souhlas .....</b>	<b>189</b>
<b>Příloha R: Schválení etickou komisí .....</b>	<b>190</b>
<b>Příloha S: Dopis etické komisi .....</b>	<b>191</b>
<b>Příloha T: Popis projektu.....</b>	<b>192</b>
<b>Příloha U: Informovaný souhlas .....</b>	<b>193</b>
<b>Příloha V: Schválení etickou komisí strana 1 .....</b>	<b>194</b>
<b>Příloha W: Schválení etickou komisí strana 2 .....</b>	<b>195</b>
<b>Příloha X: protokol měření - Bilaterální a unilaterální stimulace na Bárányho rotačním křesle.....</b>	<b>196</b>
<b>Příloha Y: Publikační činnost a ostatní vědecká činnost .....</b>	<b>197</b>

# Seznam zkratek

## Seznam zkratek

Zkratka	Význam
9DoF	9 stupňů volnosti ( <i>9 degrees of freedom</i> )
ApEn	Aproximační entropie ( <i>approximate entropy</i> )
AVNN	Průměrný čas R-R intervalu srdečního signálu
BPPV	Benigní paroxysmální polohové vertigo ( <i>benign paroxysmal positional vertigo</i> )
CI	Konfidenční interval ( <i>confidence interval</i> )
COM	Těžiště těla ( <i>center of mass</i> )
COP	Centrum tlaku ( <i>center of pressure</i> )
CP	Paréza kanálku ( <i>canal paresis</i> )
cVEMP	Cervikální vestibulárně-evokované myogenní potenciály ( <i>cervical vestibular evoked myogenic potentials</i> )
DET	Determinismus ( <i>determinism</i> )
DFA	Detrendovaná fluktuální analýza ( <i>detrended fluctuation analysis</i> )
DIV	Divergence ( <i>divergence</i> )
EEG	Elektroencefalogram ( <i>electroencephalogram</i> )
EHG	Elektrohysterogram ( <i>electrohysterogram</i> )
EKG	Elektrokardiogram ( <i>electrocardiogram</i> )
EMG	Elektromyogram ( <i>electromyogram</i> )
ENTR	Entropie ( <i>entropy</i> )
EOG	Elektrookulografie ( <i>electrooculography</i> )
FEHT	Fast Ellipse Hough Transform
fGn	Frakční Gaussův šum ( <i>fractional Gaussian noise</i> )
FCHT	Fast Circle Hough Transform
FNN	False nearest neighbors
FPV	Rychlost rychlé složky nystagmu ( <i>fast phase velocity</i> )
FREDA	Rychlý a robustní algoritmus detekce elipsy ( <i>fast and robust ellipse detection algorithm</i> )
FRST	Fast radial symmetry transform
GIA	Náklon gravito-inerciálního vektoru akcelerace ( <i>gravito-inertial acceleration</i> )
HIT	Pulzní rotační test ( <i>head impulse test</i> )
HRV	Variabilita srdečního rytmu ( <i>heart rate variability</i> )
IMD	Intermastoideální vzdálenost ( <i>intermastoid distance</i> )
IQR	Interkvartilové rozpětí ( <i>interquartile range</i> )
IR-LED	Infračervená elektroluminiscenční dioda ( <i>infrared light-emitting diode</i> )
IR-VOG	Infračervená videookulografie ( <i>infrared videooculography</i> )
IUD	Interutrikulární vzdálenost ( <i>interutricular distance</i> )
LAM	Laminarita ( <i>laminarity</i> )
LLE	Největší Lyapunův exponent ( <i>largest Lyapunov exponent</i> )

MARD	Průměrná hodnota absolutního relativního rozdílu ( <i>mean absolute relative difference</i> )
MKV1	Microsoft Kinect verze 1
MKV2	Microsoft Kinect verze 2
MoCap	Sledování pohybu ( <i>motion capture</i> )
NCC	Normalizovaná křížová korelace ( <i>normalized cross correlation</i> )
OCR	Torzní rotace oka ( <i>ocular counter-roll</i> )
OKR	Optokinetický reflex ( <i>optokinetic reflex</i> )
oVEMP	Okulární vestibulárně-evokované myogenní potenciály ( <i>ocular vestibular evoked myogenic potentials</i> )
PAL	TV standard ( <i>phase alternating line</i> )
QOL	Kvalita života ( <i>quality of life</i> )
RMSSD	Odmocniny ze střední kvadratické odchylky času R-R intervalů (root mean square of successive differences)
ROI	Oblast zájmu ( <i>region of interest</i> )
ROM	Rozsah pohybu ( <i>range of motion</i> )
RQA	Rekurentní kvantifikační analýza ( <i>reccurrence quantification analysis</i> )
RR	Rekurenční poměr ( <i>reccurrence rate</i> )
rVOR	Rotační vestibulookulární reflex ( <i>rotational vestibulo-ocular reflex</i> )
SampEn	Vzorková entropie ( <i>sample entropy</i> )
SD	Směrodatná odchylka ( <i>standard deviation</i> )
SDNN	Směrodatná odchylka času R-R intervalů
SE	Standardní chyba ( <i>standard error</i> )
SPV	Rychlost pomalé složky nystagmu ( <i>slow phase velocity</i> )
SSC	Kontaktní čočka s cívkou pro sledování pohybu oka ( <i>search scleral coil</i> )
TL	Délka trajektorie ( <i>trajectory length</i> )
TOF	Time-of-flight: metoda měření hloubkové mapy
TSV	Tabulátorem oddělené hodnoty ( <i>tab-separated values</i> )
tVOR	Translační vestibulookulární reflex ( <i>translational vestibulo-ocular reflex</i> )
UOR	Utrikulo-okulární odezva ( <i>utriculo-ocular response</i> )
VEMP	Vestibulárně-evokované myogenní potenciály ( <i>vestibular evoked myogenic potentials</i> )
vHIT	Pulzní rotační test s videozáznamem ( <i>video head impulse test</i> )
VOG	Videookulografie ( <i>videoculography</i> )
VOR	Vestibulookulární reflex ( <i>vestibulo-ocular reflex</i> )



# 1 Úvod

Schopnost správného vnímání polohy v prostoru spolu s udržení statické a dynamické posturální stability je pro člověka, jüakozto tvora s bipedálním vzpřimeným postojem, nezbytná. S ohledem na posturální stabilitu se jako matematický model pro biomechanickou analýzu využívá např. invertované víceprvkové kyvadlo [1]. 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 patří propiocepce (svalová, šlachová, kloubní), vestibulární systém a zrak, přičemž dysfunkce těchto systémů mohou vést ke zhoršení kvality života (QOL z *angl. quality of life*) např. v důsledkú komplikací spojených s pádem [2] především u mužů a žen starších sedmdesáti let, u kterých se udává téměř 40% roční prevalence pádu [3]. Dále se může jednat o snížení QOL přímo v důsledku nesprávné funkce daného sensorického systému. V případě vestibulárního systému se může jednat např. o tzv. 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 [4]. Mezi možnosti hodnocení funkce vestibulárního systému patří např. využití vestibulookulárního reflexu (VOR z *angl. vestibulo-ocular reflex*), který je nejjednodušším cerebrálně kontrolovaným motorickým systémem [5]. K hodnocení VOR je možné využít videokulografii (VOG z *angl. videooculography*), případně infračervenou videokulografii (IR-VOG z *angl. infrared videooculography*) v rámci tzv. pulzního rotačního testu (HIT z *angl. head impulse test*) zaznamenávaného videem (vHIT z *video Head impulse test*). Další možností je namísto HIT jako stimul aplikovat rotaci na Bárányho rotačním křesle. V tomto případě je aplikace IR-VOG, či jiné metody umožňující sledování pohybu oka nutností.

Pro potřeby vyhodnocení záznamu VOG se nově začínají využívat metody nelineární analýzy [6], avšak aplikace v případě vyšetření funkce vestibulárního systému za využití VOR nebyla doposud prezentována. Metody nelineární analýzy by mohly poskytnout nové informace zejména o interakci mezi otolitovými orgány a polokruhovými kanálky a dále rozšířit možnosti vyhodnocení, a to i za využití starších IR-VOG systémů s nízkým kontrastem a nízkou snímkovací frekvencí, které jsou stále v rámci klinické praxe využívány.

Nelineární metody analýzy by mohly poskytnout nový nástroj pro stanovení diagnózy v oblasti neurologie a otologie se zaměřením na poruchy vestibulární funkce. 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 VOR i v případě stimulace a vyšetření 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, vyšetřujícím lékařem indukovaného stimulu v průběhu HIT.

## 2 Přehled současného stavu

Přehled současného stavu je zaměřen na popis funkce vestibulárního systému za využití měření pohybu očí a hlavy zejména s ohledem na VOR. Dále jsou uvedeny metody měření poruch vestibulárního systému, resp. senzorické agregace s vlivem na statickou a dynamickou posturální stabilitu. Tyto metody mohou být vhodné např. pro komparativní měření. Další oblastí rešerše je přehled možností měření lineárního a úhlového zrychlení labyrintů vestibulárního systému. Přehled současného stavu je zakončen aplikacemi metod nelineární analýzy s ohledem na získání nových informací o časové, amplitudové a časově-amplitudové variabilitě nystagmu při bilaterální a unilaterální stimulaci na Bárányho rotačním křesle.

### 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) [7]. Bilaterální anatomická organizace vestibulárního systému umožňuje substituci v případě unilaterálního selhání [8].

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 uhličitanu vápenatého ve formě tzv. otolitů stimuluje vláskové receptorové buňky (stereocilie, kinocilie) zanořené v rosolovité hmotě tzv. kupule s hustotou stejnou jako má endolymfa [9].

Informaci o lineárním zrychlení poskytuje dvojice váčků (utríkulus, sakulus), které stejně jako polokruhové kanálky využívají stimulace vláskových buněk pomocí otolitů, jejichž hustota je  $2,71 \text{ g/cm}^3$  [10]. Utríkulus detekuje lineární zrychlení v anteroposteriorním a laterálním směru. Sakulus pak ve směru kраниокаудálním.

Interutrikulární vzdálenost (IUD z *angl. interutricular distance*), viz Obr. 2.1, stanovená na základě T2-váňovaných snímků z magnetické rezonance u souboru 25 mužů a 25 žen byla:  $7,45 \text{ cm} \pm 0,08 \text{ cm}$  (SE) (SD = 0,38 cm) u mužů a  $6,99 \text{ cm} \pm 0,06 \text{ cm}$  (SE) (SD = 0,32 cm) u žen, přičemž koreluje s intermastoideální vzdáleností (IMD z *angl. intermastoid distance*) [11]. IMD je jednoduše měřitelná za využití kaliperu. Nowé [11] diskutuje důležitost IUD především s ohledem na unilaterální centrifugační testování a představuje dvojici rovnic pro výpočet IUD: rov. (2.1) využívající znalost pouze IMD a rov. (2.2) využívající lineární kombinaci IMD, vzdálenosti mezi nasionem a inionem a výškou subjektu:

$$IUD = 0,567 + 0,497 \cdot IMD, \quad (2.1)$$

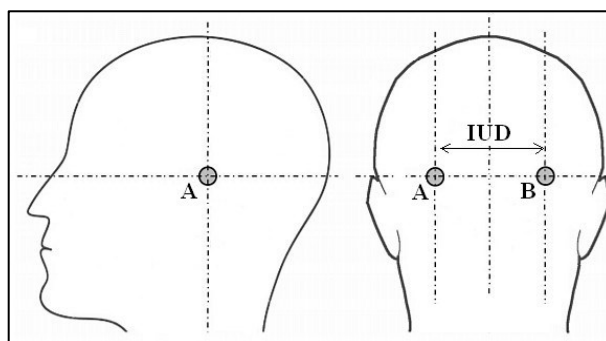
$$IUD = 0,536 + 0,480 \cdot IMD - 0,068 \cdot NI + 0,884 \cdot VS, \quad (2.2)$$

kde:

*IMD* – intermastoideální vzdálenost [mm]

*NI* – vzdálenost mezi nasionem a inionem [mm]

*VS* – výška subjektu [m]



**Obrázek 2.1: Pozice levého (A) a pravého (B) labyrintu vestibulárního systému.**

Převzato z [12].

### 2.1.1 Prahové hodnoty stimulace polokruhových kanálků

Znalost prahové hodnoty stimulace polokruhových kanálků je velice důležitá, o čemž svědčí fakt, že již v roce 1970 Oosterveld [13] publikoval review článků hodnotící 24 studií zabývajících se prahovou hodnotou stimulace horizontálních polokruhových kanálků. Znalost prahové hodnoty stimulace polokruhových kanálků je stěžejní i pro potřeby této práce s ohledem na využití rotačních testů. Oosterveld diskutuje rozdílné výsledky prahu detekce s průměrnými hodnotami v rozsahu  $0,37-3 \text{ }^\circ/\text{s}^2$  a krajními hodnotami  $0,04 \text{ }^\circ/\text{s}^2$  resp.  $5 \text{ }^\circ/\text{s}^2$  rozdílným věkem subjektů, psychologickými faktory a časem měření (denní dobou) [14], stresem a napětím [15], léky a alkoholem [16] a zejména různými technikami měření (v sedě, ve stoje) [17]. V případě sinusové stimulace na rotačním křesle je prahová hodnota horizontálních kanálků závislá na frekvenci (0,05 Hz:  $2,8 \text{ }^\circ/\text{s}$ , 0,1 Hz:  $2,5 \text{ }^\circ/\text{s}$ , 0,2 Hz:  $1,7 \text{ }^\circ/\text{s}$ , 0,5 Hz:  $0,7 \text{ }^\circ/\text{s}$ , 1 Hz:  $0,6 \text{ }^\circ/\text{s}$ , 2 Hz:  $0,4 \text{ }^\circ/\text{s}$ , 5 Hz:  $0,6 \text{ }^\circ/\text{s}$ ), přičemž v tomto případě nebyl prokázán vliv tzv. velocity storage mechanismu v rámci centrálního zpracování [18]. Velocity storage mechanismus byl poprvé popsán na opicích, u kterých přítomnost zrakového vjemu prodloužila perrotáční nystagmus a vyrušila, nebo redukovala postrotační nystagmus zaznamenaný za tmy [19].

### 2.1.2 Prahové hodnoty stimulace otolitových orgánů

Stejně jako v případě polokruhových kanálků je prahová hodnota stimulace otolitových orgánů, resp. především prahová hodnota v laterálním směru utrikulu, bazální s ohledem na bilaterální a unilaterální stimulaci Bárányho rotačním křeslem s možností laterálního vychýlení longitudinální osy rotace *Yaw* (rotace kolem osy *Z*).

Celotělová stimulace pomocí motorem ovládaných saní s lineárním posunem o frekvenci 1 Hz a zrychlením 0-40 cm/s<sup>2</sup> na dráze o délce maximálně 4,2 m u zdravých subjektů bez předchozích audio-vestibulárních obtíží ve věku 22-60 let (15 mužů a 13 žen) zjistila prahovou senzitivitu 8,5 cm/s<sup>2</sup> při anteroposteriorním posunu a 6,5 cm/s<sup>2</sup> při laterálním posunu [20]. To je v souladu s dalšími studii, které určily hodnoty prahové senzitivity v anteroposteriorním směru 6,3 cm/s<sup>2</sup> [21], 1,8-6,3 cm/s<sup>2</sup> [22] a laterálním směru 5,7 cm/s<sup>2</sup> [21], 1,9-5,7 cm/s<sup>2</sup> [22]. V případě kraniokaudálního směru je prahová hodnota senzitivity signifikantně vyšší: 15,4 cm/s<sup>2</sup> [21].

### 2.1.3 Látky ovlivňující funkci vestibulárního systému

V případě vyšetření funkce vestibulárního systému, resp. polokruhových kanálků a otolitových orgánů, je důležitá znalost látek ovlivňujících jejich činnost. Pro potřeby této práce jsou uvedeny pouze ukázkové příklady.

Aferentní aktivitu ampulárních nervů zvyšují zejména látky obsahující imidazol, mezi které patří např. histamin a naopak ji snižují antagonisti histaminu H1 (využívané např. při léčbě alergických reakcí nosu a vertiga) a H2 (využívané např. při léčbě žaludečních obtíží) [23]. Ototoxické jsou pro vestibulární funkci některé druhy antibiotik (např. streptomycin) [24]. Látky, jako např. myorelaxant baclofen zesilující GABA B aktivitu, mají vliv pouze na polokruhové kanálky, přičemž funkce otolitových orgánů není pozměněna [25].

### 2.1.4 Vestibulookulární reflex

Informace z vestibulárního systému jsou použity pro kompenzační pohyby očí (VOR) [7] a spolu s informacemi z dalších senzoričtých systémů (zrak, propriocepce) přispívají k udržení statické a dynamické rovnováhy [26].

Jak již bylo řečeno v úvodu této práce, VOR je nejjednodušším cerebrálně kontrolovaným motorickým systémem [5], díky čemuž je možné využít např. kalorický VOR pro potřeby stanovení cerebrální smrti [27]. V případě komatózních pacientů absence kalorického VOR, při kterém docházelo k vestibulární stimulaci aplikací solného roztoku o teplotě 0 °C do vnějšího zvukovodu po dobu jedné minuty, predikovala 100 % cerebrálních smrtí [28]. VOR může být dále způsoben vlivem silného magnetického pole např. v průběhu vyšetření zobrazovací metodou magnetické rezonance, kde aktivace

laterálního a anteriorního polokruhového kanálku může být původcem vertiga a nevolnosti v průběhu vyšetření [29].

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 (cerebrálním) zpracováním a svalovou okulomotorickou odezvou [30]. Spolu s VOR se na stabilizaci sítnicového obrazu podílí optokinetický reflex (OKR z *angl. optokinetic reflex*), který využívá informace přímo ze sítnice vyvolané změnami v zorném poli [31]. Zatímco VOR má zpoždění cca 10 ms [32], OKR má zpoždění cca 100 ms [33]. VOR a OKR se při úloze stabilizace obrazu na sítnici tedy vzájemně doplňují, jelikož pro pomalé frekvence pohybu hlavy nejsou polokruhové kanálky dostatečně citlivé a naopak vysoké frekvence pohybů hlavy v případě OKR jsou zkreslené zmíněným časovým zpožděním [34].

VOR můžeme rozdělit na rotační (rVOR z *angl. rotational vestibulo-ocular reflex*) a translační (tVOR z *angl. translational vestibulo-ocular reflex*). Odezvou na stimulaci polokruhových kanálků je rVOR, kdy stimulace kanálku v příslušné rovině vyvolá pohyb oka v téže rovině [35]. Oproti tomu tVOR je odezvou na stimulaci utrikulu a sakulu [35].

Kvantifikace VOR je popisována ziskem (Gain), který je dán poměrem mezi rychlostí pohybu oka vůči rychlosti pohybu hlavy [36]. Dalším kvantifikačním parametrem je fázový posuv (Phase), který popisuje časový posun mezi pohybem hlavy a oka. Ideální systém by měl mít  $\text{Gain} = -1$  a  $\text{Phase} = -180^\circ$ , který se označuje jako nulový fázový posuv [36]. V případě otolitově-okulární odezvy VOR (OCR z *angl. ocular counter-roll*) je zisk (Gain) vyjádřen torzním posunem, resp. rotací oka, vůči náklonu gravito-inerciálního vektoru akcelerace (GIA z *angl. gravito-inertial acceleration*) neboli úhlu mezi vektorem sumy radiálního a tíhového zrychlení a osou kolmou k Zemi v případě dynamického OCR např. při rotačních testech s laterálním vychýlením osy rotace [37]. V případě statického OCR je zisk (Gain) torzním posunem, resp. rotací oka, vůči laterálnímu náklonu hlavy (rotace *Roll* kolem osy *Y*) [37]. V neposlední řadě se využívají kvantifikační parametry stanovující symetričnost VOR mezi pravým a levým okem [38].

Standardní hodnoty výše zmíněných kvantifikačních parametrů jsou [36]:

- Horizontální VOR za tmy
  - $\text{Gain} = -0,9$
  - $\text{Phase} = 0^\circ$
- Horizontální VOR za světla
  - $\text{Gain} = -1$
  - $\text{Phase} = 0^\circ$
- Dynamické OCR za tmy
  - $\text{Gain} = -0,4$  až  $-0,7$
- Statické OCR za tmy
  - $\text{Gain} = 0,1$  až  $0,24$

## 2.2 Oční pohyby

Oko se může pohybovat v horizontálním, vertikálním a torzním směru. Torzní (cyklotorzní) pohyb je rotace oka kolem osy pohledu v rozsahu typicky do  $10^\circ$  s úhlovou rychlostí až  $200^\circ/\text{s}$ , která se může objevit spontánně, optokineticky v závislosti na pozorované scéně (OKR), nebo vestibulárně v průběhu pohybu nebo náklonu hlavy (VOR) [39, 40]. Samotný pohyb je zajištěn okohybnými svaly, které se dělí na přímé a šikmé. Okohybné svaly jsou inervovány n. oculomotorius, n. abducens a n. trochlearis. Horizontální pohyb zajišťují m. rectus medialis a lateralis, vertikální m. rectus superior a inferior a torzní m. obliquus superior a inferior.

### 2.2.1 Nystagmus

Nystagmus je patologickým i nepatologickým projevem rytmického konjugovaného pohybu očních bulvů [41]. Typicky je tvořen bifázicky (pomalou – tonickou vestibulární složkou a rychlou – kompenzační kortikální složkou) [41]. Nejčastější je horizontální nystagmus [41]. Vertikální, torzní, případně kombinovaný nystagmus, který je ale vzácný [41].

Nystagmus dělíme podle frekvence na [42]:

- Pomalý: 10-40 kmitů/min
- Střední: 40-100 kmitů/min
- Rychlý: 100 kmitů/min

Nystagmus dělíme podle amplitudy na [42]:

- Jemný: pod 1 mm
- Střední: 1-3 mm
- Hrubý: nad 3 mm

Patologickým původcem nystagmu může být onemocnění (tumor mozku [43], roztroušená skleróza [44]), léky (phenytoin [45], physostigmine [46]) a drogy (alkohol [47]). Redukci nystagmu způsobuje výše zmíněný baclofen [46] a dále bylo zjištěno dramatické snížení získaného nystagmu u roztroušené sklerózy po kouření konopné pryskyřice, ačkoliv při orálním příjmu kapslí s konopným olejem o obsahu 5 mg tetrahydrocannabinolu ke snížení nystagmu nedošlo [48]. Mezi další původce patří periferní vestibulární porucha a porucha centrálního zpracování. Prevalence nystagmu je cca 24 na 10000, přičemž prevalence neurologického charakteru je cca 6,8 na 10000, prevalence nystagmu spojeného se špatným viděním a vrozenou kataraktou je cca 4,2 na 10000 a prevalence nystagmu spojeného s onemocněním sítnice je cca 3,4 na 10000 [49]. Zároveň byla zjištěna signifikantně vyšší prevalence u bílé evropské populace oproti asijské populaci [49].

## 2.2.2 Sakády

Sakády jsou rychlými fixačními pohyby s rychlostí až 700 °/s a dobou cca 30-120 ms, přičemž pokud není sakadickým pohybem nalezen fixační bod, následuje další sakáda cca po 100-300 ms [40]. Sakadické pohyby se vyskytují např. při čtení textu, kde bylo zjištěno, že u jedinců s dyslexií jsou opakovány vícekrát i u textu, který je tvořen pouze číslicemi [50]. Sakády se vyskytují např. ve VOR v průběhu HIT, kdy za pomoci kontaktních čoček s cívkou pro sledování pohybu oka (SSC z *angl.* search scleral coil) byly zjištěny v průběhu rotace tzv. skryté sakády a po rotaci tzv. zjevné sakády, přičemž se zvyšujícím se úhlovým zrychlením se skryté sakády vyskytují častěji (až v 70 %) a u zjevných sakád roste amplituda [51].

## 2.3 Poruchy rovnováhy a vestibulární funkce

Do symptomů posturální rovnováhy, které často souvisejí s vestibulární poruchou, řadíme symptomy spojené s nestabilitou, která se objevuje při vzpřímené poloze jako je sed, stoj a chůze [52]. V anglickém jazyce by namísto slov *disequilibrium* a *imbalance*, které jsou nejednoznačné, mělo být používáno *unsteadiness* popisující posturální nestabilitu (*instability*) [52]. Dále se mezi poruchy ovlivňující stabilitu řadí vestibulo-vizuální symptomy v podobě falešného pocitu pohybu a náklonu, vizuální zkreslení (rozostření) spojené s vestibulární, spíše než optickou poruchou, závrať a *vertigo* [52].

Committee for the Classification of Vestibular Disorders of the Bárány Society dělí vestibulární symptomy na [52]:

- Vertigo
  - Spontánní
  - Spouštěné
    - Pozičně
    - Pohybem hlavy
    - Vizuálně
    - Zvukově
    - Valsalvovým manévrem
    - Ortostaticky
    - Jiné
- Závrať
  - Spontánní
  - Spouštěná
    - Pozičně
    - Pohybem hlavy
    - Vizuálně
    - Zvukově
    - Valsalvovým manévrem



- Ortostaticky
- Další
- Vestibulo-vizuální symptomy
  - Vnější vertigo
  - Oscilopsie
  - Vizuelní zpoždění
  - Vizuelní náklon
  - Pohybem indukované rozostření
- Posturální symptomy
  - Nestabilita
  - Pocit nestability s tendencí k vychýlení nebo pádu
  - Pocit bezprostředního pádu související se silnou nestabilitou
  - Pád související se silnou nestabilitou

Definici vertiga můžeme odvodit z latinského slova „vertere“ neboli „točit se“. Jedná se o subjektivní pocit rotačního i nerotačního pohybu, ke kterému však vzhledem k zemskému souřadnému systému nedochází [53]. Pojem vertigo je často zaměňován s pojmem závrať (dizziness) a to nejen pacienti [54], ale i samotnými lékaři [55] a dokonce také otology [55]. Vertigo a závrať přitom po bolestech hlavy patří k nejčastějším potížím pacientů [56]. Závratí se rozumí pocit z narušení, případně narušení prostorové orientace bez špatného či zkresleného pocitu pohybu [52].

QOL je významně snížena symptomy vertiga [4, 57] a závratí [58, 59]. Nezanedbatelný je i ekonomický aspekt problematiky vertiga a závratí, jelikož u těchto symptomů je vysoké procento návštěv praktických lékařů a často i specialistů z oboru neurologie a otorinolaryngologie – benigní paroxysmální polohové vertigo (BPPV): 78 %, migrenózní vertigo: 67 %, jiná vestibulární vertiga: 67 %, jiné nevestibulární závratí: 61 %, ortostatická závrať: 46 % [60].

Na souboru 4869 subjektů byla zjištěna životní prevalence vestibulárního vertiga 7,4 % (ženy: 10,3 %, muži: 4,3 %), roční prevalence 4,9 % (ženy: 7,1 %, muži: 2,6 %), incidence 1,4 % (ženy: 1,9 %, muži: 0,8 %), přičemž s věkem roste [61]. Při kombinaci závratě s vertigem je pak životní prevalence 29,3 % (ženy: 35,9 %, muži: 22,6 %), roční prevalence 22,9 % (ženy: 28,9 %, muži: 16,7 %), incidence 3,1 % (ženy: 4 %, muži: 2,3 %), přičemž s věkem roste [60]. To je v souladu se zjištěním, že starší jedinci jsou častěji ohroženi pádem [3], který má u geriatrické populace výrazný vliv na QOL [62] a je také spojen s nezanedbatelnými ekonomickými náklady v souvislosti s léčbou a hospitalizací [63].

### 2.3.1 Benigní paroxysmální polohové vertigo

BPPV je nejčastější poruchou způsobující vertigo, která může přetrvávat od hodin až po mnoho let [64]. Patofyziologie BPPV byla nejdříve popisována teorií kupulolitiázy [65],

zjednodušeně vysvětlující přestup otolitů z utrikulu do kupuly polokruhových kanálků. Tato teorie byla později rozšířena v rámci tzv. kanalolitiázy [66], popisující volný pohyb otolitů uvolněných z utrikulu až do polokruhových kanálků, která je více v souladu s etiologií BPPV s ohledem na signifikantně vyšší zastoupení kanalolitiázy oproti kupulolitiáze [67].

BPPV může být idiopatického (častěji u žen než u mužů v poměru 2,3:1), případně post-traumatického (stejně častý u žen i mužů) původu, přičemž jejich patofyziologie a průběh se může lišit [68]. Ačkoli je BPPV převážně idiopatického původu, s věkem roste prevalence [69]. Na souboru 3506 subjektů z 9 studií byl zjištěn poměr postižení pravého labyrintu vůči levému 1,41:1 (95% CI 1,37-1,45), přičemž autoři tento rozdíl vysvětlují zvykem pacientů spát převážně na pravé straně těla [70]. Ve studii geriatrické populace bylo zjištěno u 9 % jedinců (28 mužů, 72 žen, věk 51-95 let ( $74 \pm 1$  let (SE))) dříve nedignostikované BPPV [71], což je stejně jako v populaci 18-34 let (99 mužů, 99 žen) [72]. Zde by vysvětlením mohlo být různé zastoupení žen v obou souborech, jelikož u žen je vyšší zastoupení idiopatického BPPV popsané výše.

Dix-Hallpikův test [73], využívající repozice pacienta ze sedu do horizontální polohy s laterální deviací hlavy, vedl k rozvoji kanálově-repozičních manévru [74] a jejich různým modifikacím [75] s ohledem na zasažený polokruhový kanálek. Jejich cílem je vrátit otolity zpět do utrikulu [76].

**Tabulka 2.1:** Repoziční manévry s ohledem na typ BPPV [77]

<b>Polokruhový kanálek</b>	<b>Kanalolitiáza</b>	<b>Kupulolitiáza</b>
<b>Přední</b>	Modifikovaný Epley	Sémontův Brandt-Daroff
<b>Zadní</b>	Sémontův Modifikovaný Epley Brandt-Daroff	Sémontův Modifikovaný Epley Brandt-Daroff
<b>Horizontální</b>	Barbecue roll Appiani nebo Gufoni na nepostíženou stranu	Casani (modifikovaný Sémontův) nebo Gufoni na postiženou stranu

### 2.3.2 Ménièreova choroba

Ménièreova choroba je onemocněním středního ucha, pro které jsou charakteristické vestibulární symptomy, sluchové symptomy a tlak [78]. Vertigo v důsledku Ménièreovy choroby může trvat v řádu minut až hodin [79]. Samotná patogeneze není jasná [78, 80], s čímž souvisí i pouze podpůrná terapie formou steroidů, gentamicinu či maloinvazivním chirurgickým zákrokem [79]. Ménièreova choroba je často doprovázena BPPV [81].

### 2.3.3 Vestibulární schwannom

Vestibulární schwannom je benigní intrakraniální tumor vestibulárního nervu [82]. Léčba se skládá z pozorování, stereotaktické radiochirurgie, frakcionované radioterapie a mikrochirurgie [82]. Incidence vestibulárního schwannomu je cca 19 na 1000000/rok [83]. 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 [84]. Oproti ostatním typům vertiga byla zjištěna absence (63 %) nebo nízká (18 %) nevolnost [84]. Spontánní nystagmus byl přítomen u 46 % pacientů [84].

## 2.4 Metody vyšetření poruch rovnováhy a vestibulárního systému

Jak již bylo zmíněno výše, mezi možné typy vyšetření BPPV patří např. Dix-Hallpikeův test. Mezi další základní zkoušky, se kterými se můžeme setkat při vyšetření stability a funkce vestibulárního systému, patří Rombergův test. Rombergův test je charakterizován stojem se zavřenýma očima, kdy se pacient naklání na stranu postiženého labyrintu. Kvantifikace Rombergova testu je prováděna např. za využití posturografie pomocí siloměrných a tlakoměrných plošin. Jako další typ jednoduchého vyšetření vestibulárních poruch můžeme zmínit HIT. HIT využívá k hodnocení pohybu očí v rámci VOR. V důsledku požadavku lékařů je snaha o objektivizaci daných testů poruch rovnováhy za využití zejména videotechniky s následným automatickým vyhodnocením vypočetní technikou. V rámci přehledu současného stavu jsou zmíněny základní metody vyšetření poruch rovnováhy, které mají souvislost s problematikou této práce a které je možné využít např. pro potřeby komparativního měření. Zároveň jsou v příslušných kapitolách uvedeny ukázky vlastního výzkumu v daných oblastech.

### 2.4.1 Posturografie

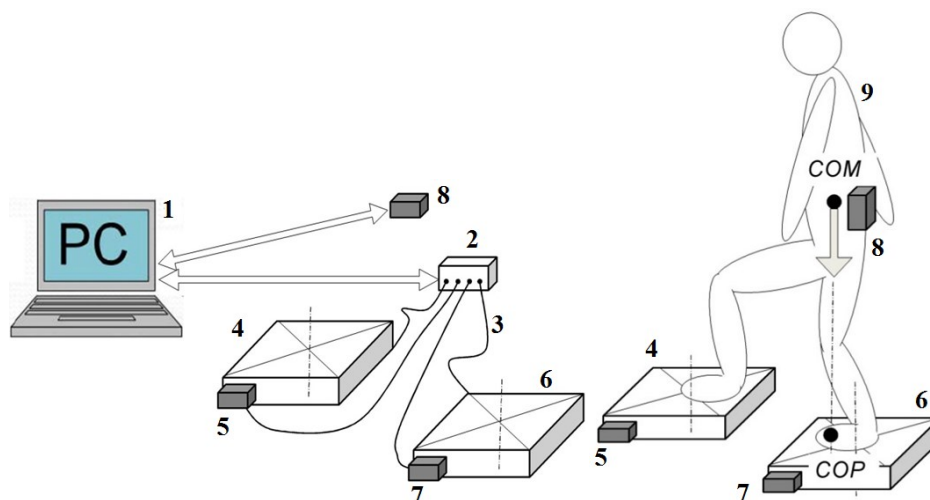
Posturografická vyšetření, rozšiřující zejména Rombergův test, mají za úkol určit polohu těžiště těla (COM z *angl. center of mass*), resp. jeho průmět do transverzální roviny na základě výsledné kontaktní síly pod chodidly. Dalším vyhodnocovaným parametrem je určení centra tlaku (COP z *angl. center of pressure*) tj. bodu, kolem kterého je rovnoměrně distribuována výsledná kontaktní síla působící po celé styčné ploše chodidla. Pro tyto účely se využívají siloměrné (stabilometrické) desky jako např. systém Tetrax® (Sunlight Medical Ltd, Israel) s možností vyhodnocení levé a pravé dolní končetiny izolovaně díky dvojici desek pod oběma chodidly. Tento systém byl využit pro potřeby hodnocení posturální stability u osob s unilaterální vestibulární hypofunkcí, u kterých byl zjištěn vliv na základní parametry (index stability, index rozložení hmotnosti, synchronizační index, frekvenční analýza posturálního kývání získaná na základě

Fourierovy transformace) [85]. Siloměrné desky využívají zpravidla čtveřici siloměrných senzorů umístěných v rozích. Další možností je využití tlakových (tlakoměrných) desek s tisícovkami senzorů, díky kterým je takový systém schopný měřit rozložení tlaku pod chodidly. Mezi takové systémy patří např. Footscan® (RSscan International, Belgium) vykazující dobrou opakovatelnost měření [86].

Pro částečně izolované testování jednotlivých systémů, podílejících se na statické a dynamické rovnováze (senzorické, motorické a centrální), je možné využít tzv. výpočetní dynamickou posturografii (Computerized Dynamic Posturography) spolu se senzorickým organizačním testem (Sensory Organization Test), který umožňuje např. NeuroCom® Balance Manager Systems (NeuroCom International, Inc, USA) [87].

### **Vlastní výzkum: Systém pro měření pohybu segmentů těla a velikosti síly pod chodidly**

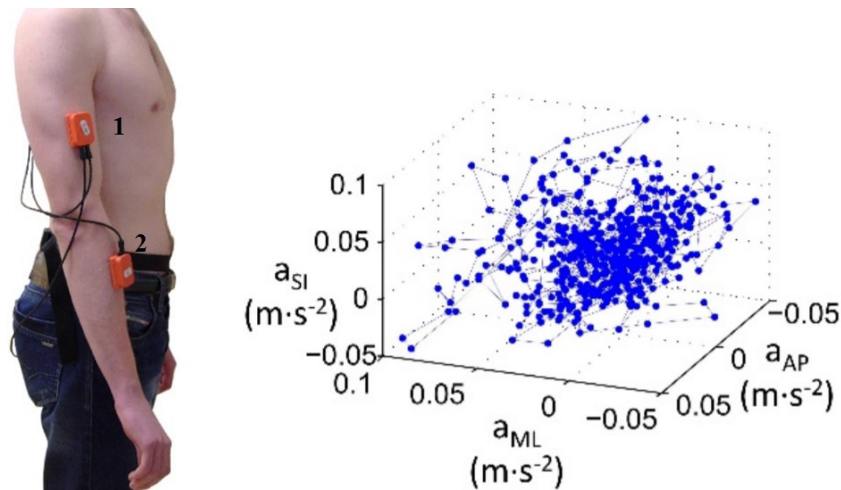
V rámci výzkumu posturografie na FBMI byl vyvinut systém pro měření pohybu segmentů těla a velikosti síly pod chodidly pacienta, který byl registrován jako užitný vzor [88] viz Obr. 2.2. Tento systém využívá dvojice stabilometrických plošin, díky čemuž je možné zjistit nejen průmět COM, ale i COP pod oběma chodidly. Dále tento systém umožňuje volitelně nastavit vzájemnou polohu plošin v prostoru. Díky tomu je možná např. i simulace chůze do schodů.



**Obrázek 2.2: Systém pro měření pohybu segmentů těla a velikosti síly pod chodidly pacienta:** vyhodnocovací zařízení (1), modul zpracování naměřených dat (2), datové kabely (3), stabilometrická plošina (4), gyro-akcelerometrický senzor (5), stabilometrická plošina (6), gyro-akcelerometrický senzor (7), gyro-akcelerometrický senzor pro umístění na subjektu (8), subjekt (9). Převzato z [88].

Gyro-akcelerometrické senzory tohoto systému umožňují získání informací o pohybech segmentů těla v prostoru. Princip a využití gyro-akcelerometrů resp. inerciálních senzorů k analýze pohybu těla včetně možnosti výpočtu jednotlivých úhlů popisuje např. [89]. Jedním z možných umístění gyro-akcelerometrických senzorů za využití oboustranné lepicí pásky je např. horní končetina, viz Obr. 2.3. Pro hodnocení

pohybu horních končetin byly gyro-akcelerometry MTx Xsens® (Xsens Technologies, The Netherlands) využity spolu s následným vyhodnocením objemů konvexního polyhedronu a konfidenčního elipsoidu prostoru tvořeného lineárním zrychlením v  $a_{SI}$  – superior-inferiorním,  $a_{ML}$  – medio-laterálním a  $a_{AP}$  – anterior-posteriorním směru [90]. V rámci tohoto výzkumu byl zjištěn signifikantní rozdíl mezi pohybem segmentů dominantní a nedominantní horní končetiny (předloktí a paže) a dále signifikantní rozdíl mezi pohybem segmentů horních končetin při zavřených a otevřených očích [90]. Signifikantně nižší objemy konvexního polyhedronu a konfidenčního elipsoidu byly zjištěny u dominantní končetiny a při otevřených očích [90].



**Obrázek 2.3:** Využití gyro-akcelerometrických senzorů MTx Xsens® s ukázkou naměřených dat – vlevo: umístění gyro-akcelerometrů: 1 – paže, 2 – předloktí, vpravo: ( $a_{SI}$  – lineární zrychlení v superior-inferiorním směru,  $a_{ML}$  – lineární zrychlení v medio-laterálním směru,  $a_{AP}$  – lineární zrychlení v anterior-posteriorním směru). Převzato z [90].

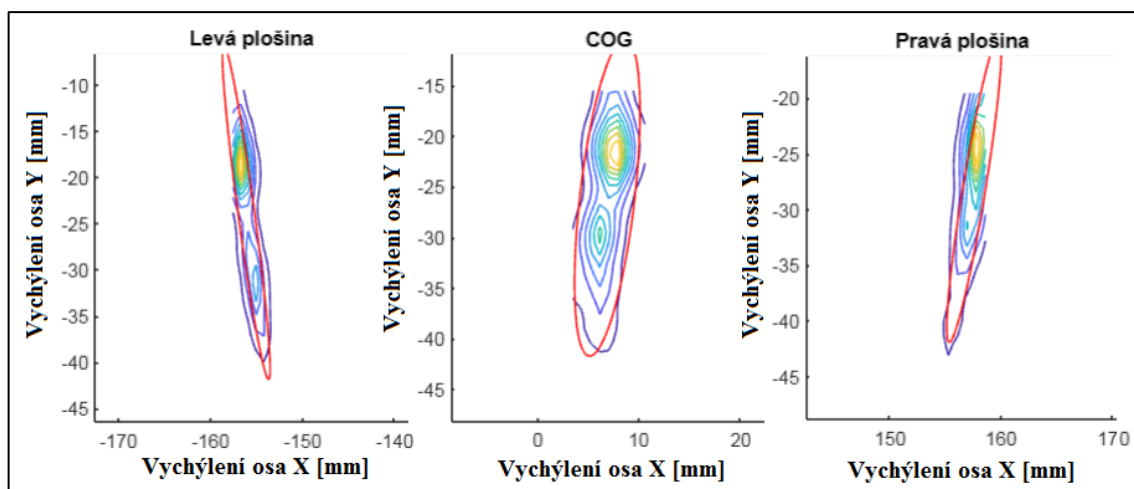
Pro potřeby komplexního měření byl tento systém rozšířen o dvojici kamer Microsoft Kinect v1 (MKV1) a Microsoft Kinect v2 (MKV2) (Microsoft Corporation, Redmont, USA) viz Obr. 2.4 [91]. MKV1 využívá principu promítání vzoru v infračerveném spektru a následného vyhodnocení jeho deformace sledovanými objekty, přičemž rozlišení hloubkové mapy je 320x240 px s efektivním rozsahem měření ve vzdálenosti 1,8-3,5 m [92]. MKV2 využívá principu Time-of-flight (TOF) s výsledným rozlišením hloubkové mapy 512x424 px a efektivním rozsahem měření ve vzdálenosti 1,5-3,5 m [92]. Porovnáním MKV1 a MKV2 se zabývali např. [92, 93]. MKV1 a MKV2 jsou využívány pro vědecko-výzkumnou činnost v oblasti posturografie a např. měření skoliózy páteře [94] díky cenové dostupnosti, snadné přepravě s ohledem na malé rozměry a dobré validitě měření [95]. Kombinace MKV1 a MKV2 byla zvolena z důvodu nemožnosti připojení více než jedné MKV2 přes standardní rozhraní Universal Serial Bus (USB) do jednoho PC z důvodu omezení datové propustnosti USB řadiče při využití standardu USB 3.0. Možným řešením je zapojení MKV2 do vyhrazených PC a následná synchronizace server-klient [96]. Nevýhodou tohoto řešení je nemožnost snadného

transportu, který byl základním požadavkem. Díky použití MKV1 se standardem USB 2.0 je možné využít běžný notebook s operačním systémem Microsoft Windows 10.



**Obrázek 2.4: Systém pro měření pohybu segmentů těla a velikosti síly pod chodidly pacienta:** MKV1 (1), MKV2 (2), PC (3), přepravní box (4), konstrukce systému pro upevnění MKV1, MKV2 (5), levá plošina Nintendo Wii Balance Board (6), pravá plošina Nintendo Wii Balance Board (7).

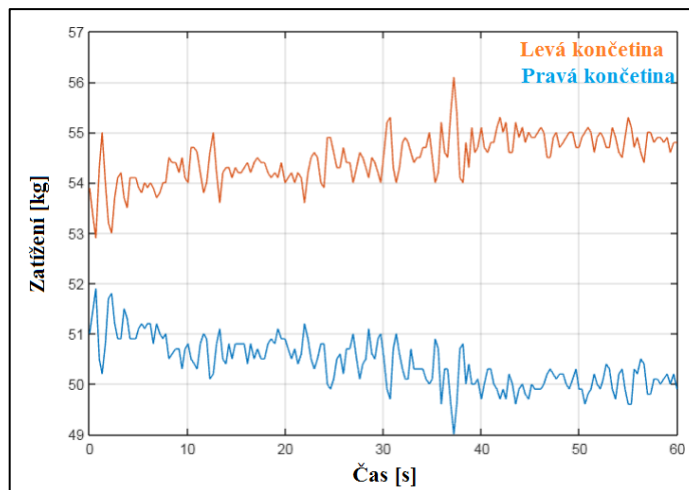
Jako stabilometrické plošiny byly využity desky Nintendo Wii Balance Board (Nintendo, Kyoto, Japan), které jsou svými parametry dostatečné pro měření poruch rovnováhy [97]. Výhodou těchto stabilometrických plošin je jejich cena cca 2000 Kč/kus. Další výhodou je možnost připojení více plošin bezdrátově k PC pomocí rozhraní Bluetooth. Systém sestávající z dvojice stabilometrických plošin umožňuje měření základních parametrů, jako jsou COM, COP včetně aplikace konfidenční elips viz Obr. 2.5, spolu s určením vzájemné polohy hrudníku a pánve v sagitální rovině a tvaru páteře ve frontální rovině za využití nalepovacích markerů viz Obr. 2.6 [91]. Mezi soubory subjektů z mechanizovaného ( $n = 43$ , věk  $29,5 \pm 7$  (SD) let) a výsadkového ( $n = 49$ , věk  $27,4 \pm 5,4$  (SD) let) praporu nebyl kamerovým systémem prokázán rozdíl v anteriorním sklonu pánve, přičemž byla zjištěna pouze slabá korelace mezi anteriorním sklonem pánve a poměrem času výdrže flexorů/extensorů [98] při McGillově testu [99]. Systém plošin mezi stejnými soubory subjektů neprokázal rozdíl mezi skupinami v rámci měření poměru zatížení levé a pravé končetiny při statickém stoji viz Obr. 2.7, kde zároveň nebyla zjištěna žádná korelace mezi poměrem času výdrže pravé/levé strany laterálních svalů trupu při McGillově testu [99] a poměrem zatížení pravé/levé dolní končetiny [100].



**Obrázek 2.5:** Rozložení COP a COM s obálkou 95% konfidenční elipsy při klidovém stoji. Upraveno z [91].



**Obrázek 2.6:** Výstup z kamer systému pro měření pohybu segmentů těla a velikosti síly pod chodidly pacienta – vlevo: MKV2 s vyhodnocením tvaru páteře ve frontální rovině, vpravo: MKV1 s vyhodnocením sklonu pánve a hrudníku. Převzato z [91].



**Obrázek 2.7: Průběh zatížení pravé a levé dolní končetiny při statickém stoji.**

V současné době je tento systém rozšiřován o možnost bezmarkerového měření páteře spolu s určením jejího tvaru v sagitální rovině za využití hloubkové mapy MKV2.

## 2.4.2 Kalorická zkouška

Kalorická zkouška využívá VOR při irigaci zevního zvukovodu teplou a studenou vodou, případně vzduchem viz Tab. 2.2 pro potřeby určení možné parézy kanálku (CP z *angl. canal paresis*) [101]. Nejprve se začíná teplou stimulací zvukovodů (na pořadí levý, pravý nezáleží) a následuje studená stimulace (opět bez stranové preference) [101]. Výhodou kalorické zkoušky je možnost izolovaného vyšetření jednotlivých labyrintů vestibulárního systému [102].

Odezvu na kalorickou zkoušku je možné dále hodnotit na základě maximální hodnoty rychlosti pomalé složky nystagmu (SPV z *angl. slow phase velocity*), přičemž pro záznam pohybu oka se doporučuje využít VOG [101]. V případě nemožnosti použít VOG je doporučeno měření pomocí elektrookulografie (EOG z *angl. electrooculography*) [101].

**Tabulka 2.2:** Parametry stimulu kalorické zkoušky [101]

	Studená stimulace	Teplá stimulace	Průtok
<b>Voda</b>	30 °C ± 0,4 °C	44 °C ± 0,4 °C	250 ml ± 10 ml za 30 s
<b>Vzduch</b>	24 °C ± 0,4 °C	50 °C ± 0,4 °C	8 l ± 0,4 l za 50 s



Stanovit hodnotu CP je možné na základě rov. (2.3) [101, 103]:

$$CP = \frac{(WR+CR)-(WL+CL)}{WR+WL+CR+CL} \cdot 100 [\%], \quad (2.3)$$

kde:

*WR* – odpověď na teplou stimulaci pravého ucha [°/s] u SPV, [s] u doby vymizení

*WL* – odpověď na teplou stimulaci levého ucha [°/s] u SPV, [s] u doby vymizení

*CR* – odpověď na teplou stimulaci levého ucha [°/s] u SPV, [s] u doby vymizení

*CP* – odpověď na teplou stimulaci pravého ucha [°/s] u SPV, [s] u doby vymizení

Klinická studie na 60ti zdravých subjektech neprokázala vliv použitého média na hodnotu CP, avšak v případě SPV byla hodnota vyšší při aplikaci vody oproti vzduchu [104]. 59 z 60 subjektů by v případě možnosti výběru preferovali jako médium vzduch z důvodu kratšího a pohodlnějšího vyšetření [104].

Mezi hlavní nevýhody kalorické zkoušky patří vysoká inter- a intra-individuální variabilita odpovědi na stimul spolu s možností vyhodnocení pouze horizontálního polokruhového kanálku z důvodu anatomického uspořádání a vzdálenosti od zevního zvukovodu [102].

Kontraindikací kalorického testu jsou zejména [101]:

- Dekompenzovaná hypertenze
- Srdeční problémy
  - Arytmie: především bradykardie a Adamsův-Stokesův syndrom
  - Infarkt myokardu v posledních třech až šesti měsících
- Akutní a dekompenzované psychotické/neurotické poruchy
- Akutní a dekompenzovaná epilepsie
- Operace oka v posledních třech měsících
- Operace ucha v posledních šesti měsících

### 2.4.3 Vestibulární-evokované myogenní potenciály

Stejně jako v případě kalorické zkoušky je pomocí metody vestibulárně-evokovaných myogenních potenciálů (VEMP z *angl. vestibular evoked myogenic potentials*) možné izolované vyšetření funkce labyrintů vestibulárního systému resp. v tomto případě otolitových orgánů [102].

VEMP poprvé popsané v roce 1992 [105] využívají elektromyografické odpovědi vestibulárních labyrintů evokovaných zvukem, vibracemi, nebo elektrickou stimulací [106]. VEMP se dělí na cervikální VEMP (cVEMP z *angl. cervical vestibular evoked myogenic potentials*) a okulární VEMP (oVEMP z *angl. ocular vestibular evoked myogenic potentials*), přičemž cVEMP popisuje funkci utrikulu a oVEMP funkci sakulu

[107]. První VEMP byly měřeny na m. sternocleidomastoideus [105]. Vlivem umístění elektrod na měřený signál pro různé anatomické pozice na m. sternocleidomastoideus spolu s referenční elektrodou na horní části sterna a zemnicí elektrodou na nasionu se zabýval [108].

#### **2.4.4 Pulzní rotační test (HIT)**

Nejjednodušší metodou pro vyšetření VOR je zraková kontrola lékařem na denním světle [109]. Takové vyšetření je založeno na sledování nystagmických pohybů 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 je jednoduchý manévr pro vyšetření funkce vestibulárního systému použitelný pro izolované vyšetření polokruhových kanálků [102]. 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). Přestože se jedná o nenáročný vyšetření, jeho senzitivita je velmi nízká. Jedním z důvodů je skutečnost, že vestibulární odpověď je výrazně inhibována zrakovou fixací [110].

HIT byl poprvé popsán v roce 1988 [111], přičemž v některých případech se označuje jako Halmagyi-Curthoys test podle svých tvůrců. Jedná se o jedno ze základních vyšetření periferního vestibulárního deficitu, zejména polokruhových kanálků, avšak VOR je obtížné pozorovat bez možnosti záznamu [111, 112]. Z tohoto důvodu je HIT běžně kombinován s VOG, případně SSC [113]. Výhodou SSC je menší počet artefaktů, avšak za cenu značné invazivnosti [113]. Časově a směrově náhodné horizontální stimulační impulsy hlavy jsou prováděny vyšetřujícím v rozsahu 5-20 ° s úhlovou rychlostí 50-250 °/s a zrychlením 750-5000 °/s<sup>2</sup> [112, 113]. Stávající systémy vHIT využívají jeden tříosý gyroskop, případně gyro-akcelerometr umístěný v konstrukci brýlí pro videookulografii. Mezi tyto systémy patří např. ICS Impulse System (GN Otometrics, Denmark), který byl porovnán s SSC, kalorickou zkouškou a testem na rotačním křesle [114]. 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. Standardně se tyto systémy připojují k PC pomocí USB. Nevýhodou těchto systémů je, že nedokáží určit především lineární zrychlení labyrintů vestibulárního systému, neboť obsahují pouze jeden gyro-akcelerometr zabudovaný do obrouček brýlí.

HIT prokázal schopnost odhalit zbytkovou vestibulární funkci při Ménièreově chorobě v případech, kdy není nalezena odpověď na kalorický test [115]. V případech neurektomie vestibulárního nervu v důsledku resekce vestibulárního schwannomu byla zjištěna odpověď při horizontální stimulaci [116], která může být také způsobena zachováním nervových vláken. Reziduální nervová vlákna byla nalezena na snímcích

magnetické rezonance po vestibulární neurektomii v rámci léčby Ménièreovy choroby, kde mohou být příčinou přetrvávající vestibulární funkce a atak [117].

Studie [113] popisuje aplikaci vHIT s SSC na souboru dvanácti pacientů (5x unilaterální ztráta vestibulární funkce v důsledku operace vestibulárního schwannomu, 2x bilaterální vestibulární ztráta: 1x idiopatická a 1x systemická vestibulotoxicita gentamicinem, 2x pacienti po chirurgické okluzi kanálku z důvodu BPPV: 1x bilaterální posteriorní a 1x laterální, 2x dehiscence superiorního polokruhového kanálku: 1x operovaný a 1x neoperovaný, 1x idiopatická izolovaná ztráta funkce posteriorního kanálku) a sedmi zdravých subjektů. Kalibrace brýlí byla provedena in vivo fixací očí subjektu na projektované body z miniaturních laserů umístěných v obroučkách [113]. Pro vertikální impulzy byly body odděleny 15 ° vertikálně na pozicích 35 ° nalevo a napravo od přímého pohledu a pro horizontální rovinu byly body odděleny 15 ° horizontálně [113]. Při unilaterální ztrátě vestibulární funkce v důsledku operace vestibulárního schwannomu byla zjištěna korelace pohybu oka a hlavy při rotaci hlavy ke zdravému labyrintu, která však nebyla nalezena u rotace hlavy k postiženému labyrintu [113]. Dále je diskutována možnost vyšetření nejen horizontálních, ale i vertikálních polokruhových kanálků, kde je zmíněna problematická stimulace z důvodu úhlopříčně uspořádaných kanálků a nepohodlnost pro pacienty a subjekty při pohybu hlavou v tomto směru [113].

#### **2.4.5 Vyšetření na Bárányho rotačním křesle**

Bárányho rotační křeslo je pojmenované po maďarském lékaři Robertu Báránym, který se jako jeden z prvních kliniků začal systematicky zajímat o vestibulární funkci pacientů, popsal BPPV, vyvinul rotační test a kalorickou zkoušku, za kterou obdržel v roce 1916 Nobelovu cenu [118].

Rotační křesla vycházející z původního Bárányho návrhu byla široce využívána k tréninku pilotů a studiu funkce polokruhových kanálků [119]. Modifikovaná křesla s možností laterálního vychýlení osy rotace umožňují, kromě bilaterální stimulace, i unilaterální stimulaci labyrintů vestibulárního systému v rámci např. utrikulo-okulární odezvy (UOR z *angl. utriculo-ocular response*) při vyšetření funkce otolitových orgánů [38, 120, 121, 122].

##### **Bilaterální stimulace**

Za bilaterální stimulaci se označuje stimulace, kdy osa rotace prochází longitudinální osou těla. V takovém případě jsou radiálnímu zrychlení vystaveny oba labyrinty. Výsledná lineární 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 [38]. 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 [123].

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 IUD tak, aby nová vertikální osa rotace procházela labyrintem, který nemá být vystaven lineárnímu (radiálnímu) zrychlení  $a_r$  s ohledem na  $r = 0$  dle rov. (2.4):

$$a_r = \omega^2 \cdot r, \quad (2.4)$$

kde:

$a_r$  – lineární zrychlení [ $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ ]

$\omega$  – úhlová rychlost [ $\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}$ ]

$r$  – poloměr rotace [m]

Při unilaterální stimulaci je možné využít tzv. lichoběžníkového průběhu stimulace, při které se s ohledem na potřeby nulové stimulace polokruhových kanálků využívá konstantní úhlová rychlost ( fáze plató) [38]. Mezi další možnosti patří využití posunu křesla v laterálním směru v průběhu rotace v rámci tzv. sinusové stimulace (translace), kdy nemusí být křeslo zastaveno před měřením druhého labyrintu [124, 125].

Standardně se při rotačních testech využívají úhlové rychlosti křesla cca 300-400 °/s s úhlovým zrychlením křesla do fáze plató 3-5 °/s<sup>2</sup> a laterálním vychýlením 3,5-4 cm [38, 124, 125].

## Hodnocení VOR na rotačním křesle

Pro kvantitativní hodnocení VOR na rotačním křesle se dříve využívaly parametry zisk (Gain), Phase a Asymmetry [126], případně průběh samotného nystagmu. Dnes je základním parametrem hodnocení VOR parametr SPV. Pokud se hodnota SPV spočítá pro všechny kmity, je možné ji proložit interpolační funkcí a určit parametry rychlosti poklesu a celkové intenzity [127]. V rámci vyhodnocení se nystagmus indukovaný Bárányho rotačním křeslem dále dělí na perrotáční (v průběhu rotace křesla) a postrotáční (po náhlém ukončení rotace křesla) [128]. Mezi další možné parametry vyhodnocení rotační odpovědi patří amplituda, frekvence, počet nystagmů, časová konstanta (doba vymizení) perrotáčního a postrotáčního nystagmu a jejich poměr [129, 130]. Dnes se však používají především parametry odvozené z SPV jednotlivých kmitů rotační odpovědi. Hodnocení založené na frekvenci a amplitudě nystagmu jsou dnes prakticky opuštěna. Jejich výhodou dříve bylo, že k jejich hodnocení nebylo potřebné výpočetní zpracování signálu.

Vliv náklonu od vertikální osy rotace v průběhu rotačního testu a její vliv na výsledný nystagmus byl nejprve pozorován u primátů bez významných rozdílů mezi druhy [131]. Při využití SSC byla v průběhu 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 [132]. Autoři vysvětlují nízký počet naměřených subjektů z původních sedmi na čtyři diskomfortem SSC a nevolnost způsobující podstatou stimulu, přičemž vyjadřují hypotézu, že otolitové orgány zřejmě při pohybech hlavy přebírají některé funkce polokruhových kanálků [132]. Vliv náklonu je hodnocen za využití zejména postrotačního nystagmu, kde ipsi- a kontralaterální náklon hlavy vedl k podstatně slabšímu a kratšímu horizontálnímu nystagmu [133]. Jednou z teorií popisujících vliv náklonu hlavy na postrotační nystagmus je směrově specifická nelineární interakce mezi otolitovými orgány a polokruhovými kanálky [134]. Tuto teorii podporuje i neprůkaznost vlivu imaginárního náklonu hlavy na dobu vymizení postrotačního nystagmu [130]. Aplikace excentrické rotace s využitím hodnocení VOR naznačuje lineární interakci mezi otolitovými orgány a polokruhovými kanálky [135, 136, 137].

## **2.5 Metody měření pohybu oka v klinické neurologii**

Měření pohybu oka je jedním z nejdůležitějších diagnostických prostředků při stanovení poruch vestibulárního systému s ohledem na hodnocení VOR.

### **2.5.1 Elektrookulografie**

EOG je jednou z nejběžnějších metod měření pohybu oka využívající potenciálu orientovaného podél osy pohledu mezi sítnicí a rohovkou (0,4-1 mV), která využívá čtveřici elektrod umístěných kolem oka s možností měření v rozsahu  $\pm 40^\circ$  a rozlišením 1-2 ° [138], přičemž se nedoporučuje pro pohyby oka menší než 5 ° [139]. Další nevýhodou je nemožnost měřit torzní pohyby oka, svalové artefakty a artefakty z elektrických rozvodů a přístrojů [140]. Výhodou je možnost měření i při zavřených očích, při kterých se však snižuje potenciál mezi sítnicí a rohovkou (během 9-12 minut o cca 40 %) se značnými inter-individuálními rozdíly, které způsobují např. podhodnocení SPV [141]. Naopak výhodou je možnost vyšetření i u osob z brýlemi, dětí, částečně nespolupracujících jedinců a pacientů se zrakovou vadou [138].

### **2.5.2 Scleral search coil**

SSC využívá k měření pohybu oka silikonový prstenec s cívkou z tenkého měděného drátku, který je umístěn na oko, v důsledku čehož je daná metoda velice nekomfortní a dále se nedoporučuje delší měření než 30 minut i přes případnou anestézii, čímž je značně sníženo její praktické využití [39, 142]. Další nevýhodou je možné sklouznutí v průběhu mrknutí [39]. Výhodou jsou vynikající časové a prostorové rozlišení ( $\ll 1$  ms,  $\ll 1^\circ$ ) a

z těchto důvodů se tato metoda využívá a označuje jako zlatý standard měření pohybu oka [142].

### 2.5.3 Videookulografie

Ačkoli je SSC zlatým standardem měření očních pohybů, IR-VOG je schopná poskytovat podobné výsledky při benefitu neinvazivity [143]. V některých případech však mohou brýle VOG vadit pacientům s klaustrofobií [138].

Review porovnání VOG s EOG zaměřeným na poruchy rovnováhy a vestibulární funkce se zabýval Ganança [144], který řadí mezi hlavní výhody VOG způsob kalibrace, časové rozlišení a možnost měření i torzních pohybů oka. Porovnáním 2-dimenzionální (2D) IR-VOG s SSC se zabýval van der Geest [142].

V současné době využívají systémy často 3 infračervené elektroluminiscenční diody (IR-LED z *angl. infrared light-emitting diode*) o vlnových délkách 850 nm [145], 920 nm [146], 930 nm [38] ve vzdálenosti od oka v řádu centimetrů [145] s celkovou intenzitou ozáření oka často méně než 1 mW/cm<sup>2</sup> [146]. To je v souladu s bezpečnou hodnotou ozáření rohovky v pásmu 770-3000 nm pro čas expozice delší než 1000 s, která je dle American Conference of Governmental Industrial Hygienist (ACGIH) a International Commission for Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP) 10 mW/cm<sup>2</sup> [147]. V případě krátkodobého osvětlení pod 1000 s je maximální intenzitu ozáření možné vypočítat dle rov. (2.5) [147]:

$$E_{pouze IR} = 1,8 \cdot t^{-0,75} \text{ [W/cm}^2\text{]}, \quad (2.5)$$

kde:

$E_{pouze IR}$  – intenzita ozáření v infračervené oblasti spektra [W/ cm<sup>2</sup>]

$t$  – čas [s]

3-dimenzionální (3D) IR-VOG se snímkovací frekvencí 60 Hz a 256ti úrovněmi jasu byl využit při hodnocení statického OCR [146]. 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 [145]. 3D IR-VOG se snímkovací frekvencí 25 Hz byl použitý v rámci hodnocení VOR při unilaterálním testování funkce utrikulu na rotačním křesle [38].

3D IR-VOG systém VisualEyes™ (Interacoustics, USA) využitelný pro vyhodnocení VOR na rotačním křesle umožňuje záznam se snímkovací frekvencí 100 Hz.

Systémy pro vHIT v současné době využívají snímkovací frekvence 220 Hz EyeSeeCam® (Interacoustics, USA), 250 Hz, ICS Impulse System (GN Otometrics, Denmark) s ohledem na vyšší úhlové zrychlení hlavy a v důsledku toho odpovídajících vyšších rychlostí kompenzačních pohybů očí.

## 2.6 Metody vyhodnocení pohybů oka z videookulografie

Přestože jsou brýle systémů VOG ve většině případů pevně fixovány pomocí suchých zipů k temenu hlavy, dochází k nechtěnému posunu po obličejí, a to zejména při vyšetřeních, jako je vHIT. Ke kompenzaci posunu VOG brýlí je možné použít generické algoritmy pro potřeby výběru oblasti zájmu (ROI z *angl. region of interest*) kolem oka za využití struktury pokožky [148]. Tyto ROI jsou mezi jednotlivými snímky korelovány a následně je tato informace využita v rámci kompenzace posunu brýlí [148].

Nejobtížnější v rámci detekce pohybu oka je určit jeho torzní rotaci na základě struktury duhovky. V případě 3D IR-VOG je v důsledku monochromatického IR-LED osvětlení obraz pouze šedotónový. To zvyšuje požadavky na robustnost použitých algoritmů. Možností je využít upravenou kontaktní čočku se značkami pro torzní pohyb [149]. Další možností je aplikace dvojice značek z roztoku vody a pigmentu na skleru pomocí chirurgického pera [150], avšak nevýhodou je značná invazivnost zákroku.

### 2.6.1 Prahování a detekce hran

Pupila je nejtmařejší část obrazu s nízkou intenzitou a díky tomu je výhodné provést segmentaci metodou prahování pro potřeby binarizace [151, 152]. Dále následují s vzestupnou intenzitou řasy a oční víčka, duhovka, pokožka a sklera [152].

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 [152].

Pro některé algoritmy detekce středu pupily, jako je např. fitování elipsy, je potřeba získat hrany pupily pomocí některého z hranových detektorů. Mezi ty patří např. metoda Canny [153] pojmenovaná po svém tvůrci, která je běžně využívána [154].

### 2.6.2 Hledání těžiště

Metoda hledání těžiště je jednoduchým způsobem detekce středu pupily, jehož vstupem je prahovaný binární obraz [155]. Algoritmus je založen na předpokladu, že pupila má tvar kružnice nebo elipsy, který je často nesplněn v důsledku zakrytí očním víčkem [155]. Z tohoto důvodu se tento algoritmus častěji využívá pouze na přibližné určení středu pupily a díky tomu ke zmenšení ROI obrazu pro následné zpracování pokročilými algoritmy s vyšší výpočetní složitostí [156].

### 2.6.3 Fitování elipsy

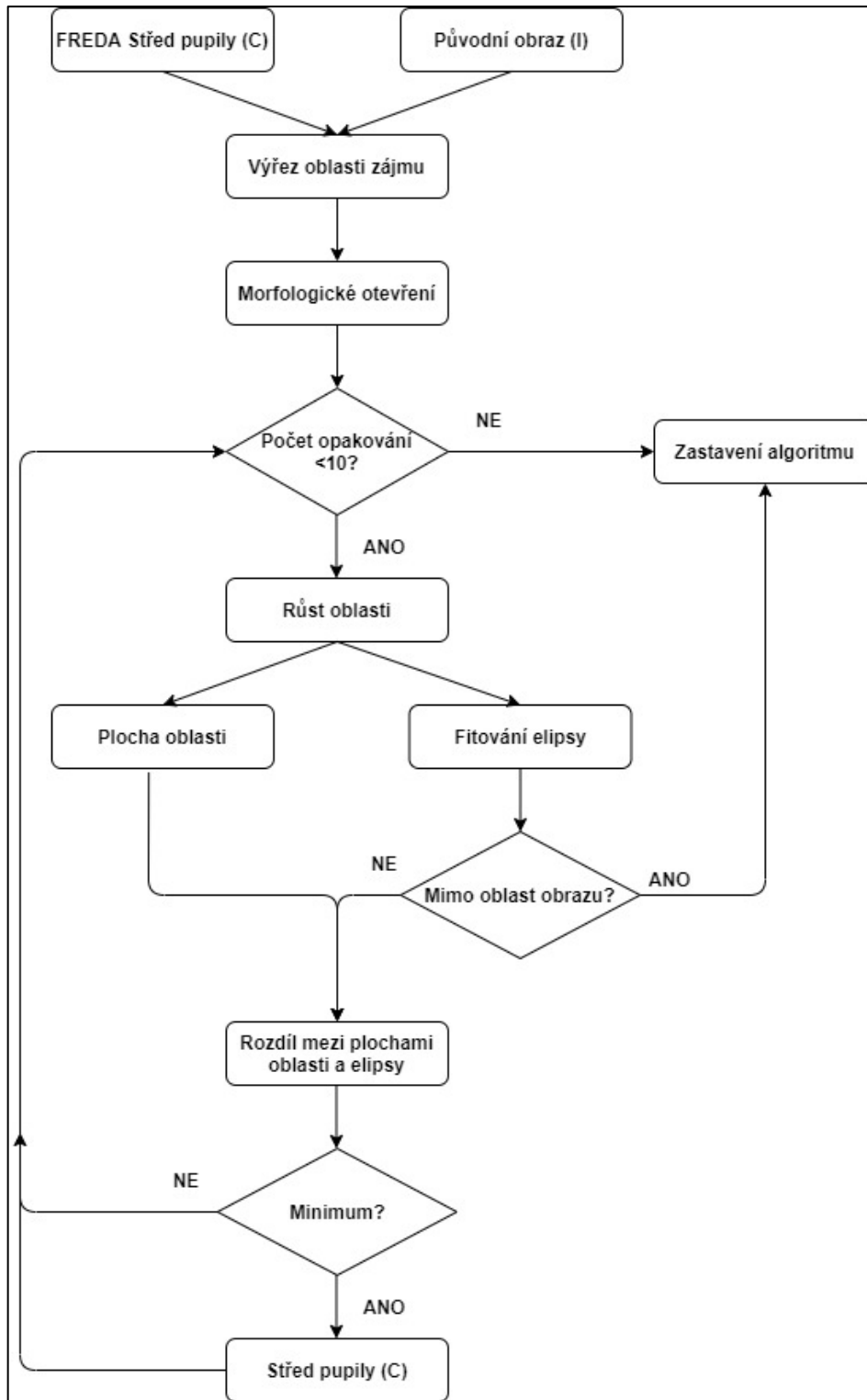
Metoda fitování elipsy, která nachází své využití v mnoha odvětvích zpracování obrazu, je založena na minimalizaci vzdálenosti výsledné elipsy od hranových bodů objektu [157], v případě VOG pupily [158]. Z tohoto principu odvozené metody se s ohledem na zvýšení robustnosti stále rozvíjejí [159]. Hybridní metoda kombinující metodu fitování

elipsy s metodou starburst pro detekci hrany pupily vede ke zrychlení a vyšší přesnosti detekce [160].

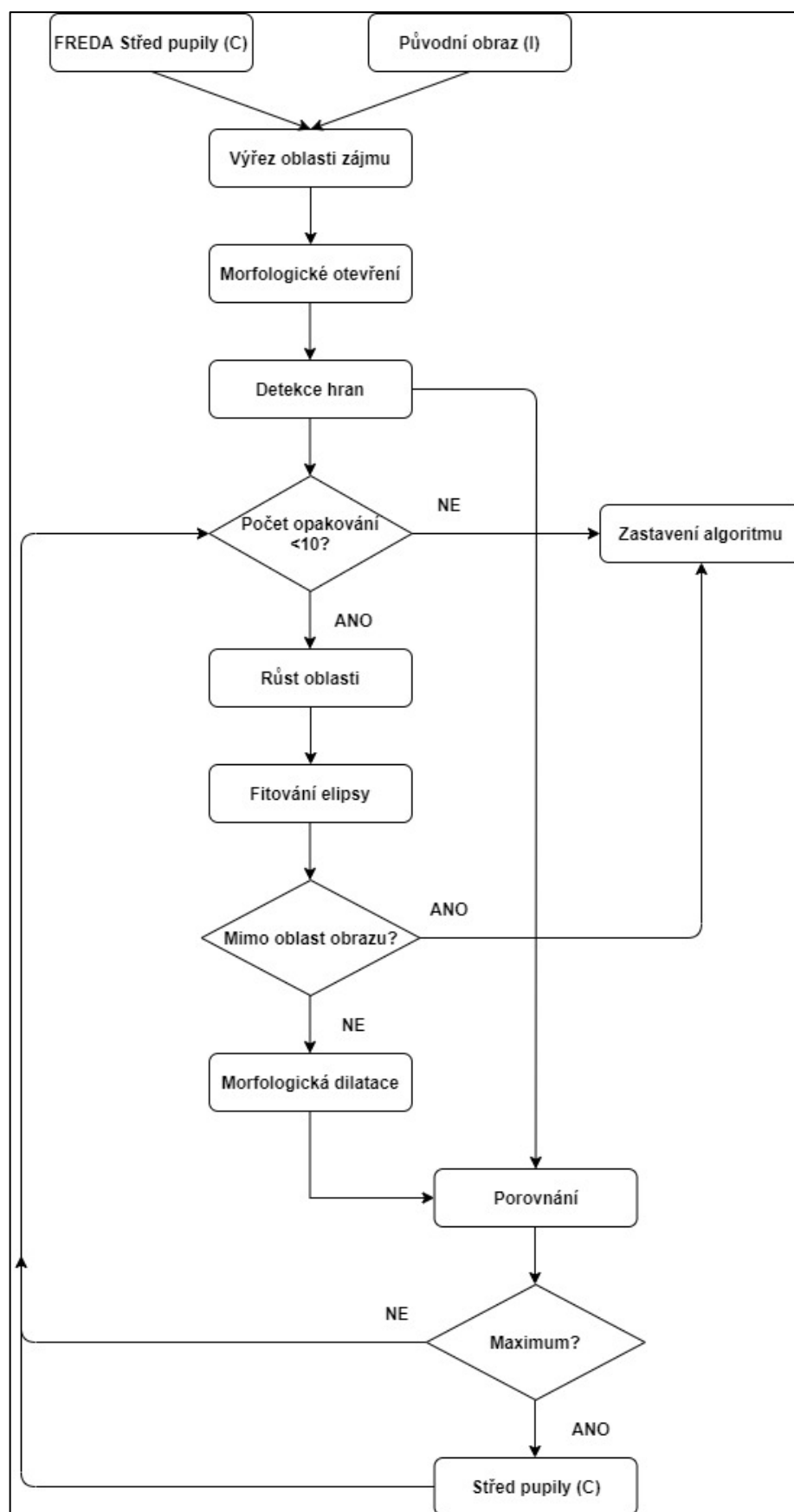
#### **2.6.4 Rychlý a robustní algoritmus detekce elipsy**

Rychlý a robustní algoritmus detekce elipsy (FREDA, z *angl. fast and robust ellipse detection algorithm*) je algoritmus speciálně navržený pro systémy sledování polohy oka resp. pupily umístěné na hlavě s šedotónovým záznamem obrazového signálu [161]. 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 [161]. V případě eliptického tvaru pupily se detekovaný střed posouvá k ohniskům dané elipsy [161]. Z tohoto důvodu FREDA kompenzuje tuto nepřesnost za využití fitování elipsy pomocí dvojice odvozených algoritmů popsaných vývojovými diagramy na Obr. 2.8 (FREDA I) a Obr. 2.9 (FREDA II) [161].





Obrázek 2.8: Vývojový diagram FREDa I. Upraveno podle [161].



Obrázek 2.9: Vývojový diagram FREDa II. Upraveno podle [161].

## 2.6.5 Houghova transformace

Houghova transformace, poprvé představena a patentována Paulem Houghem v roce 1962, byla vyvinuta pro univerzální detekci přímek a křivek [162]. Dnes tato metoda nalézá využití při detekci elips [163] a středu pupily [164]. Výhodou je robustnost, která je však vykoupena výpočetní složitostí a paměťovou náročností [165]. Z tohto důvodu byly vyvinuty algoritmy označované jako Fast Circle Hough Transform (FCHT) a Fast Ellipse Hough Transform (FEHT) [165].

## 2.6.6 Template-matching

Template-matching využívá původního vzoru obrazu  $A$  (template, pattern), který je porovnáván (matching) na základě podobnosti s obrazem  $B$  [166]. Nejjednodušší template-matching technikou je využití jasových profilů vektorů obrazu  $A$  a  $B$ , které jsou porovnávány na základě výpočtu jasové vzdálenosti mezi nimi [166]. Vektor vzoru obrazu  $A$  je posouván po obraze  $B$  pomocí posuvného okna a je hledáno globální minimum vzdálenosti [166].

V případě artefaktů způsobených odlesky IR-LED, které nebyly eliminovány, je vhodné před využitím template-matching metody tento druh artefaktu vyřadit z porovnávání např. za využití prahování [167].

### Křížová korelace

Křížová korelace je využívána pro zjištění nejpodobnějších jasových profilů mezi dvěma následujícími snímky při hodnocení torzních pohybů oka [168]. S ohledem na možné jasové změny mezi dvěma následujícími snímky se doporučuje využívat normalizovanou křížovou korelaci (NCC z *angl. normalized cross correlation*) [169]. Nenormalizovaná křížová korelace může vést k špatné registraci obrazu [170].

NCC mezi původním obrazem  $I$  a vzorem  $T$  o rozměrech  $M \times N$  pro každou pozici  $x, y$  původního obrazu  $I$ , je možné vypočítat dle rov. (2.6) [171]:

$$NCC(x, y) = \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N I(x+i, y+j) \cdot T(i, j)}{\sqrt{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N I(x+i, y+j)^2} \cdot \sqrt{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N T(i, j)^2}} \quad (2.6)$$

### Nízko-kontrastová metoda detekce torzních pohybů oka

Nízký kontrast duhovky, především u IR-VOG, vedl k rozvoji speciálních nízko-kontrastových metod detekce torzních pohybů oka [172]. Jedna z nich využívá např. výběru ROI ve formě obdelníku na vnější straně duhovky s ohledem na případnou změnu velikosti pupily [172]. Následně je aplikována ekvalizace histogramu pro zvýšení kontrastu a prahování do tří úrovní (černá: -1, šedá: 0, bílá: 1) na základě předem zvolených prahových hodnot [172]. Posun torze je následně určen klasickým výpočtem vzdálenosti mezi vzorem ze snímku v čase  $t_n$  a snímkem v čase  $t_{n+1}$  [172].

## 2.6.7 Artefakty a jejich odstranění

### Odlesky

K odstranění odlesků způsobených osvětlením IR-LED je možné využít morfologické operace, mezi které patří eroze a dilatace [154].

### Oční řasy

S ohledem na nízkou intenzitu jasu očních víček, která je blízká intenzitě jasu pupily [152], je potřeba odstranit tento druh artefaktu např. za využití morfologických operací. V případě namalovaných řas řasenkou je žádoucí odlišení, jelikož dochází ke snížení intenzity řas ve výsledném obraze spolu se zvětšením zasažené oblasti. Větší oblasti je následně složitě odstranit bez vlivu na výsledný tvar pupily.

### Mrkání

Mrkání oka způsobuje ztrátu informace v důsledku částečného, případně kompletního zakrytí pupily. Tento děj může u záznamu s rychlostí 25 snímků/s zasahovat do více následujících snímků s ohledem na dobu mrknutí.

K detekci a odstranění mrknutí může být využita Kalmanova filtrace v kombinaci s kubickou interpolací [173, 174]. Kalmanova filtrace je rekurzivní metodou využívanou ve většině moderních systémů pro sledování objektů [174].

## 2.7 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. v rámci systémů pro sledování pohybu (MoCap, z *angl. motion capture*). Nevýhodou kamerových systémů (OptiTrack (Natural Point Inc. DBA OptiTrack, USA), Vicon (Vicon Motion Systems Ltd, UK), Qualisys (Qualisys AB, Sweden)) jsou zejména požadavky na prostorové rozmístění kamer. Tyto systémy dále neumožňují měření rozsáhlých a komplexních pohybů, kdy se často využívané markery dostanou mimo zorné pole kamer, případně dojde k jejich zakrytí tělem nebo jinými objekty. Kamerové systémy mají také vyšší cenu oproti jiným MoCap systémům. Mezi elektromagnetické MoCap systémy patří např. Fastrak (Polhemus Inc., USA), který je založen na detekci vzájemné polohy přijímačů a vysílačů. Ultrazvukový princip využívá např. systém Zebris (Zebris Medizintechnik GmbH, Isny, German). Jeho nevýhodou je, že sledovaný objekt musí být ve vzdálenosti max. 2 m od senzoru a dále možné rušení elektromagnetickým polem a ultrazvukem, jejichž zdroje se běžně nacházejí v klinické praxi.

Jak již bylo zmíněno v kapitole 2.4.4, systémy vHIT využívají jeden gyroskop, případně gyro-akcelerometr. V případě rotace na Bárányho rotačním křesle byl použit gyro-akcelerometr umístěný pod sedák, avšak data nejsou prezentována ani diskutována

[38]. Akcelerometr byl dále umístěn např. na superiorní straně jazyka v rámci elektrotaktilní vestibulární stimulace [175].

Akcelerometry, gyroskopy a gyro-akcelerometry v rámci potřeb měření pohybu hlavy nalézají využití především v kontaktních sportech, jako je americký fotbal [176, 177], hokej [176, 178] a fotbal [176, 179, 180] s ohledem na možné neurologické následky střetů. Výsledné působící zrychlení např. při kontaktu hlavy s fotbalovým míčem bylo 54,7 g [176]. Doporučeno je měřit nejen lineární zrychlení, ale i úhlové zrychlení, jelikož maximální hodnota lineárního zrychlení může být, narozdíl od maximální hodnoty úhlového zrychlení, podprahová s ohledem na možné poškození mozku [178]. Umístění tříosého akcelerometru v náustku oproti umístění v helmě pro americký fotbal může poskytovat lepší informaci o skutečném lineárním zrychlení hlavy [177]. Zároveň je diskutována nevýhoda využití pouze akcelerometru a nemožnost měření úhlového zrychlení [177]. Využití aplikace tříosého akcelerometru do rádiového sluchátka při automobilových závodech v rámci výzkumu zrychlení hlavy a helmy při nehodě v důsledku skluzu bylo prezentováno [181].

Modifikovaná cyklistická helma s deseti dvouosými gyro-akcelerometry [182] byla využita k hodnocení parametrů chůze (5 m s následnou otočkou o 180 ° a 5 m do startovní polohy). Bylo zjištěno vyšší úhlové zrychlení působící na horizontální polokruhový kanálek (až 740 °/s<sup>2</sup>) oproti jiným vestibulárním orgánům (cca 500 °/s<sup>2</sup>), které je vysvětleno specifickou anatomickou orientací horizontálního kanálku [183]. Dále bylo zjištěno vyšší lineární zrychlení (po odečtu tíhového zrychlení), působící na sakulus (12,6 m·s<sup>-2</sup>) oproti utrikulu (6,8 m·s<sup>-2</sup>) [183].

S technologickým rozvojem přicházejí náhrady vestibulární funkce, které za pomoci bifázických impulzů s proměnnou amplitudou a frekvencí v závislosti na změně polohy stimulují aferentní aktivitu ampulárních nervových vláken jednotlivých polokruhových kanálků [184]. Testování takových systémů probíhá na animálních modelech, zejména opic [184, 185]. Nejpokročilejší se v této oblasti jeví systém vycházející z kochleárního implantátu [184, 185]. S ohledem na vývoj v této oblasti se dá předpokládat další potřeba výzkumu v oblasti měření polohy a pohybu hlavy. Výše zmíněné systémy s akcelerometry a gyro-akcelerometry však nereprezentují svým umístěním a měřením skutečný pohyb labyrintů vestibulárního systému. To je způsobeno umístěním senzorů mimo labyrinty vestibulárního systému, přičemž často není respektována jejich anatomická poloha. Ze zmíněných systémů se z pohledu umístění zdá nejlepší přístup implementace do sluchátka umístěného do zevního zvukovodu dle [181].

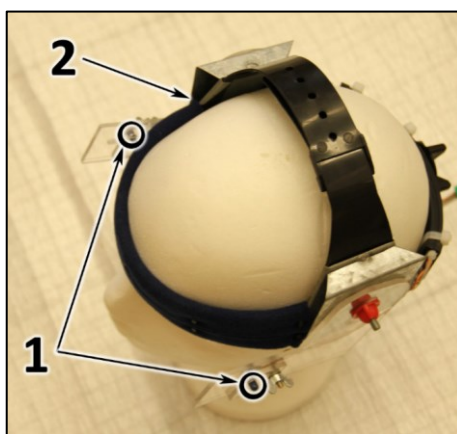
### **Vlastní výzkum: Systém pro určení polohy hlavy a ramen**

Ve spolupráci s Centrem pro závrativé stavy Neurologické kliniky 2. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Fakultní nemocnice Motol byl vyvinut systém pro určení polohy hlavy a ramen, jehož hlavním původcem pod vedením školitele doc. Ing. Jiřího Hozmana, Ph.D. byl Ing. et Ing. Jan Hejda, Ph.D.

Tento systém, zobrazený na Obr. 2.10, využívá dvojici kamer a senzor pohybu s devíti stupni volnosti (9DoF z angl. *9 degrees of freedom*) kombinující tříosý akcelerometr, tříosý gyroskop a tříosý magnetometr umístěný na helmě s IR-LED markery, viz Obr. 2.11. Helma je pacientovi nasazena tak, aby poziční lišta kopírovala frankfurtskou horizontálu. Ramenní markery jsou tvořeny IR-LED a jsou připevněny pomocí oboustranné pěnové lepicí pásky. Systém umožňuje měření inklinace, rotace, flexe/extenze hlavy a inklinaci a rotaci ramen.



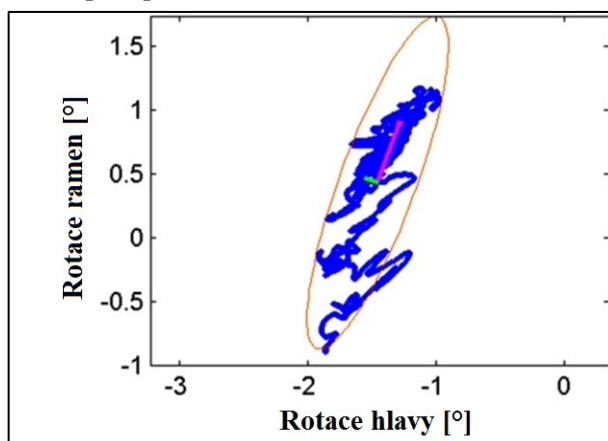
**Obrázek 2.10: Systém pro určení polohy hlavy a ramen:** horní kamera (1), přední kamera (2), nášlapná deska (3). Převzato z [186].



**Obrázek 2.11: Helmice systému pro určení polohy hlavy a ramen:** IR-LED (1), 9DoF senzor (2). Převzato z [186].

Náklonem hlavy v důsledku BPPV se zabýval Inukai [187], který na souboru 21 pacientů s pravým BPPV, 21 pacientů s levým BPPV a 21 zdravých subjektů zjistil signifikantně větší plochu obálek vektorů rychlosti pohybu u pacientů než u zdravých subjektů.

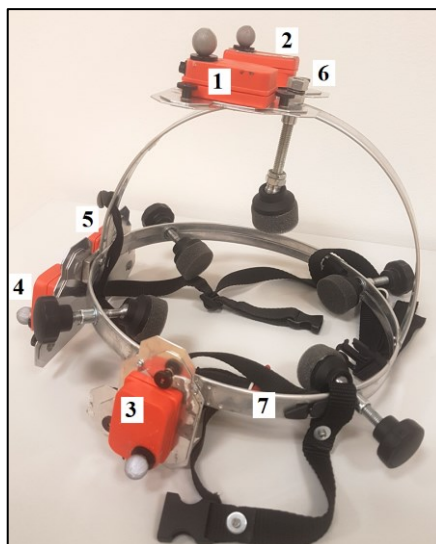
Vyhodnocení parametrů 95% konfidenční elipsy plochy tvořené vektory rotace hlavy a ramen viz Obr. 2.12 a inklinace hlavy a ramen, na souboru zdravých subjektů ( $n = 14$ , věk  $24,6 \pm 1,6$  (SD) let) a pacientů ( $n = 9$ , věk  $52,3 \pm 13$  (SD) let) s virovou infekcí vnitřního ucha a projevy závratě a nevolnosti, prokázala signifikantně rozdílné hodnoty pouze pro parametr velikosti vedlejší poloosy elipsy inklinace hlavy a ramen [188]. Další parametry, mezi které patřila plocha a velikost hlavní poloosy elipsy, neprokázaly signifikantní rozdíl mezi skupinami [188]. Aplikace Turns indexu a rozsahu pohybu (ROM z *angl. range of motion*) pro analýzu pohybu hlavy a ramen na stejných souborech a datech neprokázala signifikantní rozdíl mezi pacienty a zdravými subjekty v žádném z hodnocených parametrů [189].



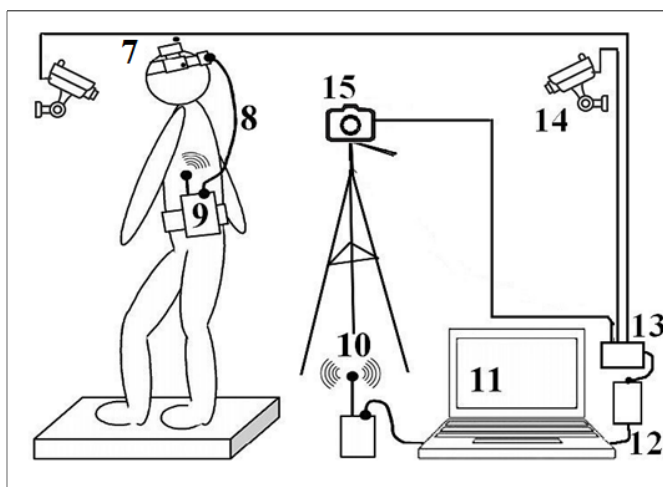
**Obrázek 2.12: Vzájemná rotace hlavy a ramen při statickém stoji s 95% konfidenční elipsou. Upraveno z [188].**

#### **Vlastní výzkum: Hybridní helmice pro měření kinematických parametrů labyrintů vestibulárního systému**

V rámci porovnání gyro-akcelerometrického a kamerového MoCap systému byl vyvinut systém sestávající z helmice podrobně popsané v kap. 4.1.1. Tato helmice, která v základu využívá gyro-akcelerometrické jednotky MTx Xsens®, byla doplněna o pasivní markery pro potřeby záznamu systémem Vicon viz Obr. 2.13 a Obr. 2.14.



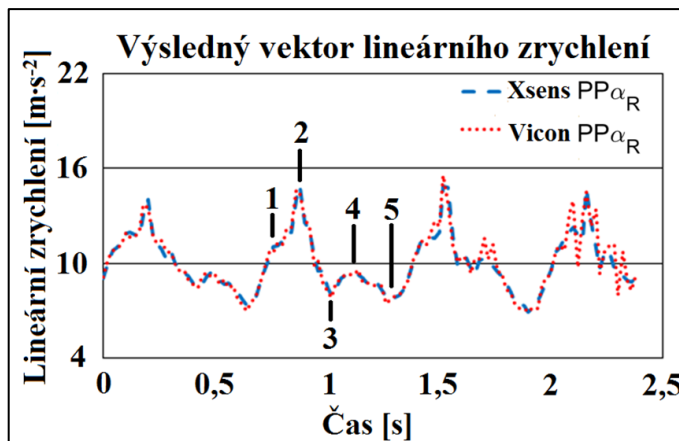
**Obrázek 2.13: Hybridní helmice pro měření kinematických parametrů labyrintů vestibulárního systému:** Posuvná deska – pravá parietální s jednotkou MTx Xsens® a markerem (1), posuvná deska – levá parietální s jednotkou MTx Xsens® a markerem (2), posuvná deska – temporální s jednotkou MTx Xsens® a markerem (3), posuvná deska – pravá okcipitální s jednotkou MTx Xsens® a markerem (4) posuvná deska – levá okcipitální s jednotkou MTx Xsens® a markerem (5), aretační šroub (6), helmice (7). Upraveno z [190].



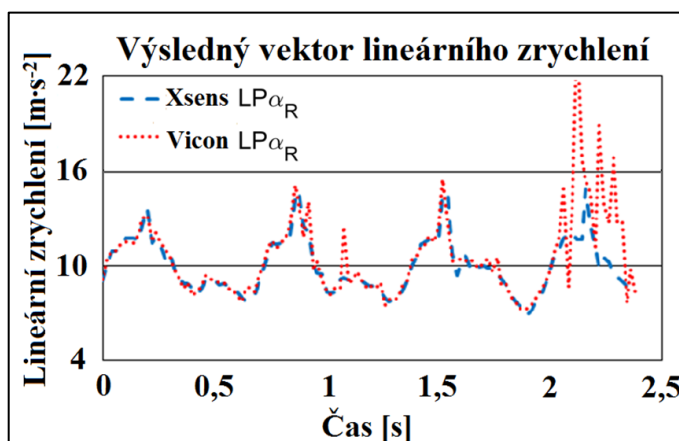
**Obrázek 2.14: Schéma hybridního MoCap systému:** Helmice (7), komunikační kabel (8), bezdrátová komunikační jednotka WR-A Xsens® (9), bezdrátová komunikační jednotka XbusMaster Xsens® (10), PC (11), přijímač Vicon (12), LAN switch (13), statická kamera Vicon (14), přenosná kamera Vicon (15). Převzato z [190].

Analýza dat z obou systémů (MTx Xsens® vzorkovací frekvence 50 Hz, Vicon snímkovácí frekvence 100 Hz) prokázala neschopnost systému Vicon v průběhu chůze správně měřit výsledný vektor lineárního zrychlení  $a_R$  (popsaný v kap. 4.1.3) viz Obr. 2.15 (PP - pravá parietální) a 2.16 (LP - levá parietální).





**Obrázek 2.15: Výsledný vektor lineárního zrychlení – pravá parietální:** kontakt paty s podložkou (1), kontakt plosky chodidla s podložkou (2), odraz druhého chodidla od podložky (3), mid-stance fáze (4), push-off fáze (5). Upraveno z [190].



**Obrázek 2.16: Výsledný vektor lineárního zrychlení – levá parietální.** Upraveno z [190].

Především na Obr. 2.16 je v čase od 2 s výrazná chyba v měření výsledného vektoru lineárního zrychlení systémem Vicon, při umístění parietálně vlevo ( $LP_{\alpha R}$ ), které bylo získáno druhou derivací výsledné změny polohy (dráhy) dle času za využití funkce Matlab – *diff*: parametr řádu 2 [190]. Chyba nastává zřejmě v důsledku malých chyb v určení polohy markeru (řádově v mm), která se zvyšuje se snížením počtu MoCap kamer zachycujících daný marker [190]. S ohledem na tento fakt je daná chyba označena jako derivační [190].

Daný systém byl testován i v průběhu HIT, avšak data nebyla prozatím prezentována. Předběžné výsledky však naznačují nemožnost měření lineárního zrychlení pouze za využití kamerového MoCap systému z důvodu vysokých zrychlení a zakrytí markerů tělem vyšetřujícího.

## 2.8 Metody nelineární analýzy pro potřeby vyhodnocení biologických signálů

Metody nelineární analýzy jsou často využívány v medicínské praxi pro potřeby vyhodnocení variability srdečního rytmu z elektrokardiogramu (EKG). Mezi tyto metody patří: Poincarého analýza [191], Hurstův exponent [192], Detrendovaná flukтуаční analýza (DFA z *angl. detrended fluctuation analysis*) [193], vzorková entropie (SampEn z *angl. sample entropy*) [194], největší Lyapunův exponent (LLE z *angl. largest Lyapunov exponent*) [195] a rekurentní kvantifikační analýza (RQA z *angl. recurrence quantification analysis*) [196]. Dalšími vyhodnocovanými biosignály jsou elektroencefalogram (EEG) [197], elektromyogram (EMG) [198], okrajově také elektrohysterogram (EHG z *angl. electrohysterogram*) [199], analýzy očních pohybů z EOG [200] a VOG [6].

Porovnání Poincarého analýzy s dalšími nelineárními metodami analýzy na záznamu 30minutového EKG, a z něho získané informace o vývoji R-R intervalu v čase u 114 pacientů s arteriální koronární chorobou a 65 zdravých subjektů, objevilo silnou korelaci mezi parametrem SD1/SD2 z Poincarého analýzy (viz kap. 2.8.6 a kap. 4.3.5), Hurstovým exponentem a DFA v obou skupinách [201]. Mezi další hodnocené parametry Poincarého analýzy patřily např. SDNN (směrodatná odchylka času R-R intervalů) a RMSSD (odmocnina ze střední kvadratické odchylky času R-R intervalů) [201]. Porovnávání v rámci této studie byly s Poincarého analýzou dále nelineární metody analýzy SampEn a LLE [201].

K vyhodnocení funkce VOR nebyla dosud použita Poincarého analýza, ani žádná jiná nelineární metoda analýzy. Přesto nelineární metody analýzy mají potenciál poskytnout nové informace ve výzkumu především linearity kanáلكově-otolitové interakce, kde se využívá k vyhodnocení VOR [135, 136, 137].

### 2.8.1 Hurstův exponent

Hurstův exponent hodnotí stupeň sebepodobnosti dat [202]. Tato metoda je založena na re-scaled range analýze a je vhodná zejména na dlouhé časové řady [203]. Toho je využíváno především v ekonomii při tvorbě výhledových modelů [204], ačkoli původně byla vyvinuta pro hodnocení přírodních procesů především v oblasti geofyzikálních záznamů [203].

K pochopení Hurstova exponentu je možné využít frakční Gaussův šum (fGn z *angl. fractional Gaussian noise*), který je stacionárním procesem s nulovou střední hodnotou charakterizovaný parametrem  $H$  a rozptylem  $\sigma^2$  [205]. Distribuci fGn  $c(\tau)$  je možné určit na základě jeho auto-kovariance se zpožděním  $\tau \in \mathbb{Z}$  dle rov. (2.7) [205]:

$$c(\tau) = \frac{\sigma^2}{2} (|\tau - 1|^{2H} - |\tau|^{2H} + |\tau - 1|^{2H}) \quad (2.7)$$

Z rov. (2.7) je zřejmé, že  $\sigma^2$  je pouze škálovacím parametrem, přičemž jednotlivé intervaly  $H$  jsou definovány následovně [205, 206]:

- $H = 0,5$ : jedná se o klasický Brownův pohyb, kdy vzorky jsou nezávislé, jelikož  $c(\tau) = 0$  pro všechny  $\tau \neq 0$ .
  - Znalost minulých hodnot procesu neposkytuje informaci použitelnou pro odhad budoucích hodnoty procesu.
- $H \in (0;0,5)$ : proces je negativně korelovan a je antiperzistentní.
  - Růst procesu je následován poklesem s větší pravděpodobností, než v případě procesu s normálním rozdělením. Při  $H \rightarrow 0$  sílí tendence procesu navracet se k průměru.
- $H \in (0,5;1)$ : proces je pozitivně korelovan a je perzistentní.
  - Růst procesu je následován růstem a naopak pokles je následován poklesem s větší pravděpodobností, než v případě procesu s normálním rozdělením. Při  $H \rightarrow 1$  sílí tendence lokálního trendu.

Problematické je především využití Hurstova exponentu a jeho vysoké nejistoty pro krátké procesy s malým počtem vzorků ( $N < 500$ ) [207].

## 2.8.2 Největší Lyapunův exponent

LLE kvantifikuje citlivost systému na počáteční podmínky, díky čemuž je možné hodnotit kvalitativně i kvantitativně dynamické chování systému, který je označen za chaotický v případě, že alespoň jeden Lyapunův exponent je pozitivní [208]. Nejčastěji využívanými algoritmy pro výpočet LLE dynamických systémů jsou Wolf [208] a Rosenstein [209]. Rosenstein algoritmus je rozšířením a vylepšením Wolf algoritmu, avšak i přes název původního článku obsahující sousloví “small data set” jsou požadavky na délku vstupních dat Rosenstein algoritmu ve srovnání s Wolf algoritmem stejné a lze je odhadnout pomocí rov. (2.8) [210]:

$$N > 10^m, \quad (2.8)$$

kde:

$N$  – počet hodnot

$m$  – dimenze stavového prostoru

Hodnotu  $m$ , pokud je neznámá, můžeme stanovit za využití metody false nearest neighbors (FNN) [211, 212]. Další možností je určit  $m$  pomocí symplectic geometry [213]. Druhý nutný vstupní parametr  $\tau$  (zpoždění) je možné stanovit na základě autokorelace [214], případně metodou mutual information [212].

Pro potřeby této práce je vysvětlen Rosenstein algoritmus, který je využit pro výpočet největšího LLE. Prvním krokem je rekonstrukce dynamiky atraktoru z jedné časové řady,

kdy rekonstruovaná trajektorie  $X$  může být vyjádřena maticí, ve které každý řádek je vektorem fáze-prostoru dle rov. (2.9) [209]:

$$X = [X_1 \ X_1 \ \dots \ X_M]^T, \quad (2.9)$$

kde:

$X_i$  – je stav systému v diskretním čase  $i$

Pro časovou řadu o délce  $N$   $\{x_1, x_1, \dots, x_N\}$  je pak každé  $X_i$  dáno rov. (2.10) [209]:

$$X_i = [x_i \ x_{i+J}, \dots, x_{i+(m-1)J}], \quad (2.10)$$

kde:

$J$  – zpoždění

$m$  – dimenze stavového prostoru

$X$  je tedy matice o rozměrech  $M \times m$  a vztah konstant  $M, J, N$  je dán rov. (2.11) [209]:

$$M = N - (m - 1)J, \quad (2.11)$$

Následně je využita metoda nearest neighbors (nejbližších sousedů) všech bodů trajektorie, která hledá minimální vzdálenost bodu  $X_j$  k danému referenčnímu bodu  $X_j$  viz rov. (2.12) [209]:

$$d_j(0) = \min_{X_j} \|X_j - X_j\|, \quad (2.12)$$

kde:

$d_j(0)$  – počáteční vzdálenost od  $j$ -tého bodu k jeho nejbližšímu sousedovi

$\|\dots\|$  – popisuje Eukleidovskou normu

$m$  – dimenze stavového prostoru

A zároveň je zavedena podmínka, že čas mezi nejbližšími sousedy musí být delší, než střední hodnota periody časové řady viz rov. (2.13) [209]:

$$j - \hat{j} > \text{střední hodnota periody} \quad (2.13)$$

U spektra Lyapunovových exponentů  $\lambda_i$  ( $i = 1, 2, \dots, n$ ), kde  $n$  je  $n$ -rozměrným prostorem počátečních podmínek resp. stavových proměnných daného systému, přičemž Lyapunovy exponenty jsou uspořádány dle rov. (2.14), může být na základě rov. (2.15) odvozena rov. (2.16) [209]:

$$\lambda_1 \geq \lambda_2 \geq \dots \geq \lambda_n \quad (2.14)$$

$$d(t) = C e^{\lambda_1 t}, \quad (2.15)$$

kde:

$d(t)$  – je průměrná divergence v čase  $t$

$C$  – konstanta popisující rozdíl počátečních podmínek

$$d_j(i) \approx C_j e^{\lambda_1(i \cdot \Delta t)} , \quad (2.16)$$

kde:

$C_j$  – je rozdíl počátečních podmínek

Následně může být rov. (2.16) zlogaritmována a odvozena rov. (2.17) [209]:

$$\ln(d_j(i)) \approx \ln(C_j) + \lambda_1(i \cdot \Delta t) , \quad (2.17)$$

Rov. (2.17) reprezentuje soubor přibližně rovnoběžných přímk (pro  $j = 1, 2, \dots, M$ ) se sklonem zhruba uměrným  $\lambda_1$  [209]. Největší Lyapunův exponent je možné vypočítat pomocí metody nejmenších čtverců “průměrně” přímky definované rov. (2.18) [209]:

$$y(i) = \frac{1}{\Delta t} \langle \ln(d_j(i)) \rangle , \quad (2.18)$$

kde:

$\langle \dots \rangle$  – je průměr přes všechny hodnoty  $j$

Proces průměrování v rov. 2.18 je klíčem k výpočtu přesné hodnoty  $\lambda_1$  pro soubor s málo daty a šumem, kdy narozdíl od rov. (2.17), kde  $C_j$  provádí normalizaci počátečních rozdělání sousedů (počátečních podmínek), není potřeba normalizace [209].

### 2.8.3 Detrendovaná fluktuální analýza

DFA byla poprvé představena a využita pro hodnocení opakujících se struktur DNA [215]. Detrendovaná fluktuální analýza umožňuje určit hodnotu Hurstova exponentu [216].

V případě 1-dimenzionálního (1D) signálu  $B(i)$ ,  $i = 1, \dots, N$  je nejprve potřeba vypočítat hodnotu signálu  $y(k)$  dle rov. (2.19) [217]:

$$y(k) = \sum_{i=1}^k (B(i) - B_{avg}) , \quad (2.19)$$

kde:

$B(i)$  – původní signál

$B_{avg}$  – střední hodnota signálu  $B(i)$

Následně jsou data rozdělena na segmenty o délce  $n$  a je určena průměrná fluktuace signálu  $F(n)$  dle rov. (2.20) [217]:

$$F(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (y(k) - y_n(k))^2} \quad (2.20)$$

Výpočet je opakován pro všechna uvažovaná  $n$ , přičemž je snaha určit vztah mezi  $F(n)$  a velikostí segmentu  $n$  [217]. Obecně se  $F(n)$  zvýší s velikostí segmentu  $n$  [217]. Pro tento účel je vytvořen graf závislosti  $\log(F(n))$  vs.  $\log(n)$  [217]. Lineární závislost značí přítomnost vlastní fluktuace a sklon přímky  $F(n)$  určuje škálovací exponent dle rov. (2.21) [217]:

$$F(n) \sim n^\alpha, \quad (2.21)$$

kde:

$\alpha < 0,5$ : záporně korelovaný signál

$\alpha = 0,5$ : nekorelovaný signál (bílý šum)

$\alpha > 0,5$ : pozitivně korelovaný signál

$\alpha = 1:1/f$  šum

$\alpha = 1,5$  – Brownův šum

## 2.8.4 Entropie

### Aproximační entropie

Aproximační entropie (ApEn z *angl. approximate entropy*) měří hodnotu komplexity časové řady kvantifikované na základě předvídatelnosti a reprodukovatelnosti časových vzorů v signále [218]. Základními parametry jsou délka vzoru resp. vnořené dimenze ( $m$ ), tolerance ( $r$ ) a zpoždění ( $\tau$ ) [218]. Dle [218] jsou nejčastěji využívány hodnoty parametrů  $m = 2$ ,  $r = 0,2 \cdot SD$ , kde  $SD$  je směrodatná odchylka signálu a  $\tau = 1$  tzv. zpoždění jednoho vzorku.

ApEn je definovaná pro  $n$ -dimenzionální časovou řadu o délce  $N$ :  $\{x_1, x_1, \dots, x_N\}$  dle rov. (2.22) [218]:

$$ApEn(m, r, n) = \Phi^m(r) - \Phi^{m+1}(r), \quad (2.22)$$

kde:

$$\Phi^m(r) = [n - (m - 1)\tau]^{-1} \sum_{i=1}^{n-(m-1)\tau} \ln(C_i^m(r)), \quad (2.23)$$

kde:

$$C_i^m(r) = \frac{B_i}{n-(m-1)\tau}, \quad (2.24)$$

kde:

$B_i$  – počet  $j$  takových, že platí rov. (2.25):

$$d|X_i, X_j| \leq r, \quad (2.25)$$

kde:

$d|X_i, X_j|$  – je vzdálenost mezi  $X_i$  a  $X_j$

V rov. (2.25) jsou  $(X_i, X_j)$   $m$ -dimenzionální vektorové vektory, jejichž komponenty jsou časově zpožděnou verzí elementů originální časové řady se zpožděním  $\tau$  násobkem vzorkovací frekvence viz rov. (2.26, 2.27) [218]:

$$X_i = (x_i, x_{i+\tau}, x_{i+2\tau}, \dots, x_{i+(m-1)\tau}), \quad X_i \in \mathbb{R}^m \quad (2.26)$$

$$X_j = (x_j, x_{j+\tau}, x_{j+2\tau}, \dots, x_{j+(m-1)\tau}), \quad X_j \in \mathbb{R}^m \quad (2.27)$$

Pro data o vyšší délce  $n$  je ApEn dána rov. (2.28) [218]:

$$ApEn(m, r, n) = (n - m\tau)^{-1} \sum_{i=1}^{n-m\tau} [-\ln(\frac{A_i}{B_i})], \quad (2.28)$$

kde:

$A_i$  – počet  $X_i$  s tolerancí  $r$  k  $X_j$  pro  $(m+1)$ -dimenzionální vektorový vektor

$B_i$  – počet  $X_i$  s tolerancí  $r$  k  $X_j$  pro  $m$ -dimenzionální vektorový vektor

### Vzorková entropie

SampEn je modifikací ApEn, oproti které je méně závislá na délce dat [219], avšak i v jejím případě je tato metoda velice citlivá na změnu parametrů pro  $N \leq 200$  [220]. Svým výpočtem je velice podobná ApEn, avšak pro rov. (2.25) je doplněna podmínka, že  $i \neq j$  a přirozený logaritmus je na rozdíl od ApEn aplikován pouze jednou namísto využití v každé iteraci [218]. Výsledné řešení je uvedeno v rov. (2.29) [218]:

$$SampEn(m, r, n) = -\ln\left(\frac{\sum_{i=1}^{n-m\tau} A_i}{\sum_{i=1}^{n-m\tau} B_i}\right) \quad (2.29)$$

### 2.8.5 Rekurentní kvantifikační analýza

Základní ideou RQA je určení rekurence neboli opakování dat, jelikož vysoká variabilita je spojena s nízkou rekurencí [221]. Tato metoda je vhodná pro grafické zobrazení rychle se měnících nestacionárních dat [221]. V případě vyhodnocení např. R-R intervalů z EKG je z této řady vytvořen tzv. fázový prostor a následně je vytvořena matice bodů představující 2D rekurentní graf zobrazující všechny body, které dosáhly prahové vzdálenosti a mohou být označeny za rekurentní [221].

RQA graf vychází z definice rov. (2.30) [222]:

$$R_{i,j}^{m,\varepsilon_i} = \Theta(\varepsilon_i - \|\vec{x}_i - \vec{x}_j\|), \quad (2.30)$$

kde:

$\varepsilon$  – definovaný práh

$\vec{x}_i, \vec{x}_j$  – prostorové trajektorie v  $m$ -dimenzionálním prostoru, které lze rekonstruovat z jednoho časového vektoru  $u_i$  za využití zpoždění  $\tau$ .

Mezi základní kvantifikační parametry RQA patří [222]:

- Rekurentní poměr (RR z *angl. recurrence rate*) – procento rekurentních bodů v RQA viz rov. (2.31) [222]:

$$RR = \frac{1}{N^2} \sum_{i,j=1}^N R_{i,j}^{m,\varepsilon}, \quad (2.31)$$

kde:

$N$  – počet vzorků

- Determinismus (DET z *angl. determinism*) – procento rekurentních bodů, které tvoří diagonální čáry viz rov. (2.32) [222]:

$$DET = \frac{\sum_{l=l_{min}}^N l \cdot P^\varepsilon(l)}{\sum_{l=1}^N l \cdot P^\varepsilon(l)}, \quad (2.32)$$

kde:

$P^\varepsilon(l) = \{l_i; i = 1 \dots N_l\}$  – je frekvence distribuce (histogram) délek  $l$  diagonálních struktur (čar),  $N_l$  – celkový počet diagonálních čar

- $L_{max}$  viz rov. (2.33) – délka nejdelší diagonální čáry [222]:

$$L_{max} = \max(\{l_i; i = 1 \dots N_l\}), \quad (2.33)$$

- Divergence (DIV z *angl. divergence*) viz rov. (2.34) [222]:

$$DIV = \frac{1}{L_{max}}, \quad (2.34)$$

- Entropie (ENTR z *angl. entropy*) – Shannonova entropie pravděpodobnostního rozdělení délky diagonálních čar viz rov. (2.35) [222]:

$$ENTR = - \sum_{l=l_{min}}^N p(l) \cdot \ln[p(l)], \quad (2.35)$$

kde:

$$p(l) = \frac{P^\varepsilon(l)}{\sum_{l=l_{min}}^N P^\varepsilon(l)}$$



- Laminarita (LAM z *angl. laminarity*) – procento rekurentních bodů, které tvoří vertikální čáry viz rov. (2.36) [222]:

$$LAM = \frac{\sum_{v=v_{min}}^N v \cdot P^\varepsilon(v)}{\sum_{v=1}^N v \cdot P^\varepsilon(v)}, \quad (2.36)$$

kde:

$P^\varepsilon(v) = \{v_i; v = 1 \dots N_v\}$  – je frekvence distribuce (histogram) délek  $v$  vertikálních struktur (čar),  $N_v$  – celkový počet vertikálních čar

- Trapping time (TT) – průměrná délka vertikálních čar viz rov. (2.37) [222]:

$$TT = \frac{\sum_{v=v_{min}}^N v \cdot P^\varepsilon(v)}{\sum_{v=v_{min}}^N P^\varepsilon(v)} \quad (2.37)$$

## 2.8.6 Poincarého analýza

Poincarého analýza je často využívána pro svoji relativně snadnou fyziologickou interpretaci [223]. Ta vyplývá z možnosti grafické analýzy, přičemž se často využívá v kombinaci s metodou fitování elipsy a určení parametrů SD1, SD2 a SD1/SD2 poměru pro kvantitativní hodnocení [223]. Parametr SD1 hodnotí za využití směrodatné odchylky krátkodobou variabilitu, resp. variabilitu mezi následujícími vstupními hodnotami dat [201], viz kap. 4.3.5. SD2 hodnotí za využití směrodatné odchylky dlouhodobou variabilitu, resp. variabilitu mezi všemi vstupními hodnotami dat [201], viz kap. 4.3.5. Poměr SD1/SD2 reprezentuje nahodilost ve variabilitě hodnot vstupních dat [201] viz kap. 4.3.5.

Délka hlavní a vedlejší poloosy u Poincarého analýzy byla využita např. k analýze pohybu oka při retinální registraci obrazu za využití měření video-oftalmoskopem [224].

Poincarého analýza je méně často využívána v kombinaci s 3D grafem, kde se místo elipsy aplikuje jakožto geometrický útvar elipsoid a jeho parametry pro potřeby hodnocení [225, 226]. V některých případech je hustota, resp. počet bodů, vynesena na třetí osu běžné Poincarého analýzy [227, 228, 229]. Tento typ je vhodné označit jako histogramickou Poincarého analýzu [230]. V dnešní době je často hustota bodů značena barevnou škálou [231].

## 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 hypotézu, že v průběhu HIT je lineární zrychlení působící na labyrinty vestibulárního systému různé.
3. Na souboru zdravých subjektů ověřit hypotézu, 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 resekcce 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:
  - 1.1. **H<sub>0</sub>**: Střední hodnota zisku (Gain) VOR neoperovaného horizontálního polokruhového kanálku je menší nebo rovna střední hodnotě zisku (Gain) VOR operovaného horizontálního polokruhového kanálku.
    - **H<sub>1</sub>**: Střední hodnota zisku (Gain) VOR neoperovaného horizontálního polokruhového kanálku je vyšší než střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného horizontálního polokruhového kanálku.
  - 1.2. **H<sub>0</sub>**: Střední hodnota zisku (Gain) VOR neoperovaného anteriorního polokruhového kanálku je menší nebo rovna střední hodnotě zisku (Gain) VOR operovaného anteriorního polokruhového kanálku.
    - **H<sub>1</sub>**: Střední hodnota zisku (Gain) VOR neoperovaného anteriorního polokruhového kanálku je vyšší než střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného anteriorního polokruhového kanálku.
  - 1.3. **H<sub>0</sub>**: Střední hodnota zisku (Gain) VOR neoperovaného posteriorního polokruhového kanálku je menší nebo rovna střední hodnotě zisku (Gain) VOR operovaného posteriorního polokruhového kanálku.
    - **H<sub>1</sub>**: Střední hodnota zisku (Gain) VOR neoperovaného posteriorního polokruhového kanálku je vyšší než střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného posteriorního polokruhového kanálku.
2. Oboustranné hypotézy založené na předpokladu, že střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného polokruhového kanálku je rovna nule:
  - 2.1. **H<sub>0</sub>**: Střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného horizontálního polokruhového kanálku je rovna nule.
    - **H<sub>1</sub>**: Střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného horizontálního polokruhového kanálku se nerovná nule.

- 2.2. **H<sub>0</sub>**: Střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného anteriorního polokruhového kanálku je rovna nule.
- **H<sub>1</sub>**: Střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného anteriorního polokruhového kanálku se nerovná nule.
- 2.3. **H<sub>0</sub>**: Střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného posteriorního polokruhového kanálku je rovna nule.
- **H<sub>1</sub>**: Střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného posteriorního polokruhového kanálku se nerovná 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:
- 3.1. **H<sub>0</sub>**: Střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného horizontálního polokruhového kanálku s hodnocením rozsahu tumoru II-III je nižší nebo rovna střední hodnotě zisku (Gain) VOR operovaného horizontálního polokruhového kanálku s hodnocením rozsahu tumoru IV.
- **H<sub>1</sub>**: Střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného horizontálního polokruhového kanálku s hodnocením rozsahu tumoru II-III je vyšší než střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného horizontálního polokruhového kanálku s hodnocením rozsahu tumoru IV.
- 3.2. **H<sub>0</sub>**: Střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného anteriorního polokruhového kanálku s hodnocením rozsahu tumoru II-III je nižší nebo rovna střední hodnotě zisku (Gain) VOR operovaného anteriorního polokruhového kanálku s hodnocením rozsahu tumoru IV.
- **H<sub>1</sub>**: Střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného anteriorního polokruhového kanálku s hodnocením rozsahu tumoru II-III je vyšší než střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného anteriorního polokruhového kanálku s hodnocením rozsahu tumoru IV.
- 3.3. **H<sub>0</sub>**: Střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného posteriorního polokruhového kanálku s hodnocením rozsahu tumoru II-III je nižší nebo rovna střední hodnotě zisku (Gain) VOR operovaného posteriorního polokruhového kanálku s hodnocením rozsahu tumoru IV.
- **H<sub>1</sub>**: Střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného posteriorního polokruhového kanálku s hodnocením rozsahu tumoru II-III je vyšší než střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného posteriorního 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 perrotčního a postrotačního 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 perrotční 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:
  - 4.1. **H<sub>0</sub>**: Střední hodnoty kvantifikačních parametrů popisující horizontální perrotční nystagmus při bilaterální, unilaterální levostranné a unilaterální pravostranné stimulaci na Bárányho rotačním křesle pocházejí ze stejného rozdělení.
    - **H<sub>1</sub>**: Střední hodnoty kvantifikačních parametrů popisující horizontální perrotční nystagmus při bilaterální, unilaterální levostranné a unilaterální pravostranné stimulaci na Bárányho rotačním křesle pocházejí z různého rozdělení.
5. Ověřit oboustrannou hypotézu založenou na předpokladu, že horizontální postrotační nystagmus se při unilaterálních a bilaterální stimulaci na Bárányho rotačním křesle u zdravých subjektů neliší s ohledem na vymizení radiálně indukovaného lineárního zrychlení:
  - 5.1. **H<sub>0</sub>**: Střední hodnoty kvantifikačních parametrů popisující horizontální postrotační nystagmus při bilaterální, unilaterální levostranné a unilaterální pravostranné stimulaci na Bárányho rotačním křesle pocházejí ze stejného rozdělení.
    - **H<sub>1</sub>**: Střední hodnoty kvantifikačních parametrů popisující horizontální postrotační nystagmus při bilaterální, unilaterální levostranné a unilaterální pravostranné stimulaci na Bárányho rotačním křesle pocházejí z různého rozdělení.

## 4 Metody

### 4.1 Ověření excentricity rotace při pulzním rotačním testu

#### 4.1.1 Materiály

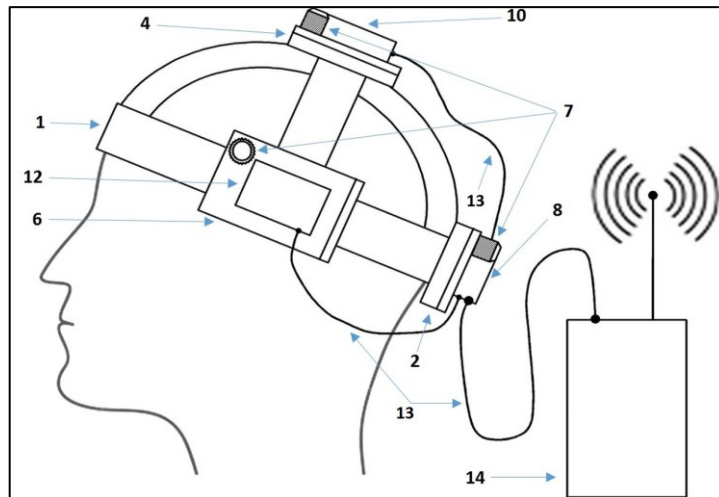
##### Zařízení pro měření pohybu labyrintů vestibulárního systému

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 [232].

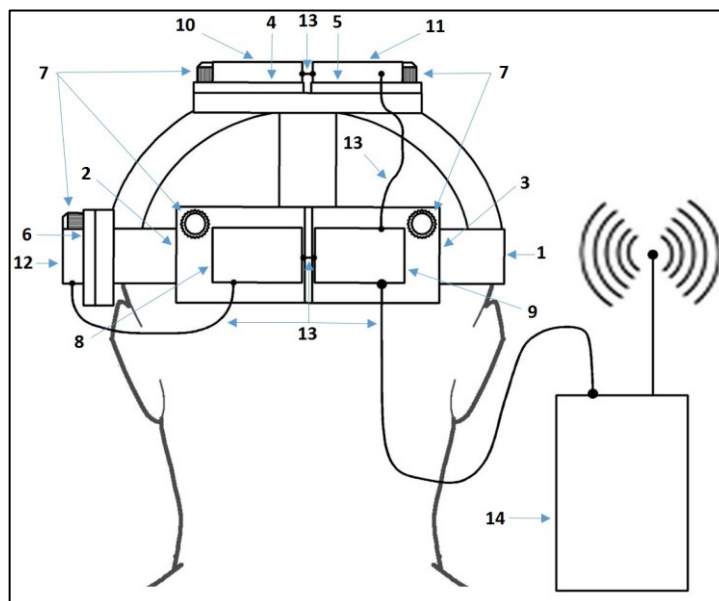
Toto zařízení využívá helmice navržené tak, aby bylo možné měření pohybu labyrintů vestibulárního systému v jednotlivých anatomických rovinách resp. osách. Z tohoto důvodu je helmice opatřena posuvnými deskami, díky kterým je možné individuální nastavení polohy gyro-akcelerometrických senzorů, které 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. Tento konkrétní typ se využívá např. při hodnocení rehabilitačních cvičení zaměřených na stabilitu [233], a to i u geriatrické populace [234]. Kalmanova filtrace [235], resp. jeho rozšířená verze, je implementována již od výrobce. 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.

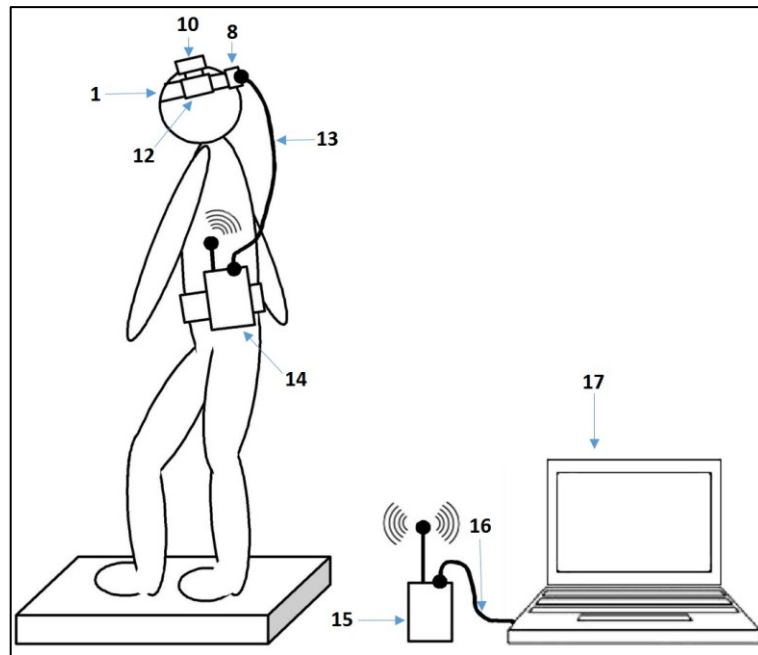
Nákres levého bokorysu, zadního a celkového bočního pohledu zařízení pro měření pohybu labyrintů vestibulárního systému, jsou zobrazena na Obr. 4.1-4.3.



**Obrázek 4.1: Zařízení pro měření pohybu labyrintů vestibulárního systému – levý bokorys:** helmice (1), posuvná deska – levá okcipitální (2), posuvná deska – levá parietální (4), posuvná deska – temporální (6), aretační šroub (7), jednotka gyroskopu a akcelerometru – levá okcipitální (8), jednotka gyroskopu a akcelerometru – levá parietální (10), jednotka gyroskopu a akcelerometru – temporální (12), komunikační kabel (13), bezdrátová komunikační jednotka WR-A Xsens® (14). Převzato z [232].



**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 [232].



**Obrázek 4.3: Zařízení pro měření pohybu labyrintů vestibulárního systému – celkový boční pohled:** helmice (1), jednotka gyroskopu a akcelerometru – levá okcipitální (8), jednotka gyroskopu a akcelerometru – levá parietální (10), jednotka gyroskopu a akcelerometru – temporální (12), komunikační kabel (13), bezdrátová komunikační jednotka WR-A Xsens® (14), bezdrátová komunikační jednotka XbusMaster Xsens® (15), datový kabel USB-A (16), PC (17) Převzato z [232].

S ohledem na vysokou hmotnost prototypu zařízení pro měření pohybu labyrintů vestibulárního systému viz Obr. 4.4 byla navržena úprava helmice. Upravená verze viz Obr. 4.5 je vyrobena z hliníku, díky čemuž je zařízení možné využít při rotačních testech.



**Obrázek 4.4: Prototyp zařízení pro měření pohybu labyrintů vestibulárního systému.**



**Obrázek 4.5: Upravená verze helmice zařízení pro měření pohybu labyrintů vestibulárního systému vyrobená z hliníku.**



**Obrázek 4.6: Bezdrátová komunikační jednotka WR-A Xsens®.**





**Obrázek 4.7: Jednotka MTx Xsens®.**

### **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 ( $n = 2$ ,  $22 \pm 0$  (SD) let) viz Příloha F 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 viz Příloha N schváleným etickou komisí viz Příloha M, potenciálními riziky a možnostmi kdykoli v průběhu dané měření přerušit a případně ukončit. V případě souhlasu s pokračováním byl podepsán informovaný souhlas viz Příloha L. 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, za využití pomocných popruhů se suchým zipem, helmice zařízení pro měření pohybu labyrintů vestibulárního systému. Jednotlivé posuvné desky helmice zařízení pro měření pohybu labyrintů vestibulárního systému byly pozicovány tak, aby poloha jednotek MTx Xsens® respektovala anatomickou pozici levého a pravého labyrintu vestibulárního systému v příslušných rovinách.

Následně bylo provedeno spárování PC s jednotkami MTx Xsens® za využití bezdrátové komunikační jednotky WR-A Xsens®, bezdrátové komunikační jednotky XbusMaster Xsens® a USB-A datového kabelu. 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.

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.

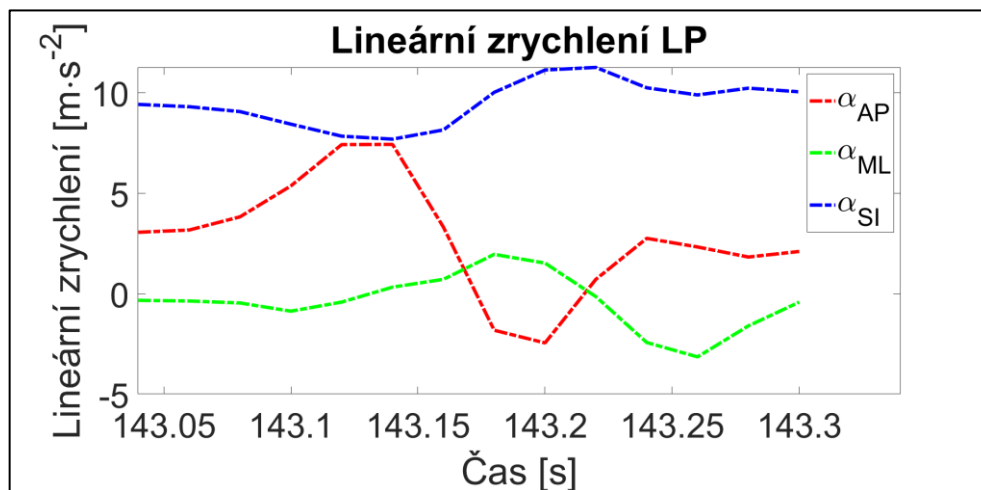
Po ukončení měření byl subjekt zkontrolován vyšetřujícím neurologem a záznam byl anonymizován a exportován do souboru s příponou *TXT* v souborovém formátu s tabulátorem oddělenými hodnotami (TSV z *angl. tab-separated values*).

### 4.1.3 Vyhodnocení naměřených dat

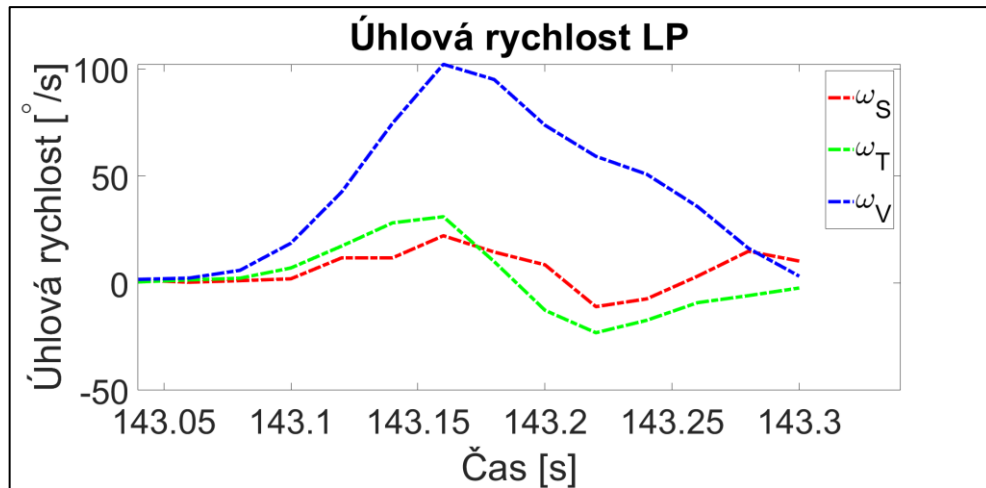
Kinematická data reprezentovaná lineárním zrychlením a úhlovou rychlostí z gyro-akcelerometrických jednotek MTx Xsens® byla zpracována v prostředí Matlab (MathWorks, Inc., USA).

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  $9,81052 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$  [236].

Obě metody využívají jako vstup hodnoty lineárního zrychlení a úhlové rychlosti ze všech tří os gyro-akcelerometrických jednotek MTx Xsens®, jejichž orientace je zobrazena na Obr. 4.7. Ukázka průběhu jednoho HIT zaznamenaná jednotkou levou parietální (LP) je zobrazena na Obr. 4.8 (lineární zrychlení) a Obr. 4.9 (úhlová rychlost). Záznam z jednotky pravé parietální je v Příloze E.



**Obrázek 4.8: Lineární zrychlení jednotka parietální levá – Subjekt 1:**  $a_{ML}$  – lineární zrychlení v medio-laterálním směru,  $a_{AP}$  – lineární zrychlení antero-posteriorním směru,  $a_{SI}$  – lineární zrychlení superior-inferiorním směru.



**Obrázek 4.9: Úhlová rychlost jednotka parietální levá – Subjekt 1:**  $\omega_V$  – úhlová rychlost kolem vertikální osy (rotace *Yaw*),  $\omega_T$  – úhlová rychlost kolem transverzální osy (rotace *Pitch*),  $\omega_S$  – úhlová rychlost kolem sagitální osy (rotace *Roll*).

Výběr segmentu HIT byl proveden manuálně z výsledného vektoru úhlové rychlosti  $\omega_R$ , který byl vypočítán dle rov. (4.1):

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

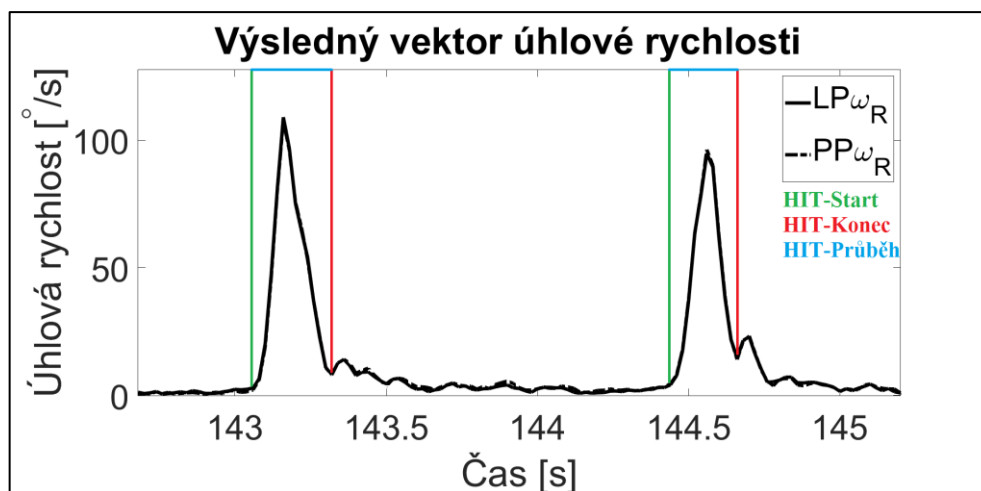
kde:

$\omega_V$  – úhlová rychlost kolem vertikální osy (rotace *Yaw*) [°/s]

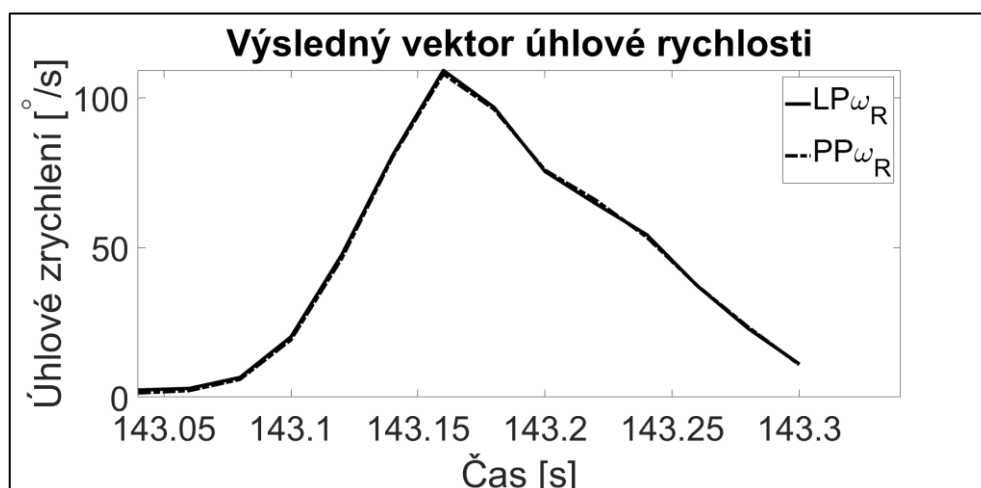
$\omega_T$  – úhlová rychlost kolem transverzální osy (rotace *Pitch*) [°/s]

$\omega_S$  – 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. 4.10. Ukázka vybraného segmentu HIT a jeho výsledného vektoru úhlové rychlosti je zobrazen na Obr. 4.11.



**Obrázek 4.10: 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.



**Obrázek 4.11: Průběh jednoho segmentu HIT – 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 [237]. Tento přístup umožňuje vyhodnocení např. minima, maxima a ROM [238]. 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. 4.12, výsledného vektoru úhlové rychlosti  $\omega_R$  dle rov. (4.1) viz Obr. 4.11 a výsledného vektoru úhlového zrychlení  $\varepsilon_R$  dle rov. (4.3) viz Obr. 4.13. Vstupní hodnotou pro výsledný vektor úhlového zrychlení byl vektor úhlové rychlosti. Pro převod úhlové rychlosti na úhlové

zrychlení byla využita numerická derivace za využití funkce Matlab – *diff*: parametr řádu 1.

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

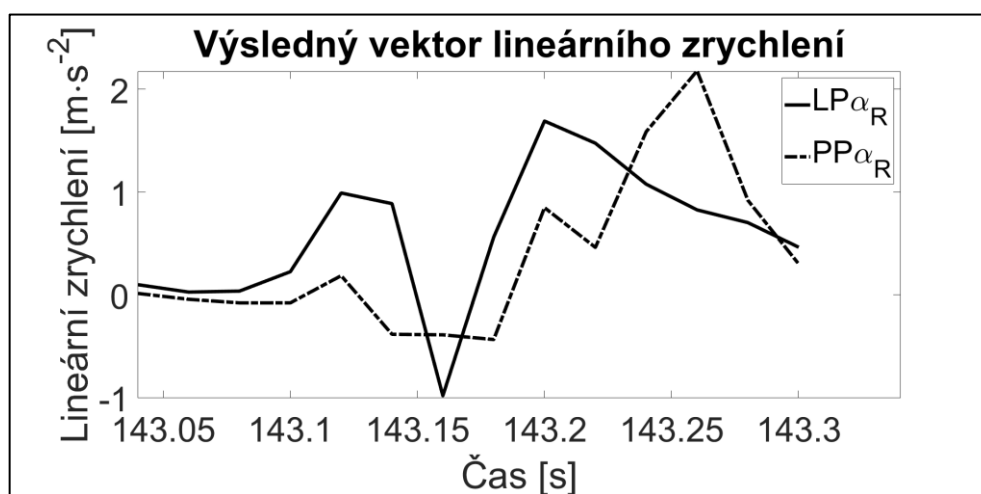
kde:

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

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

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

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



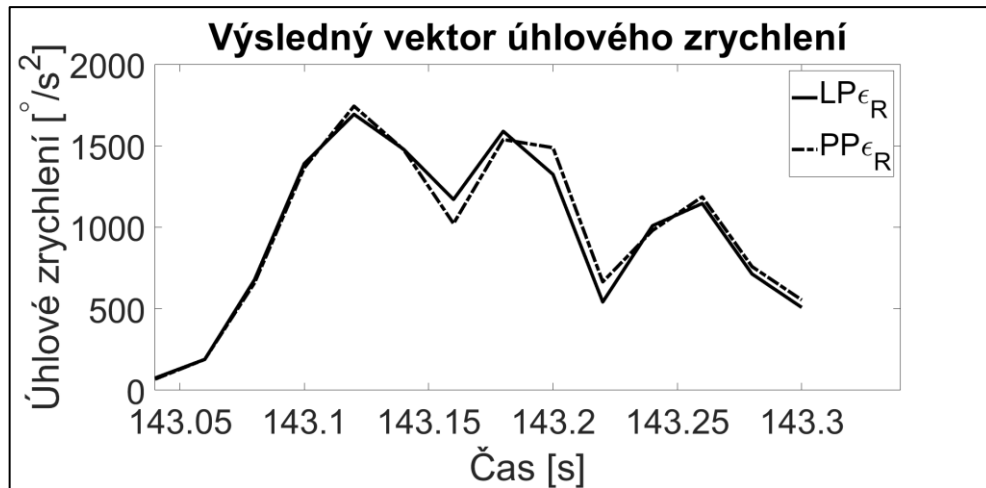
**Obrázek 4.12: Průběh jednoho segmentu HIT – výsledný vektor lineárního zrychlení – Subjekt 1:** LP $\alpha_R$  – výsledný vektor lineárního zrychlení jednotky levé parietální, PP $\alpha_R$  – výsledný vektor lineárního zrychlení jednotky pravé parietální.

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

kde:

$\varepsilon_R$  – výsledný vektor úhlového zrychlení [ $^{\circ}/\text{s}^2$ ]

$\omega_R$  – výsledný vektor úhlové rychlosti [ $^{\circ}/\text{s}$ ]



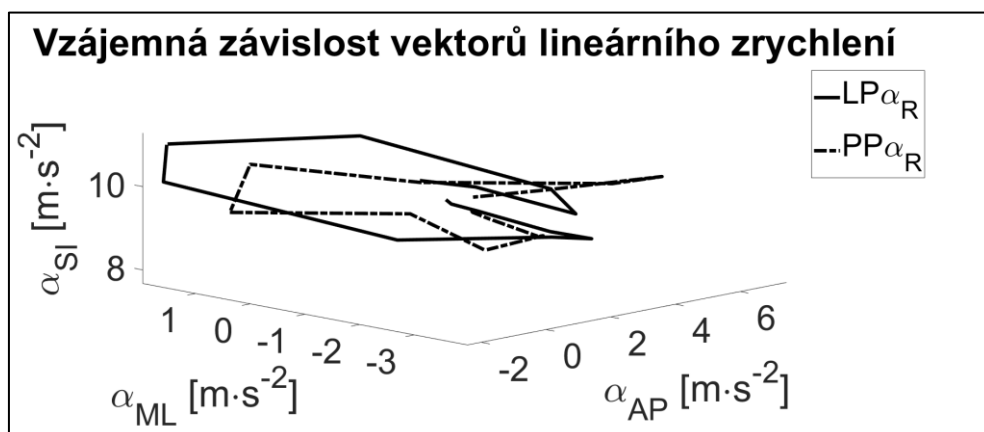
**Obrázek 4.13: Průběh jednoho segmentu HIT – výsledný vektor úhlového zrychlení – Subjekt 1:**  $LP\epsilon_R$  – výsledný vektor úhlového zrychlení jednotky levé parietální,  $PP\epsilon_R$  – výsledný vektor úhlového zrychlení jednotky pravé parietální.

#### 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 [239]. 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 [240].

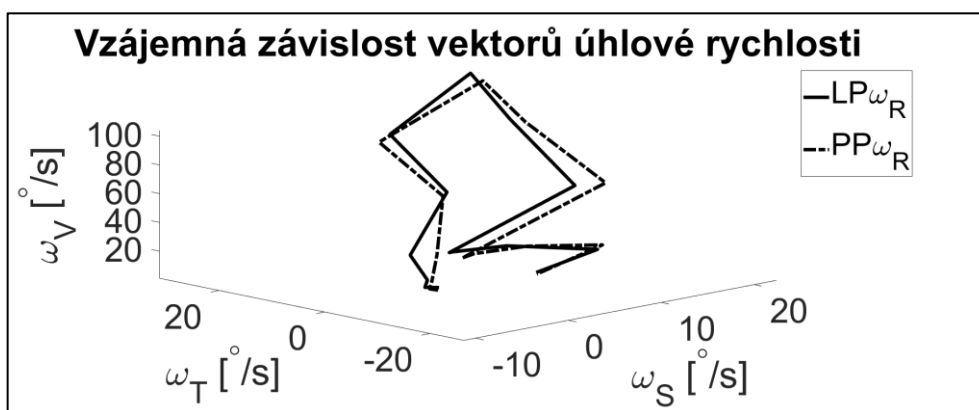
Hodnoceny byly, resp. tvoří výsledný 3D prostor grafu následující kinematické proměnné:

- $a_{ML}, a_{AP}, a_{SI}$



**Obrázek 4.14: 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.

- $\omega_V, \omega_T, \omega_S$



**Obrázek 4.15: Průběh jednoho segmentu HIT – vzájemná závislost vektorů úhlové rychlosti – Subjekt 1:**  $\omega_V$  – úhlová rychlost kolem vertikální osy (rotace *Yaw*),  $\omega_T$  – úhlová rychlost kolem transverzální osy (rotace *Pitch*),  $\omega_S$  – úhlová rychlost kolem sagitální osy (rotace *Roll*).

- $\varepsilon_V, \varepsilon_T, \varepsilon_S$ , které jsou vypočítány dle rov. (4.4-4.6):

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

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

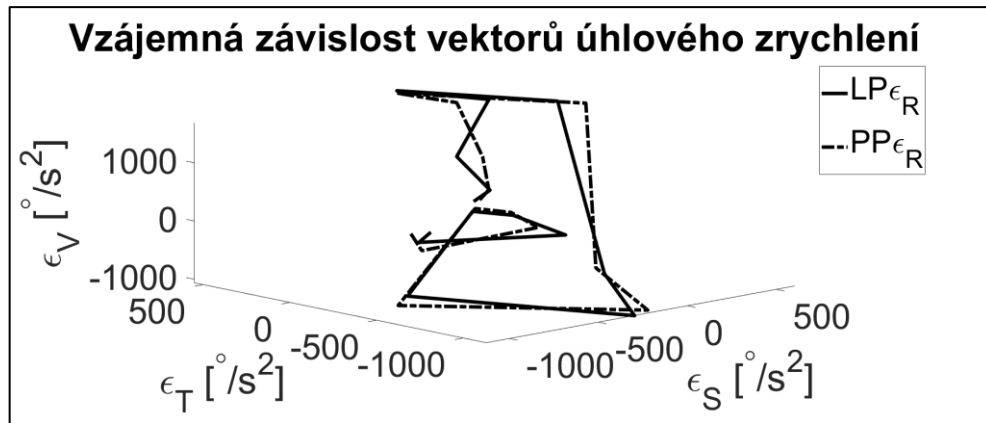
$$\varepsilon_S = \frac{d\omega_S}{dt}, \quad (4.6)$$

kde:

$\varepsilon_V$  – úhlové zrychlení kolem vertikální osy (rotace *Yaw*) [ $^\circ/s^2$ ]

$\varepsilon_T$  – úhlové zrychlení kolem transverzální osy (rotace *Pitch*) [ $^\circ/s^2$ ]

$\varepsilon_S$  – úhlové zrychlení kolem sagitální osy (rotace *Roll*) [ $^\circ/s^2$ ]



**Obrázek 4.16: Průběh jednoho segmentu HIT – vzájemná závislost vektorů úhlového zrychlení – Subjekt 1:**  $\varepsilon_V$  – úhlové zrychlení kolem vertikální osy (rotace *Yaw*),  $\varepsilon_T$  – úhlové zrychlení kolem transverzální osy (rotace *Pitch*),  $\varepsilon_S$  – úhlové zrychlení kolem sagitální osy (rotace *Roll*).

Jako kvantitativní parametr vzájemné závislosti kinematických proměnných byla zvolena délka trajektorie (*TL z angl. trajectory length*) dle rov. (4.7) [240]:

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

kde:

$TL_a$  – délka trajektorie vektoru 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 [ $m \cdot s^{-2}$ ]

$N$  – počet naměřených vzorků

Parametr  $TL$  byl dle stejného principu vypočítán pro úhlovou rychlost ( $TL_\omega$ ) se vstupními vektory  $\omega_V$ ,  $\omega_T$ ,  $\omega_S$  a úhlové zrychlení ( $TL_\varepsilon$ ) se vstupními vektory  $\varepsilon_V$ ,  $\varepsilon_T$ ,  $\varepsilon_S$ .

#### 4.1.4 Statistické vyhodnocení

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

Vyhodnocovanými parametry jsou:

- Časová závislost kinematických proměnných
  - Maximum absolutního rozdílu výsledných vektorů lineárního zrychlení jednotek levé parietální ( $LP_{a_R}$ ) a pravé parietální ( $PP_{a_R}$ )



- Maximum absolutního rozdílu výsledných vektorů úhlové rychlosti jednotek levé parietální ( $LP_{\omega_R}$ ) a pravé parietální ( $PP_{\omega_R}$ )
- Maximum absolutního rozdílu výsledných vektorů úhlového zrychlení jednotek levé parietální ( $LP_{\varepsilon_R}$ ) a pravé parietální ( $PP_{\varepsilon_R}$ )
- Průměr absolutního rozdílu výsledných vektorů lineárního zrychlení jednotek levé parietální ( $LP_{a_R}$ ) a pravé parietální ( $PP_{a_R}$ )
- Průměr absolutního rozdílu výsledných vektorů úhlové rychlosti jednotek levé parietální ( $LP_{\omega_R}$ ) a pravé parietální ( $PP_{\omega_R}$ )
- Průměr absolutního rozdílu výsledných vektorů úhlového zrychlení jednotek levé parietální ( $LP_{\varepsilon_R}$ ) a pravé parietální ( $PP_{\varepsilon_R}$ )
- Vzájemná závislost kinematických proměnných
  - Rozdíl v délce vektorů vzájemné závislosti lineárních zrychlení jednotek levé parietální ( $LP_{TL_a}$ ) a pravé parietální ( $PP_{TL_a}$ )
  - Rozdíl v délce vektorů vzájemné závislosti úhlových rychlostí jednotek levé parietální ( $LP_{TL_\omega}$ ) a pravé parietální ( $PP_{TL_\omega}$ )
  - Rozdíl v délce vektorů vzájemné závislosti úhlových zrychlení jednotek levé parietální ( $LP_{TL_\varepsilon}$ ) a pravé parietální ( $PP_{TL_\varepsilon}$ )

Tyto parametry jsou zobrazeny formou boxplotů s vousy 1,5násobku interkvartilového rozpětí (IQR z *angl. interquartile range*).

Dále jsou u dat vzájemné závislosti kinematických proměnných resp. TL vyhodnoceny průměrné hodnoty absolutního relativního rozdílu (MARD z *angl. mean absolute relative difference*) dle rov. 4.8 [241]:

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

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

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

Hodnota MARD byla stejným způsobem vypočítána pro délku trajektorie úhlové rychlosti ( $MARD_{TL_\omega}$ ) a úhlového zrychlení ( $MARD_{TL_\varepsilon}$ ).

## 4.2 Pohyb očí při pulzním rotačním testu

### 4.2.1 Materiály

ICS Impulse System (GN Otometrics, Denmark), viz Obr. 4.17 byl využit pro záznam VOR při HIT. Tento vHIT systém umožňuje monokulární záznam pravého oka se snímkovací frekvencí 250 Hz. Výsledný obraz pupily při výběru módu *Head Impulse* má rozlišení 100x100 px. Maximální rozlišení videa je u módu *Torsional*, u kterého je však snímkovací frekvence nejnižší (60 Hz). Systém pro kalibraci a fixaci oka při HIT využívá vestavné minilasery třídy 2 s vlnovou délkou 660 nm a maximálním výkonem 0,9 mW. Hmotnost brýlí systému je 60 g. S PC lze systém propojit přes USB 2.0 a vyšší. Pro potřeby hodnocení pohybu hlavy v průběhu HIT jsou brýle opatřeny gyroskopem, který měří úhlovou rychlost.



Obrázek 4.17: 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) viz Příloha G 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 4 kategorií dle Koosovi klasifikace [242] resekce vestibulárního schwannomu [243]:

- 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.

### **4.2.3 Zpracování naměřených dat**

Zpracování informací z kamery a gyroskopu ICS Impulse System bylo provedeno v programu OTOsuite Vestibular. Export hodnot zisku (Gain) VOR byl proveden do souboru s příponou *XLSX*.

### **4.2.4 Statistické vyhodnocení**

Statistické vyhodnocení bylo provedeno v prostředí Matlab. Shapiro-Wilk test [244] byl použit pro hodnocení normality naměřených dat zisku (Gain) VOR [245] za využití funkce *swtest.m* [246] implementované v prostředí Matlab.

Pro statistické vyhodnocení hypotéz na základě dat pocházejících z normálního rozdělení (Shapiro-Wilk:  $p \geq 0,05$ ) byl použit dvouvýběrový studentův t-test viz Gosset [247] 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 [248] aplikací funkce Matlab – *ranksum*.

Pro potřeby statistického vyhodnocení byla využita data pacientů s kompletním rozsahem tumoru (22 pacientů viz Příloha G). 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 stimulace na Bárányho rotačním křesle

### 4.3.1 Materiály

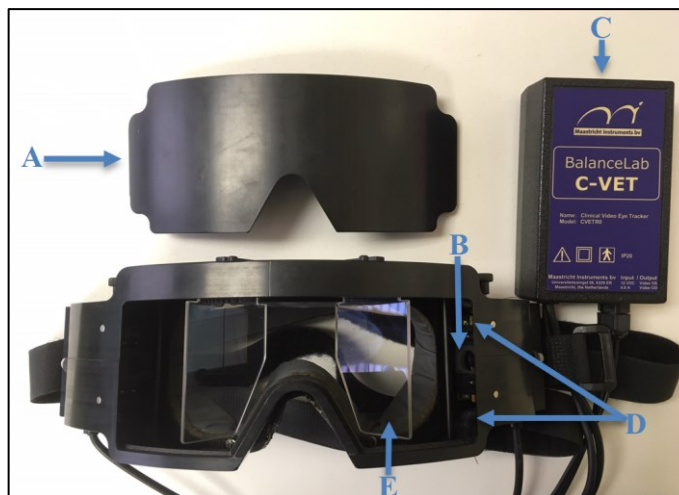
#### Bárányho rotační křeslo

Pro potřeby stimulu bylo využito rotační křeslo Nydiak 500 (Maastricht Instruments BV. Maastricht & Ekida GmbH Denzlingenn, the Netherlands) viz Obr. 4.18. 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 stimulace. Rotační křeslo je vybaveno bezpečnostním pásem, který je zároveň vypínačem, bez jehož zajištění je rotační křeslo vypnuté. Druhou podmínkou spuštění je nastavení opěradla rotačního křesla do vertikální polohy. Systém je dále opatřen bezpečnostním Stop tlačítkem, které je umístěno vedle řídicího PC v bezprostředním dosahu vyšetřujícího personálu. K fixaci nohou slouží pásy se suchým zipem.



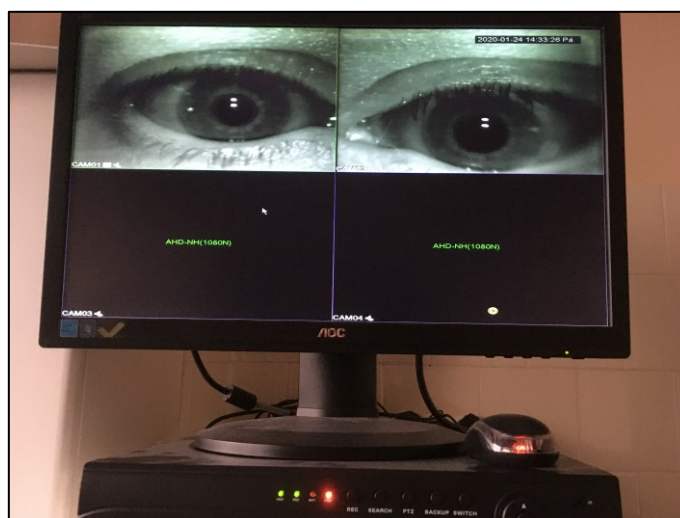
**Obrázek 4.18:** Rotační křeslo Nydiak 500 s laterálně posuvnou osou rotace.

IR-VOG brýle, viz obr. 4.19, byly použity pro potřeby záznamu pohybu oka. Tyto brýle využívají rozšířeného standardu PAL (*z angl. phase alternating line*) s rozlišením 928x576 px a snímkovací frekvencí 25 snímků/s z dvojice analogových kamer. IR-VOG brýle jsou dále opatřeny dvojicí IR-LED pro každé oko, dvojicí polopropustných zrcadel a zatemňovací krytkou.



**Obrázek 4.19: IR-VOG brýle:** zateňovací krytka (A), analogová kamera (B), zdroj s videokonektory (C), IR-LED (D), polopropustné zrcadlo (E).

Přenos videosignálu do PC je zajištěn standardními koaxiálními kabely za využití sběrných kroužků rotačního křesla. 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 viz Obr. 4.20 a ukládán v kompresním videoformátu H.264. Videorekordér je zároveň připojen k monitoru pro potřeby zaostření a kalibrace.



**Obrázek 4.20: Videorekordér AHD-FD7904 s monitorem.**

Kalibrace IR-VOG brýlí je zajištěna za pomoci horizontálně konkávní kalibrační stěny viz Obr. 4.21. Tato stěna je kolmá k rotačnímu křeslu a obsahuje žárovkami osvětlené body. Tyto body jsou umístěny v ose přímého pohledu,  $20^\circ$  horizontálně nalevo a  $20^\circ$  horizontálně napravo od přímé osy pohledu a vertikálně  $10^\circ$  nad a  $10^\circ$  pod přímou osou pohledu.



**Obrázek 4.21: Horizontálně konkávní kalibrační stěna.**

### **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) viz Příloha H 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 viz Příloha X schváleným etickou komisí viz Příloha R, V, W, potenciálními riziky a možnostmi kdykoli v průběhu dané měření přerušit a případně ukončit. V případě souhlasu s pokračováním byl podepsán informovaný souhlas viz Příloha U, Q. 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. V případě potřeby bylo upraveno zaostření kamer pro výsledný ostrý obraz. Po těchto úkonech bylo křeslo otočeno kolmo k horizontálně konkávní kalibrační stěně a byla zahájena kalibrace IR-VOG brýlí.

Kalibrace IR-VOG brýlí využila horizontálně konkávní stěnu kolmou na osu pohledu popsanou výše. Místnost byla následně zatemněna a cca za 2 minuty se přistoupilo k samotné kalibraci. Jako první byla aplikována kalibrace horizontální s postupným rozsvěčováním bodů v přímé ose pohledu, horizontálně  $20^\circ$  nalevo a  $20^\circ$  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  $10^\circ$  nad a  $10^\circ$  pod osou přímého pohledu opět v předvídatelném pořadí. Těchto kalibračních opakování bylo cca 7 pro jeden subjekt. V případě potřeby byla kalibrace opakována především z důvodu špatné fixace pohledu subjektem. Po kalibraci byla subjektu nasazena zatemňovací krytka brýlí pro zajištění naprosté tmy. Následně byla provedena poslední bezpečnostní kontrola pásu a subjekt byl dotázán, zda je připraven k rotačnímu stimulu.

Bárányho rotační křeslo s osou rotace v ose těla bylo v rámci bilaterální stimulace urychlováno ve směru hodinových ručiček úhlovým zrychlením  $5^\circ/\text{s}^2$  [122] na konečnou úhlovou rychlost  $120^\circ/\text{s}$  [249]. Úhlová rychlost  $120^\circ/\text{s}$  byla udržována po dobu 120 s z důvodu doby potřebné pro vymizení perrotčního nystagmu při konstantní úhlové rychlosti. Po této době bylo křeslo zpomaleno úhlovým zrychlením  $200^\circ/\text{s}^2$  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 [38, 121] 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

Po ukončení měření byl subjekt zkontrolován neurologem a data z videorekordéru AHD-FD7904 byla v anonymizovaném formátu převedena do PC, kde byla následně zpracována.

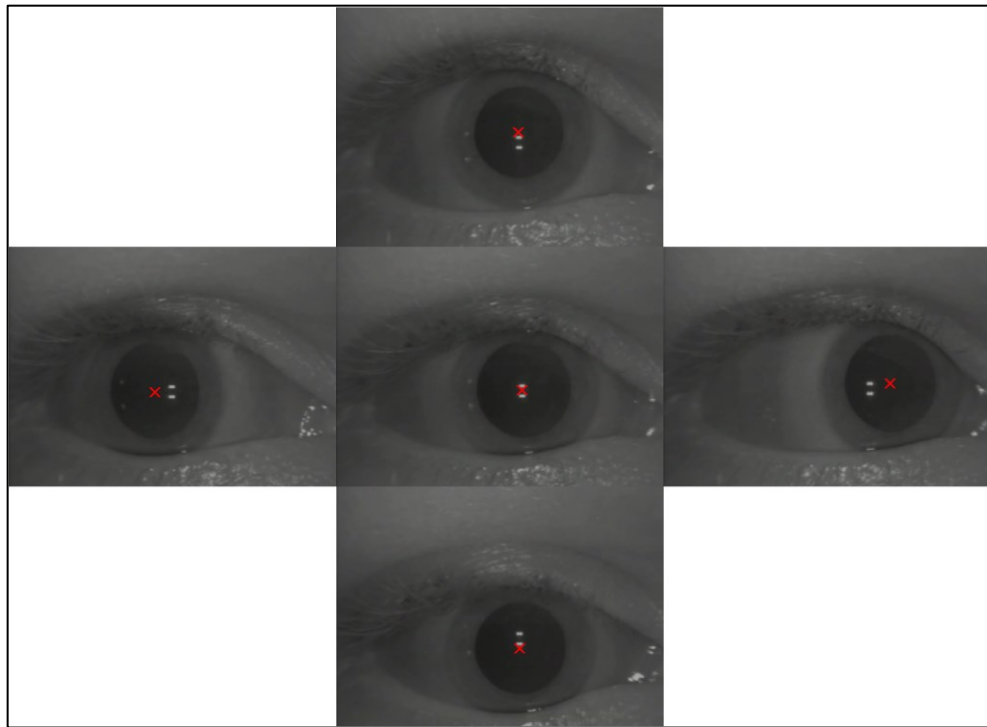
### 4.3.3 Zpracování naměřených dat

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

#### **Detekce středu pupily**

Pro detekci středu pupily pravého oka byla využita funkce FREDa, viz kap 2.6.4, implementovaná v prostředí Matlab [161]. U snímku videozáznamu načteného pomocí funkce Matlab – *VideoReader* byla před zavoláním funkce FREDa vybrána 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 [161]. Následně bylo provedeno převzorkování na tzv. Tübingenovo rozlišení (384×288 px) [161] 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 *thresh* = 0,04 a *alpha* = 4 [161].



**Obrázek 4.22: Detekce středu pupily v průběhu kalibrace: horizontální, vertikální.**

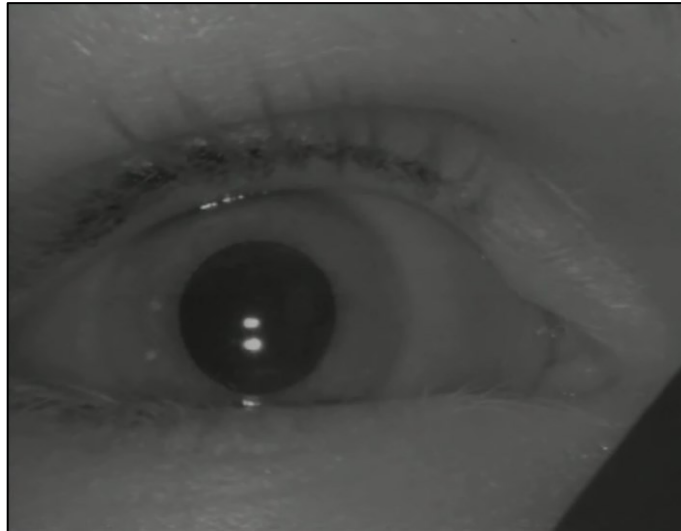
#### **Filtrace signálu a odstranění artefaktů**

Hlavním typem artefaktu obsaženého v signálu, který značně ovlivňuje výslednou detekci středu pupily, bylo mrkání viz Obr. 4.23. Mezi další typ artefaktů patřily namalované řasy nebo linky viz Obr. 4.24. V případě souhlasu subjektu byl tento typ artefaktu odstraněn odličením.



**Obrázek 4.23: Artefakt mrkání: vlevo částečné, vpravo úplné zakrytí pupily.**





**Obrázek 4.24: Artefakt linek:** pravo dole část IR-VOG brýlí.

Pro potřeby odstranění artefaktu mrkání byla využita Kalmanova filtrace v kombinaci s kubickou interpolací [173, 174], která jako vstup využívá vektory horizontálních a vertikálních pohybů oka resp. matici středu pupily z funkce FREDa po diferenciaci dle rov. (4.9) pro první bod, rov. (4.10) pro druhý až předposlední bod a rov. (4.11) pro poslední bod vektorů horizontálních a vertikálních pohybů oka [250]:

$$f'(x_0) = \frac{-3f(x_0)+4f(x_0+h)-3f(x_0+2h)}{2h}, \quad (4.9)$$

$$f'(x_0) = \frac{f(x_0+h)-f(x_0-h)}{2h}, \quad (4.10)$$

$$f'(x_0) = \frac{f(x_0-2h)-4f(x_0-h)+3f(x_0)}{2h}, \quad (4.11)$$

kde:

$$h = 1$$

Kalmanův filtr následně odhaduje stav základního disktrétně řízeného procesu  $x \in \mathbb{R}_m$ , který je dán diferenční rov. (4.12) [174]:

$$X(k) = AX(k-1) + BU(k-1) + W(k-1), \quad (4.12)$$

kde:

$X(k)$  – matice reprezentující stav v časovém kroku  $k$

$X(k-1)$  – matice reprezentující stav v předchozím časovém kroku vůči časovému kroku  $k$ , která obsahuje vektor pozice a rychlosti

$A$  – matice reprezentující vztah stavu k předchozímu časovému kroku  $k-1$  a stavu v časovém kroku  $k$

$B$  – matice popisující optimální řídicí vstup  $U$  pro stav  $X$ .

$W$  – vektor šumu s kovariancí  $Qk$

s měřením nebo pozorováním  $z \in \mathbb{R}_n$  dle rov. (4.13) [174]:

$$Z(k) = HX(k) + V(k), \quad (4.13)$$

kde:

$H$  – matice popisující stav  $X(k)$  vzhledem k měření  $Z(k)$

$V$  – vektor pozorovaného šumu s kovariancí  $R(k)$

Výpočet odhadu aktuálního stavu a predikce je dána:

Predikovaný stav dle rov. (4.14) [174]:

$$\hat{X}^-(k) = A\hat{X}(k-1) + BU(k-1) \quad (4.14)$$

Predikovaná kovariance je dána rov. (4.15) [174]:

$$\hat{P}^-(k) = AP(k-1) + A^T + Q(K-1) \quad (4.15)$$

Predikční fáze využívá pro odhad stavu informaci z minulého časového kroku k odhadu budoucího stavu.

Aktualizace měření je popsána jako:

Kalmanův zisk dle rov. (4.16) [174]:

$$K(k) = P^-(k)H^T(HP^-(k)H^T + R(k))^{-1} \quad (4.16)$$

Aktualizace odhadu stavového vektoru s měřením  $Z(k)$  je pak dána rov. (4.17) [174]:

$$\hat{X}(k) = \hat{X}^-(k) + K(k)(Z(k) - H\hat{X}^-(k)) \quad (4.17)$$

Korekce chyby kovariance dle rov. (4.18) [174]:

$$P(k) = (I - K(k)H)P^-(k) \quad (4.18)$$

Když se budoucí stav stane stávajícím stavem, informace z nového měření je použita k vylepšení predikce z predikční fáze, která umožňuje Kalmanovu filtru přesnější odhad stavu.

Počáteční podmínky pro potřeby rotace na Bárányho rotačním křesle byly nastaveny pro časový krok  $k = 1$  na:  $X = 0$ ;  $P = 1$ ;  $A = 1$ ;  $R = 10$  dle [173]. Parametr  $Q$  by měl odrážet šíření chyby v modelu a není deterministický jako  $R$  [173]. Pro potřeby rotace na Bárányho rotačním křesle byla původní hodnota  $Q = 1$  z [173] upravena na  $Q = 0,2$ . Další nastavení byla:  $B = 0$ ,  $U = 0$ ,  $H = 1$ .

Pro snadnější pochopení principu je navržený pseudokód implementovaný podle [173, 174] uveden v Příloze C.

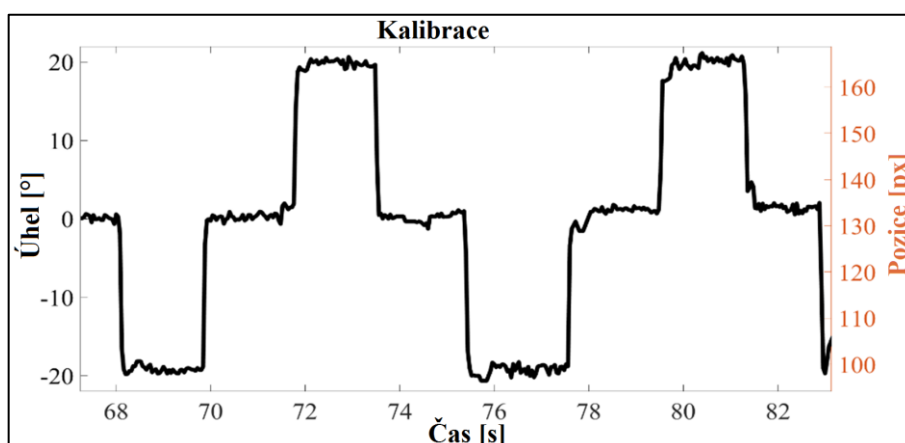
Kalmanova filtrace je provedena dopředně a zpětně za využití funkce Matlab – *fliplr*. Výsledná filtrace je dána kombinací těchto dvou parciálních filtrací. Následně je výsledný vektor Kalmanovy filtrace porovnán s původním vektorem a v případě překročení prahové hodnoty je daný segment označen jako mrknutí. V takovém případě je 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 [145], který je využit v dalším zpracování a vyhodnocení.

### Kalibrace

Kalibrace je provedena pouze na vektoru horizontálního pohybu pupily viz Obr. 4.25, jelikož vertikální nystagmus není vyhodnocován. U vektoru horizontálního pohybu pupily zaznamenaného při kalibraci za využití horizontálně konkávní stěny je manuálně určen offset oka (světelný bod v přímé ose pohledu), maximální výchylka oka vpravo (světelný bod 20 ° horizontálně napravo od přímé osy pohledu) a maximální výchylka oka vlevo (světelný bod 20 ° horizontálně nalevo od přímé osy pohledu).

Offset je následně odečten od vektoru horizontálního pohybu pupily a přepočet kalibrace je proveden za využití funkce Matlab – *linspace* (maximální výchylka oka vlevo, maximální výchylka oka vpravo, 4001) a Matlab – *polyfit* s kalibračním vektorem <-20:0,01:20>. Hodnota 4001 udává počet hodnot rozsahu kalibračního vektoru.



Obrázek 4.25: Záznam pohybu oka při kalibraci.

## Detekce nystagmu

Pro detekci nystagmu byla navržena funkce využívající Matlab Signal Processing Toolbox – *findpeaks* s individuálně manuálně nastavovaným parametrem *minimum peak prominence*. Začátek pomalé složky (ZPS) nystagmu (začátek růstu) a konec rychlé složky (KRS) nystagmu (konec klesání) jsou určeny na základě hledání nejbližšího lokálního minima.

Amplituda horizontálního nystagmu je následně určena dle rov. (4.19):

$$AN = \frac{[(MN-ZPS)-(MN-KRS)]}{2}, \quad (4.19)$$

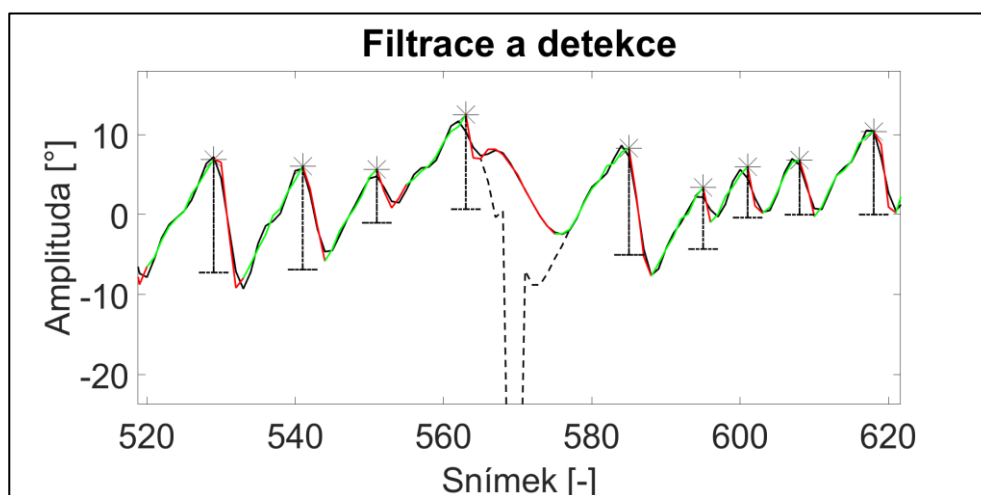
kde:

$AN$  – amplituda nystagmu [°]

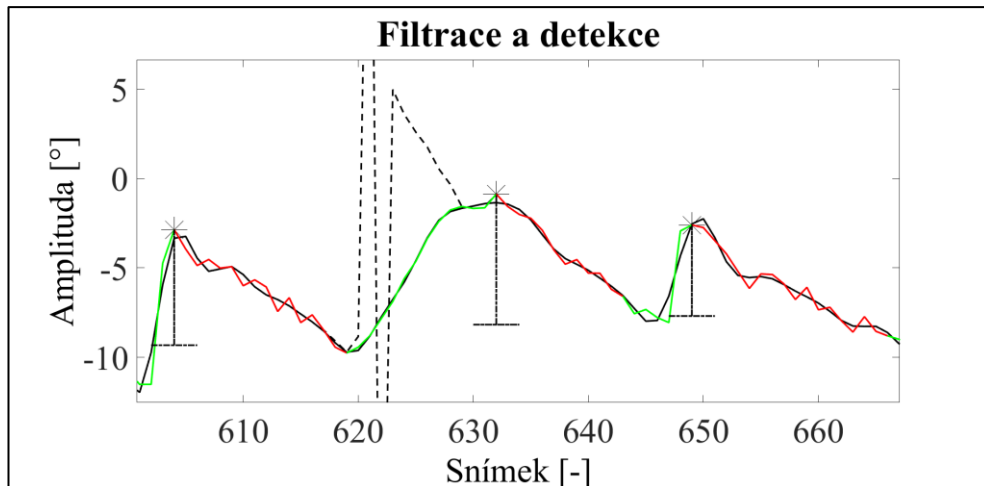
$MN$  – maximum nystagmu [°]

$ZPS$  – začátek pomalé složky nystagmu [°]

$KRS$  – konec rychlé složky nystagmu [°]



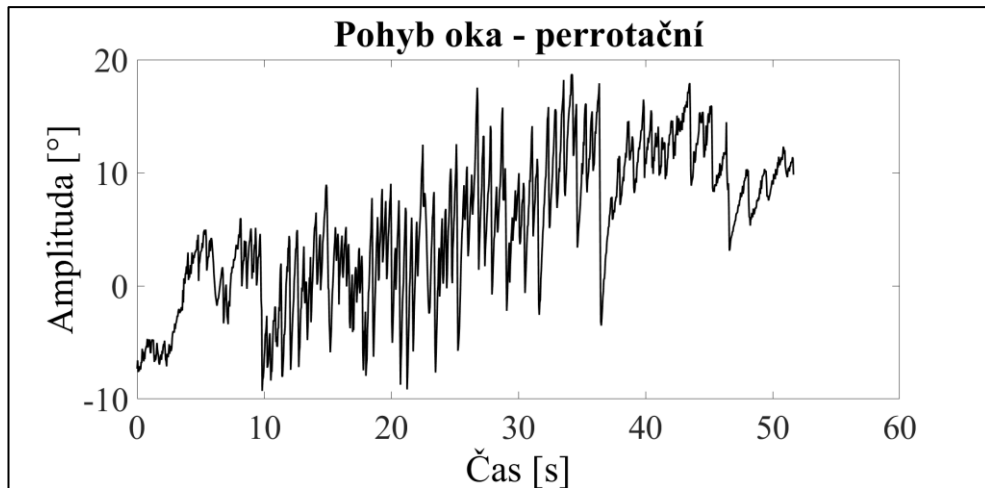
**Obrázek 4.26: Filtrace a detekce perrotáční (Subjekt 13):** Čárkovaná křivka – Původní data, Černá křivka – Dolní propust + průměrování po Kalmanově filtraci, Modrá křivka – Původní data po Kalmanově filtraci, Zelená křivka – Původní data po Kalmanově filtraci (vzestupná hrana nystagmu), Červená křivka – Původní data po Kalmanově filtraci (sestupná hrana nystagmu), Symbol \* s čárkovanou čarou – vrchol nystagmu s amplitudou.



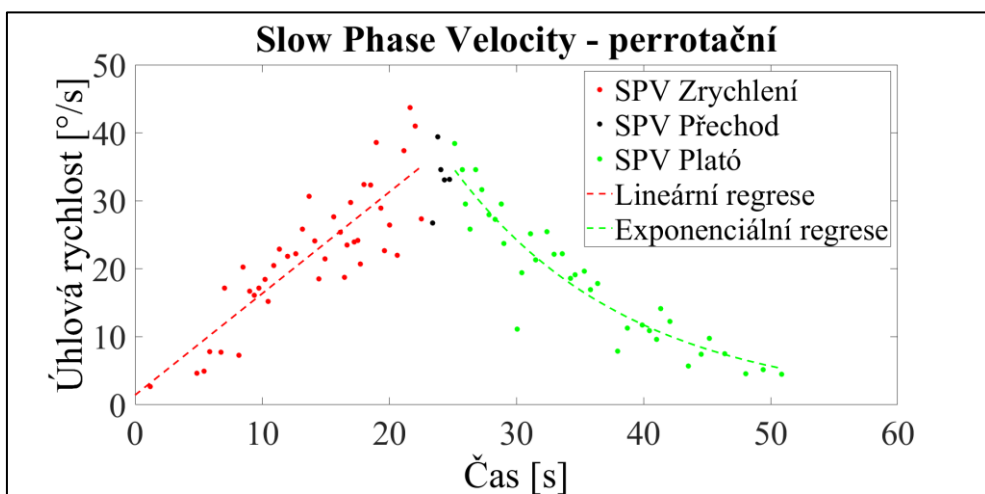
**Obrázek 4.27: Filtrace a detekce postrotační (Subjekt 13):** Čárkovaná křivka – Původní data, Černá křivka – Dolní propust + průměrování po Kalmanově filtraci, Modrá křivka – Původní data po Kalmanově filtraci, Zelená křivka – Původní data po Kalmanově filtraci (vzestupná hrana nystagmu), Červená křivka – Původní data po Kalmanově filtraci (sestupná hrana nystagmu), Symbol \* s čárkovanou čarou – vrchol nystagmu s amplitudou.

#### 4.3.4 Standardní metody analýzy

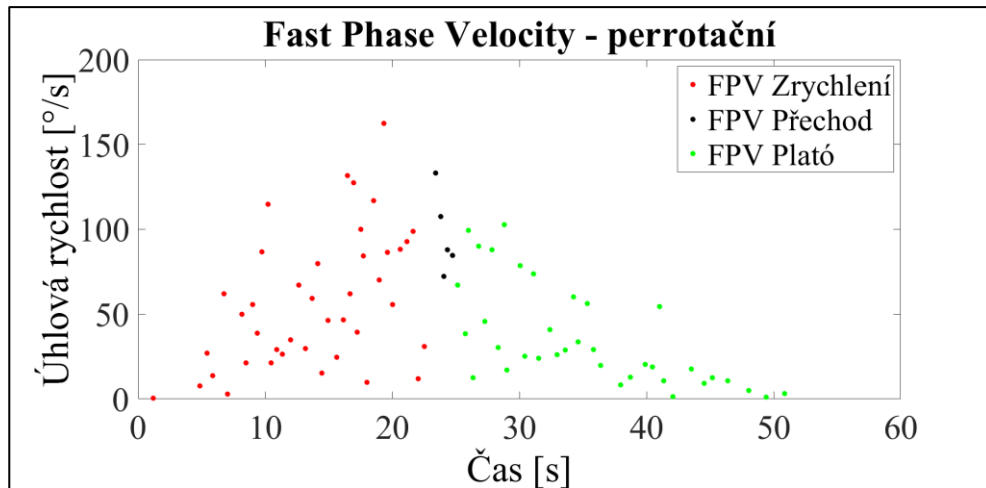
Pro potřeby hodnocení standardní metodou analýzy, která může sloužit jako komparativní, byla vybrána SPV a její regrese polynomem 1. řádu (Matlab – *polyfit*) a exponenciální funkcí (Matlab – *fit: exp1*) viz Obr. 4.29. Dále byla vyhodnocena i rychlá složka nystagmu (FPV z *angl. fast phase velocity*) viz Obr. 4.30, avšak ta nebyla využita ke komparativnímu vyhodnocení. V případě postrotačního nystagmu se u SPV nevyskytuje lineární průběh a z tohoto důvodu byla aplikována, stejně jako v případě všech vyhodnocení FPV, pouze exponenciální regrese. Mezi vyhodnocovací parametry patří směrnice  $k$  a koeficient  $q$  přímky SPV viz Obr. 4.29 a čas ( $t_{exp}$ ) potřebný pro exponenciální vymizení SPV nystagmu, resp. jeho útlum pod 37 % počáteční hodnoty exponenciální funkce [251] viz Obr. 4.29, 4.32.



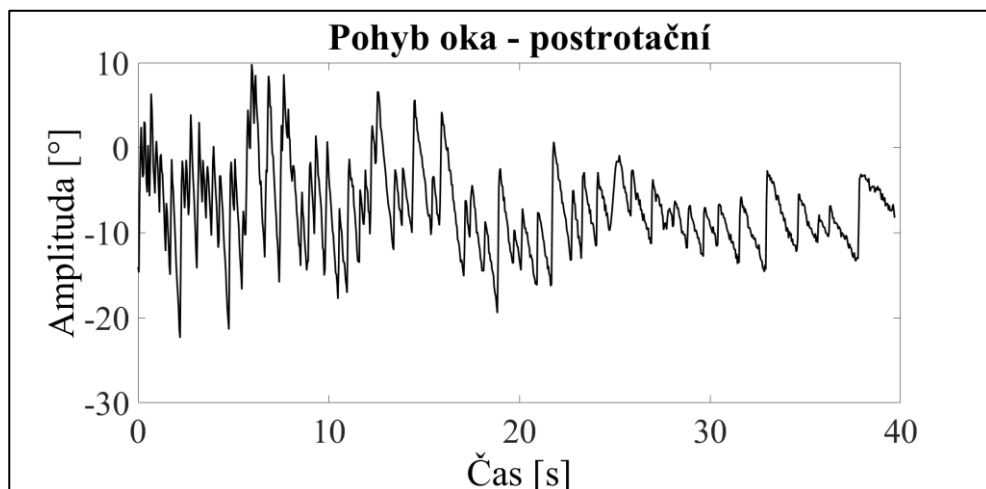
**Obrázek 4.28: Horizontální perrotační nystagmus (Subjekt 13).**



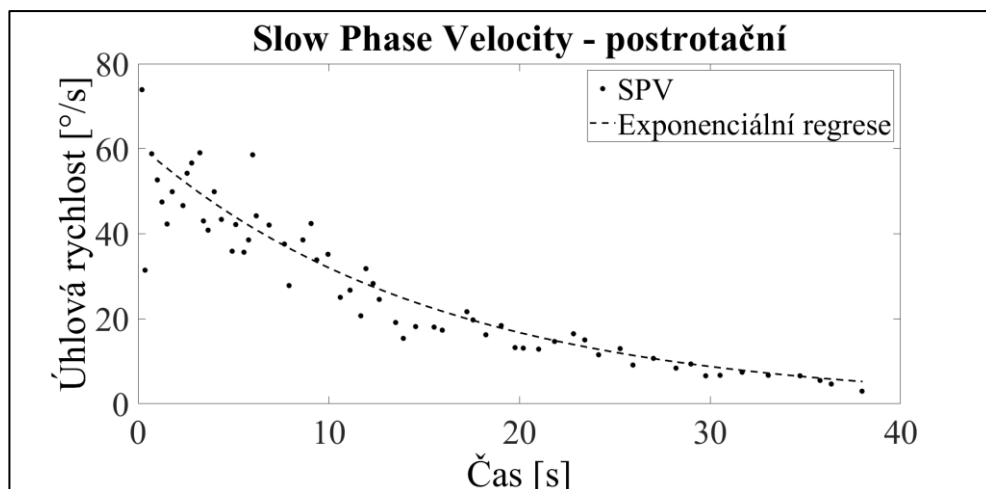
**Obrázek 4.29: SPV horizontálního perrotačního nystagmu (Subjekt 13) z Obr. 4.28:** SPV Zrychlení – čas od počátku urychlování Bárányho rotačního křesla úhlovým zrychlením  $5 \text{ }^\circ/\text{s}^2$  do 23 s měření, SPV Přechod – čas 1 s před a po ukončení zrychlování Bárányho rotačního křesla, SPV Plató – konstantní úhlová rychlost křesla  $120 \text{ }^\circ/\text{s}$  a postupné vymizení perrotačního nystagmu. SPV  $k = 1,49$ ,  $q = 1,46$ ,  $t_{exp} = 13,72 \text{ s}$ .



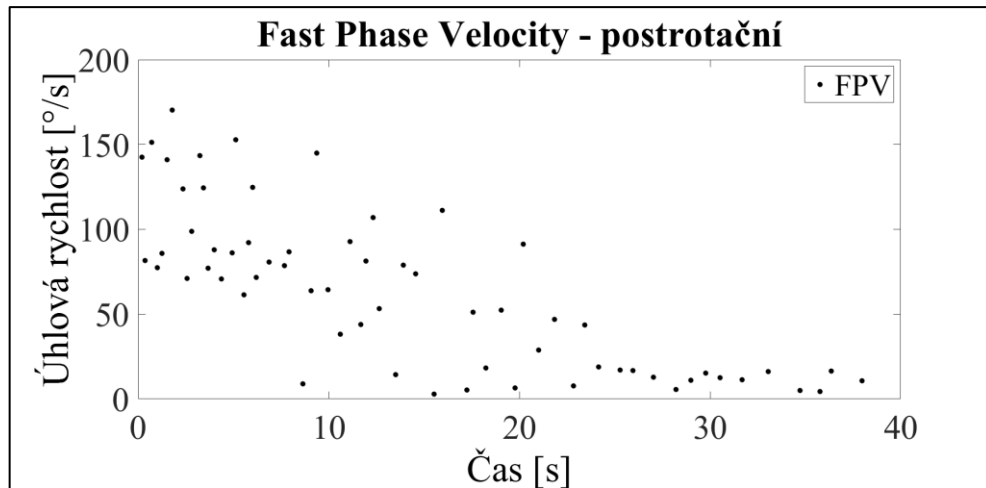
**Obrázek 4.30: FPV horizontálního perrotáčního nystagmu (Subjekt 13) z Obr. 4.28:** FPV Zrychlení – čas od počátku urychlování Bárányho rotačního křesla úhlovým zrychlením  $5 \text{ } ^\circ/\text{s}^2$  do 23 s měření, FPV Přechod – čas 1 s před a po ukončení zrychlování Bárányho rotačního křesla, FPV Plató – konstatní úhlová rychlost křesla  $120 \text{ } ^\circ/\text{s}$  a postupné vymizení perrotáčního nystagmu.



**Obrázek 4.31: Horizontální postrotáční nystagmus (Subjekt 13).**



**Obrázek 4.32: SPV horizontálního postrotáčního nystagmu (Subjekt 13) z Obr. 4.31:  $t_{exp} = 15,52 \text{ s}$ .**



**Obrázek 4.33: FPV horizontálního postrotačního nystagmu (Subjekt 13) z Obr. 4.31.**

### 4.3.5 Nelineární metody analýzy

S ohledem na požadavek vysokého počtu vstupních hodnot u nelineárních funkcí Hurstova exponentu, detrendované fluktuuační analýzy, vzorkové entropie a rekurentní kvantifikační analýzy spolu s potřebou stanovení parametrů zpoždění a dimenze stavového prostoru, byl místo vstupních hodnot parametrů nystagmů (čas, amplituda) využíváných pro Poincarého analýzu, vstupním signálem zvolen vektor filtrovaného signálu horizontální výchylky oka.

#### Určení dimenze stavového prostoru a zpoždění

Pro potřeby určení dimenze stavového prostoru  $m$  a zpoždění  $\tau$  byla využita část funkce *lyaprosen.m* [252] resp. její rozšíření o FNN algoritmus pro určení parametru  $m$  [211, 212, 252]. V případě selhání je parametr  $m$  určen za využití symplectic geometry [213, 252]. Dále tato funkce umožňuje automatické stanovení parametru  $\tau$  pomocí autokorelace do řádu 10 [214, 252]. V případě nelineární závislosti autokorelace je místo ní aplikována metoda mutual information [212, 252]. Pokud dojde k selhání obou těchto metod je parametr  $\tau = 1$ .

#### Hurstův exponent

Pro potřeby určení hodnoty Hurstova exponentu byla využita funkce *hurst.m* [253], 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. Funkce *hurst.m* umožňuje vypočítat neupravený ( $H$ ), empirický ( $H_E$ ), teoretický ( $H_T$ ) a 95% konfidenční ( $H_{95}$ ) Hurstův exponent [253].

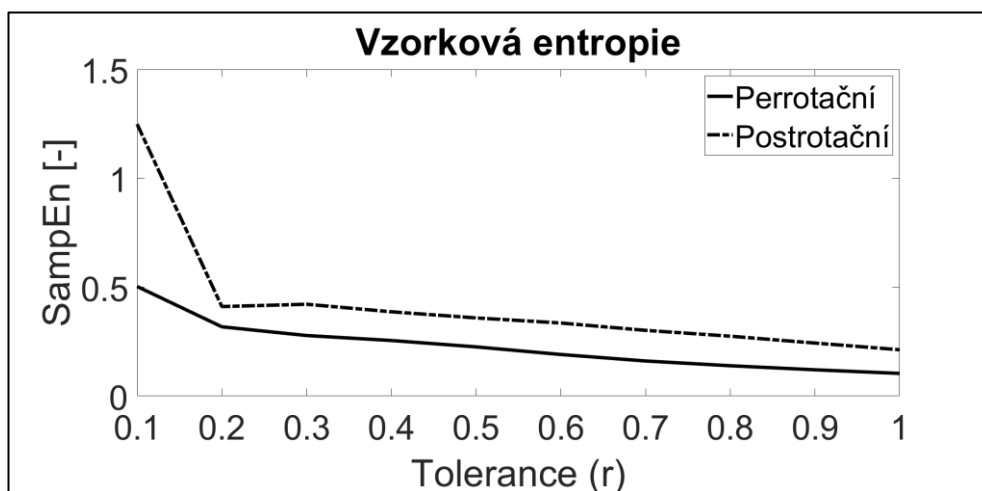


### Detrendovaná fluktuální analýza

Pro potřeby určení detrendované fluktuální analýzy, resp. Hurstova exponentu za využití této metody, byla využita funkce *dfa.m* [254]. 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. Funkce *dfa.m* umožňuje vypočítat neupravený ( $H_{DFA}$ ) a 95% konfidenční ( $H_{DFA95}$ ) Hurstův exponent [254].

### Vzorková entropie

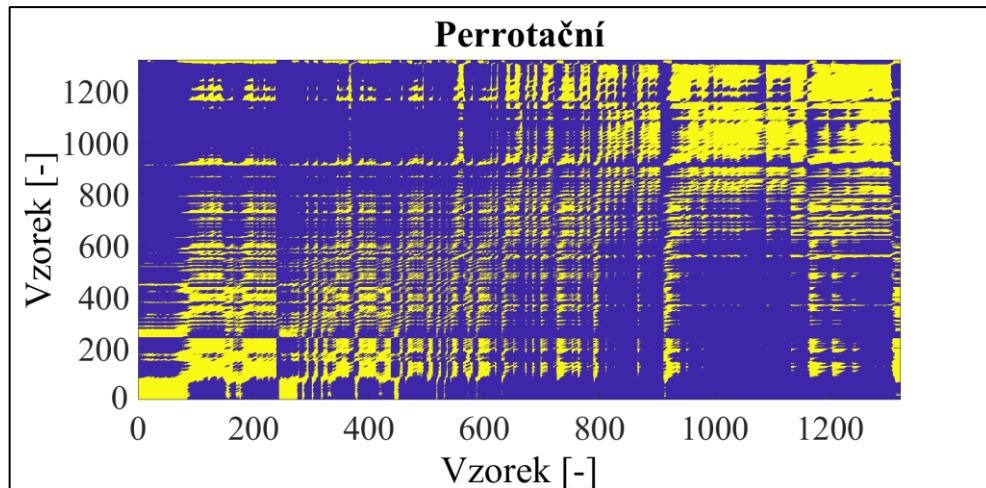
Pro potřeby určení vzorkové entropie byla využita funkce *sampen.m* [255] se vstupními parametry tolerance  $r = 0,1:0,1:1$  viz Obr. 4.34.



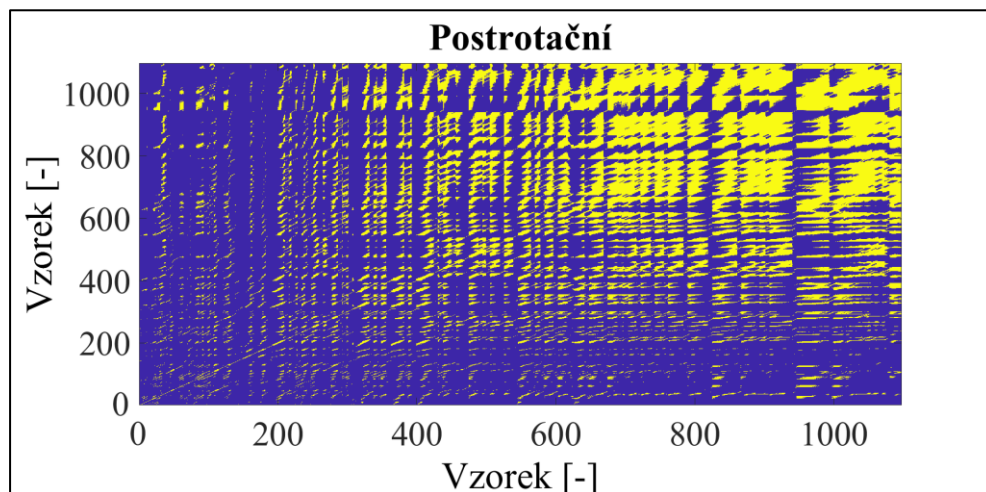
Obrázek 4.34: Závislost hodnoty vzorkové entropie (SampEn) na parametru tolerance (r) (Subjekt 13).

### Rekurentní kvantifikační analýza

Pro potřeby vyhodnocení RQA byl využit balík skriptů a funkcí *crptool* [222] implementovaný v prostředí Matlab. Parametry RR, DET,  $L_{max}$ , DIV, LAM a TT byly vypočítány za využití funkce *crqa.m* [222]. Pro potřeby výpočtu rekurentní mapy, viz Obr. 4.35, 4.36, byla využita funkce *crp\_big.m* [222].



**Obrázek 4.35:** Rekurentní kvantifikační analýza perrotačního nystagmu (Subjekt 13) z Obr. 4.28:  $m = 7$ ,  $\tau = 1$ ,  $\varepsilon = 1\sigma$ ,  $RR = 0,254$ .



**Obrázek 4.36:** Rekurentní kvantifikační analýza postrotačního nystagmu (Subjekt 13) z Obr. 4.31:  $m = 7$ ,  $\tau = 1$ ,  $\varepsilon = 1\sigma$ ,  $RR = 0,213$ .

### Největší Lyapunův exponent

Pro potřeby určení hodnoty LLE byla využita funkce *lyaprosen.m* [252] založená na Rosenstein algoritmu.

### Multiscale Poincaré graf

Multiscale Poincaré graf [256] 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. (4.20) [256]:

$$\Sigma_s(j) = \frac{1}{s} \sum_{i=(j-s)s+1}^{js} x_i, \quad 1 \leq j \leq \frac{N}{s}, \quad (4.20)$$

kde:

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

$s$  – škálovací parametr

$x$  – původní vektor

$N$  – délka původního vektoru

Parametry SD1, SD2 a jejich poměr SD1/SD2 jsou pak dány rov. (4.21, 4.22, 4.23) [199]:

$$SD1 = \frac{\sqrt{2}}{2} \cdot SD(x_n - x_{n+1}), \quad (4.21)$$

$$SD2 = \sqrt{2 \cdot SD(x_n)^2 - \frac{1}{2} \cdot SD(x_n - x_{n+1})^2}, \quad (4.22)$$

$$SD1/SD2 = \frac{SD1}{SD2}, \quad (4.23)$$

kde:

SD – směrodatná odchylka

### 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 funkcí *dscatter.m* [231]. Pro výpočet 95% konfidenční elipsy byla funkce dále doplněna částí kódu založené na chí-kvadrátu a výpočtu kovariance dat pomocí funkce Matlab – *cov* a následném určení vlastních čísel a vlastních vektorů za využití funkce Matlab – *eig* [257].

Obecná rovnice elipsy (4.24) [258]:

$$\left(\frac{x}{a}\right)^2 + \left(\frac{y}{b}\right)^2 = 1, \quad (4.24)$$

kde:

$x, y$  – souřadnice bodů elipsy

$a$  – délka hlavní poloosy

$b$  – délka vedlejší poloosy

V případě funkce hustoty pravděpodobnosti je rovnice elipsy (4.25) [259]:

$$\left(\frac{x}{\sigma_x}\right)^2 + \left(\frac{y}{\sigma_y}\right)^2 = c, \quad (4.25)$$

kde:

$\sigma_x, \sigma_y$  – směrodatné odchylky  $x, y$

$c$  – konstanta elipsy s konfidenčním intervalem  $p$ , kterou lze určit rov. (4.26) [260]:

$$c = -2 \log(1 - p) \quad (4.26)$$

Hodnocenými parametry 95% konfidenční elipsy jsou:

- Pozice středu v ose X a Y ( $X_0, Y_0$ ), které jsou vypočítány pomocí funkce Matlab – *mean* se vstupem původních dat.
- Délka hlavní (MAAL) a vedlejší (MIAL) poloosy, které jsou pro  $\sigma_x > \sigma_y$  dány rov. (4.27, 4.28):

$$MAAL = \sigma_x \sqrt{c} \quad (4.27)$$

$$MIAL = \sigma_y \sqrt{c} \quad (4.28)$$

- Sklon hlavní poloosy (MAS) za využití funkce Matlab – *atan2* se vstupem z vlastních vektorů získaných z kovariance dat a funkce Matlab – *eig*.
- Plocha (CEA) viz rov. (4.29):

$$CEA = \pi \cdot a \cdot b \quad (4.29)$$

- Obvod (CEC) dle Ramanujan 2 aproximace viz rov. (4.30) [258]:

$$CEC \approx \pi \cdot (a + b) \left[ 1 + \frac{3h^2}{10 + \sqrt{4 - 3h^2}} \right], \quad (4.30)$$

kde:

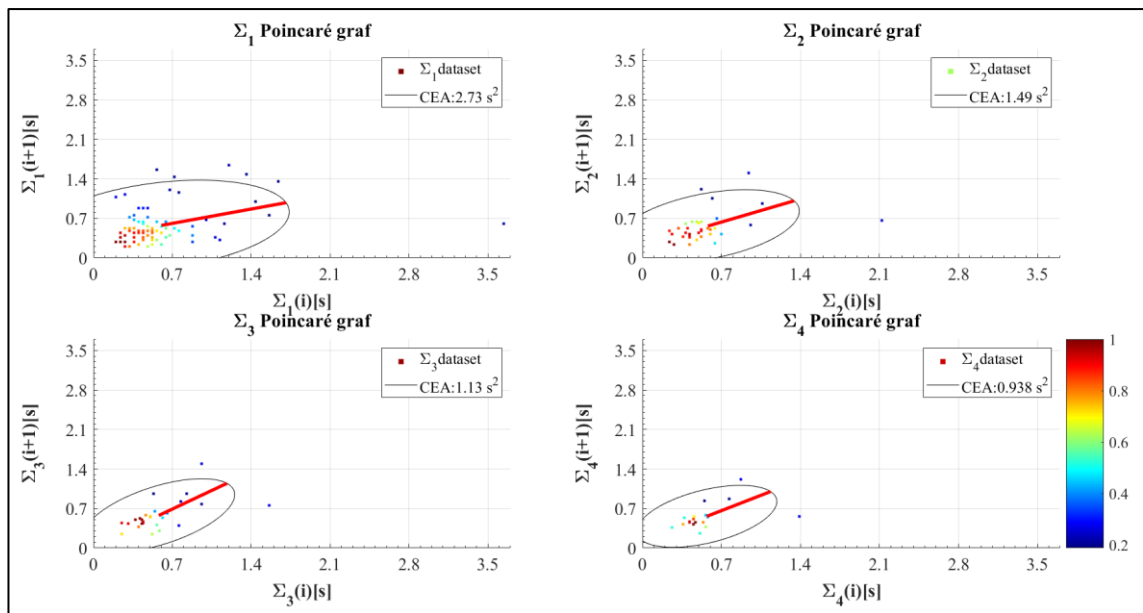
$h$  je dáno rov. (4.31):

$$h = \frac{(a+b)}{(a-b)} \quad (4.31)$$

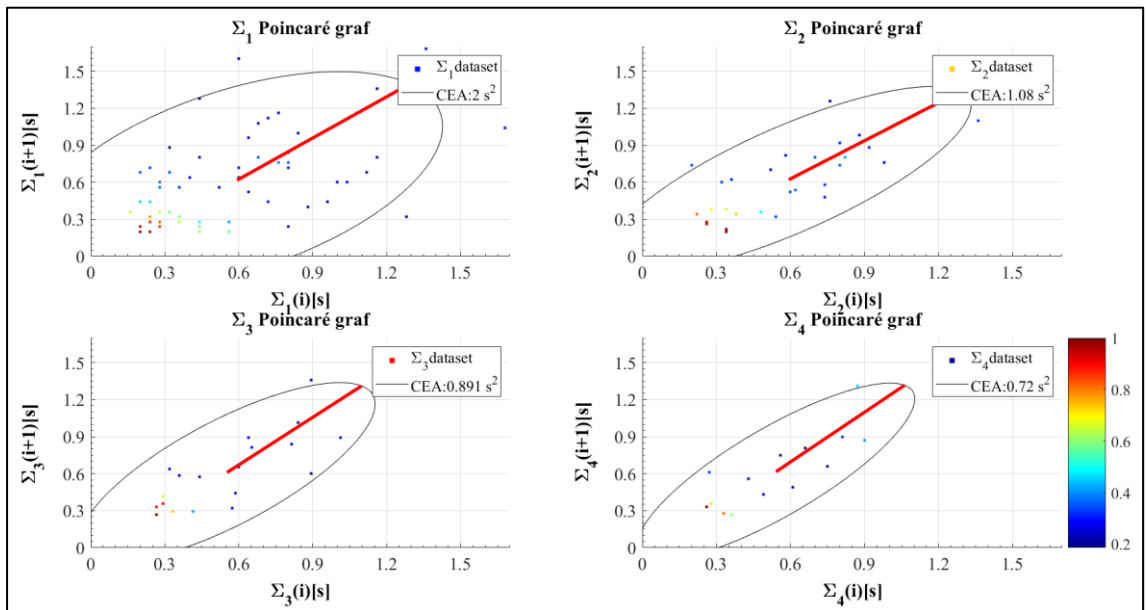
- Poměr CEC/CEA
- Plocha mezi elipsami (IA) vypočítána za využití funkce Matlab Mapping Toolbox – *polybool: intersection*.

Řešení formou pseudokódu s vybranými parametry je uvedeno pro přehlednost v Příloze B. Pseudokód vychází z původního Matlab skriptu [257].

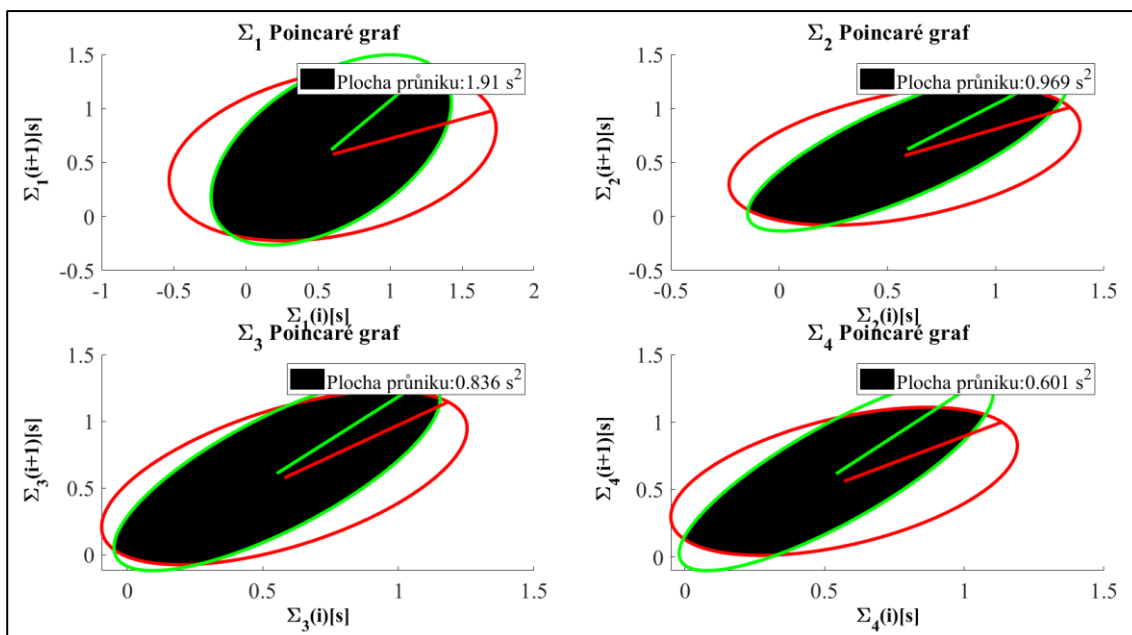
### Časová elipsa



Obrázek 4.37: 2D Poincaré časová metoda – analýza perrotáčního nystagmu (Subjekt 13) z Obr. 4.28.

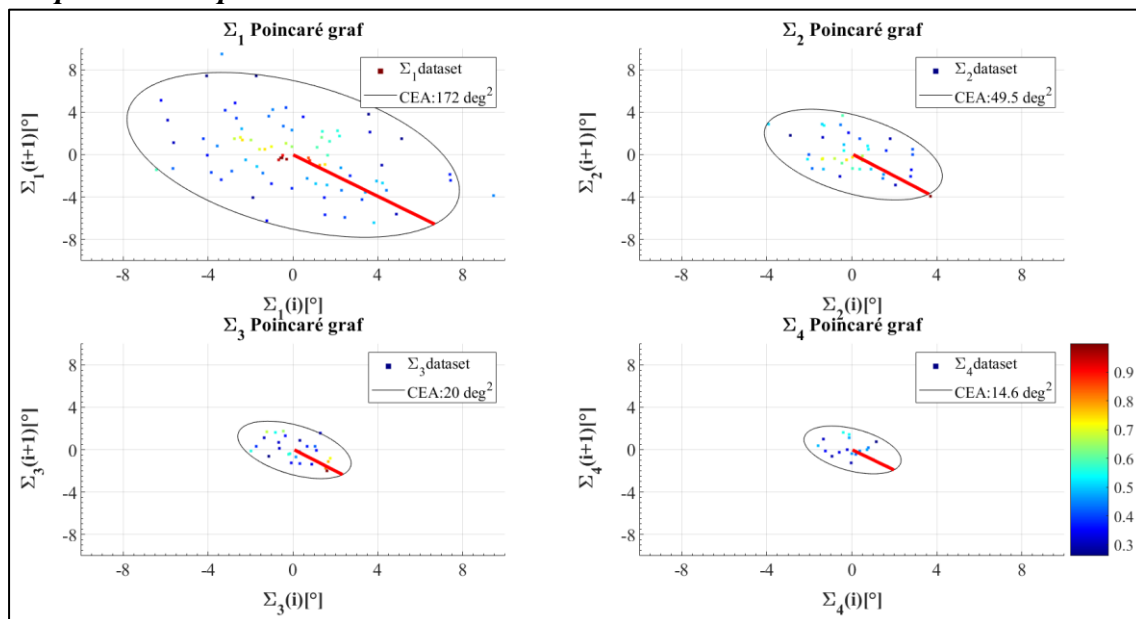


Obrázek 4.38: 2D Poincaré časová metoda – analýza postrotáčního nystagmu (Subjekt 13) z Obr. 4.31.

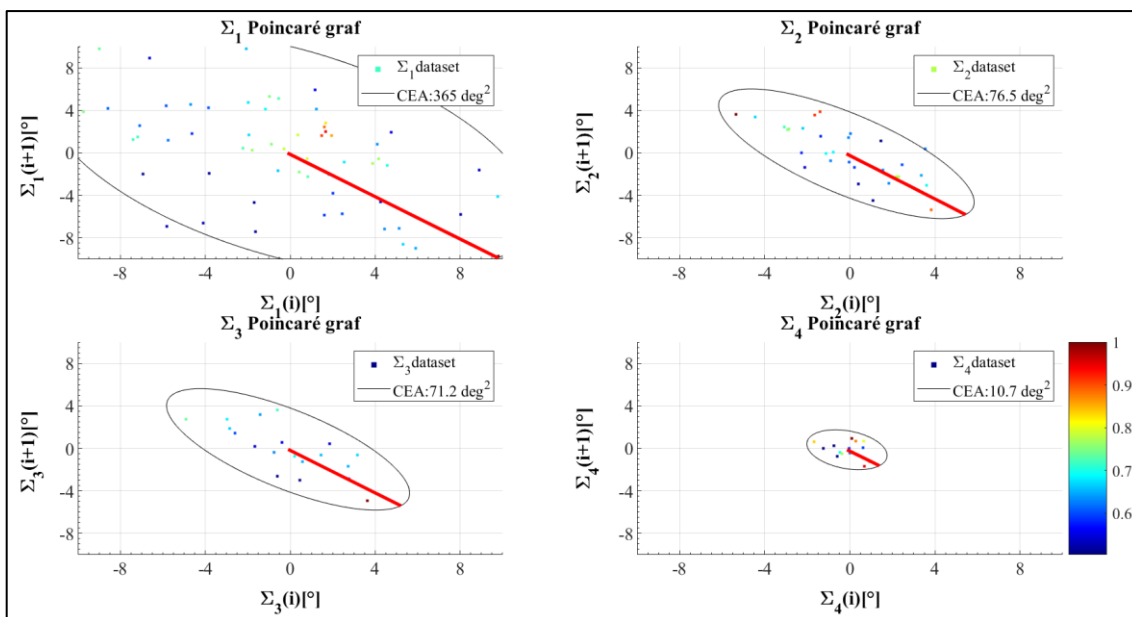


Obrázek 4.39: 2D Poincaré časová metoda – průnik elips (Subjekt 13) z Obr. 4.37, 4.38.

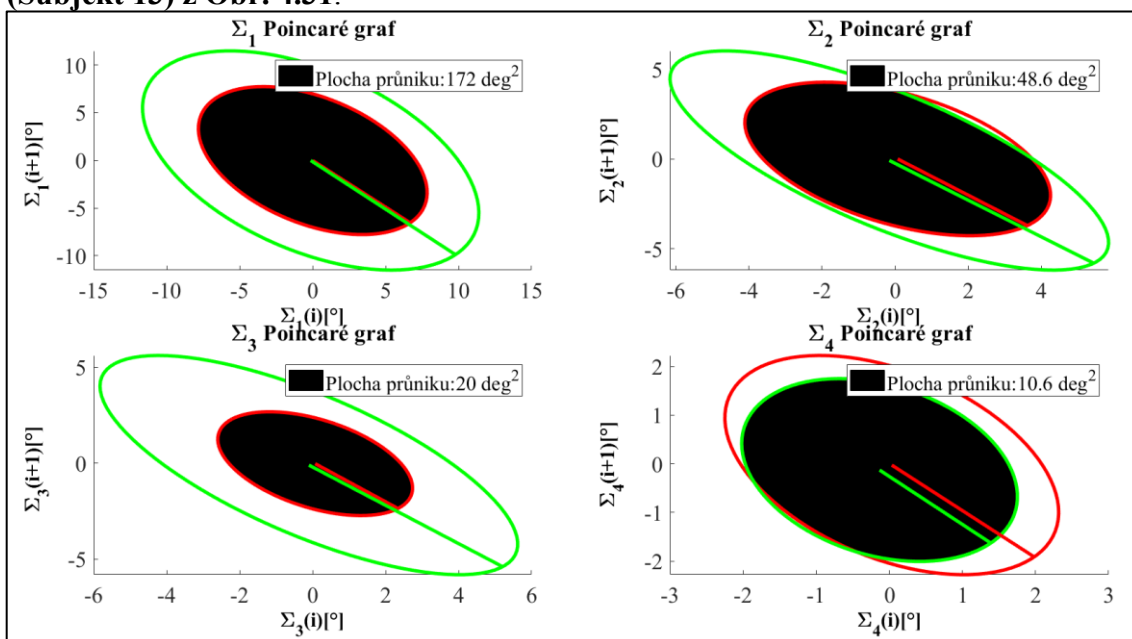
### Amplitudová elipsa



Obrázek 4.40: 2D Poincaré amplitudová metoda – analýza perrotáčního nystagmu (Subjekt 13) z Obr. 4.28.



Obrázek 4.41: 2D Poincaré amplitudová metoda – analýza postrotačního nystagmu (Subjekt 13) z Obr. 4.31.



Obrázek 4.42: 2D Poincaré amplitudová metoda – průnik elips (Subjekt 13) z Obr. 4.40, 4.41.

### Využití parametrů elipsoidů pro třídimentionální hodnocení nystagmu

Pro potřeby aplikace parametrů elipsoidů třídimentionálního hodnocení nystagmu byl využit, stejně jako v případě dvoudimentionálního, škálovací parametr  $s = 1-4$ , avšak navržená funkce není z důvodu lepší přehlednosti doplněna o barevné kódování hustoty bodů. Pro výpočet 95% konfidenčního elipsoidu byla funkce dále doplněna o část založenou na Khachiyanově algoritmu [261], který implementoval v prostředí Matlab [262], jehož vstupem jsou body uvnitř elipsoidu a parametr tolerance.

Definujeme-li množinu bodů  $m$  v  $n$ -rozměrném prostoru:  $S = \{x_1, x_2, \dots, x_m\} \in \mathbb{R}^n$ . Minimální objem uzavírající elipsoid množiny bodů  $S$  je  $MVEE(S)$  v případě splnění podmínky, že elipsoid obsahující body  $S$  má kladný objem a leží uvnitř prostoru  $\mathbb{R}^n$  [262].

Elipsoid  $\mathcal{E}$  v centrálním tvaru je dán rov. (4.32) [262]:

$$\mathcal{E} = \{x \in \mathbb{R}^n, (x - c)^T E (x - c) \leq 1\}, \quad (4.32)$$

kde:

$c \in \mathbb{R}^n$  – střed elipsoidu  $\mathcal{E}$

$E \in \mathbb{S}_{++}^n$

S ohledem na splnění podmínky, že body  $x_i$  leží uvnitř elipsoidu  $\mathcal{E}$ , musí platit rov. (4.33) [262]:

$$(x_i - c)^T E (x_i - c) \leq 1 \quad \text{pro } i = 1, \dots, m \quad (4.33)$$

Objem elipsoidu  $\mathcal{E}$  je pak dán rov. (4.34) [262]:

$$\text{Vol}(\mathcal{E}) = \frac{v_0}{\sqrt{\det(E)}} = v_0 \det(E^{-1})^{-\frac{1}{2}}, \quad (4.34)$$

kde:

$v_0$  – objem prostoru o dimenzi  $n$

S ohledem na to je problém stanovení  $MVEE(S)$  ekvivalentní nalezení vektoru  $c \in \mathbb{R}^n$  a  $n \times n$  kladné symetrické matice  $E$ , která minimalizuje  $\det(E^{-1})$  splňující rov. (4.32).

Řešení formou pseudokódu je uvedeno pro přehlednost v Příloze D. Pseudokód vychází z původního Matlab skriptu řešení  $MVEE(S)$ , resp. určení matice  $E^*$  a středu  $c^*$  dle odvozené rovnice optimálního řešení (4.35) pro vybranou toleranci [262]:

$$MVEE(S) = \{x \in \mathbb{R}^n, (x - c^*)^T E^* (x - c^*) \leq 1\}, \quad (4.35)$$

kde:

$$E^* = \frac{1}{d} (P U^* P^T - P u^* (P u^*)^T)^{-1}$$

$$c^* = P u^*$$

Hodnoceními parametry elipsoidu s 5% tolerancí jsou:

- Pozice středu v ose X a Y, Z ( $X_c, Y_c, Z_c$ )
- Délka os  $a, b, c$  ( $A_{AL}, B_{AL}, C_{AL}$ )
- Sklon hlavní osy ( $MAS_x, MAS_y$ ) za využití funkce Matlab – *atan2* a znalosti středu elipsoidu a nejbližších bodů povrchu elipsoidu od tohoto středu.



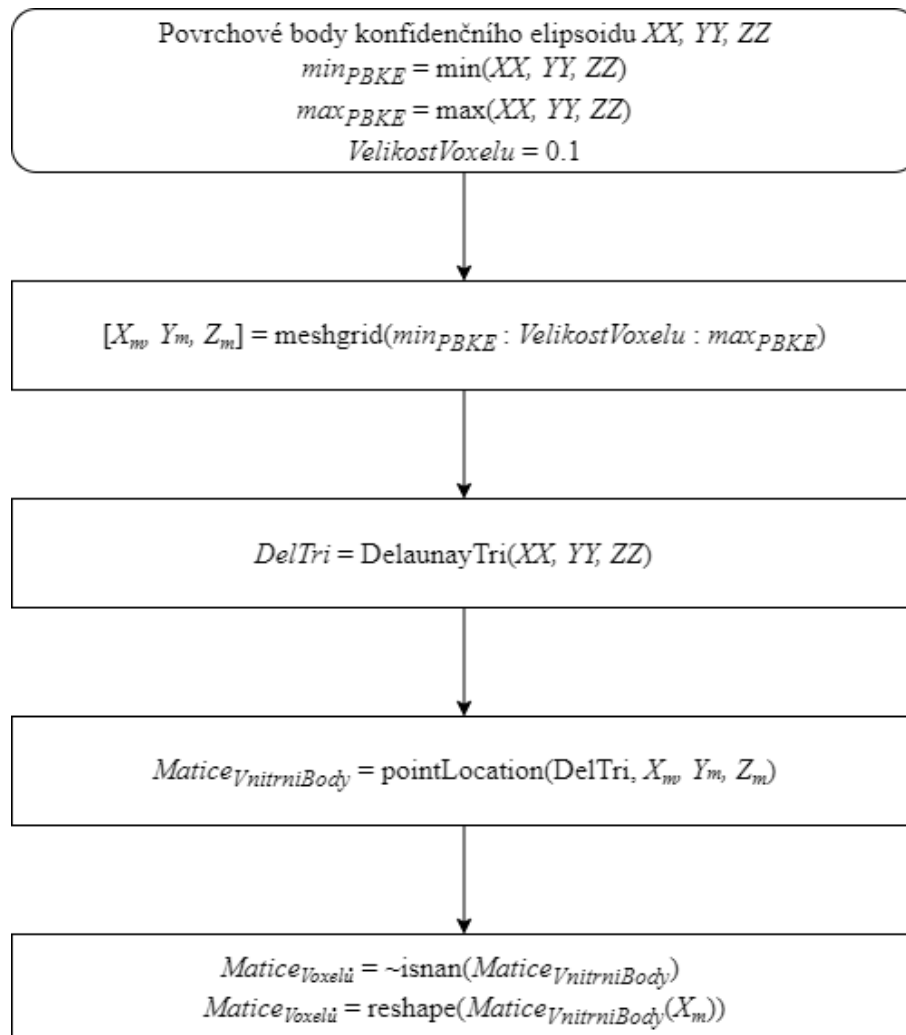
- Objem (CEV) dle rov. (4.36):
 
$$CEV = \frac{4}{3} \cdot \pi \cdot a \cdot b \cdot c, \quad (4.36)$$

kde:

$a, b, c$  – délka os elipsoidu

- Povrch (CES) dle rov. (4.37):
 
$$CES \approx 4 \cdot \pi \left[ \frac{(a \cdot b)^{1.6075} + (a \cdot c)^{1.6075} + (b \cdot c)^{1.6075}}{3} \right]^{1.6075} \quad (4.37)$$

- Poměr CES/CEV
- Objem mezi elipsoidy (IV) byl vypočítán za využití metody voxelizace konvexní obálkou, která byla implementována v prostředí Matlab dle vývojového diagramu na Obr. 4.43:



**Obrázek 4.43: Vývojový diagram voxelizace elipsoidů.**

### Časový elipsoid

Deg·s<sup>2</sup> elipsoid je založen na 2D časové metodě, resp. Poincarého grafu hodnotícím časovou variabilitu s rozšířením o třetí rozměr daný amplitudovou diferencí. První pozice bodu je definována rov. (4.38-4.40):

$$i = t_{peak2} - t_{peak1}, \quad (4.38)$$

$$i + 1 = t_{peak2} - t_{peak1}, \quad (4.39)$$

$$AD = \frac{1}{2} \cdot (|A_{peak2} - A_{peak1}| + |A_{peak3} - A_{peak2}|), \quad (4.40)$$

kde:

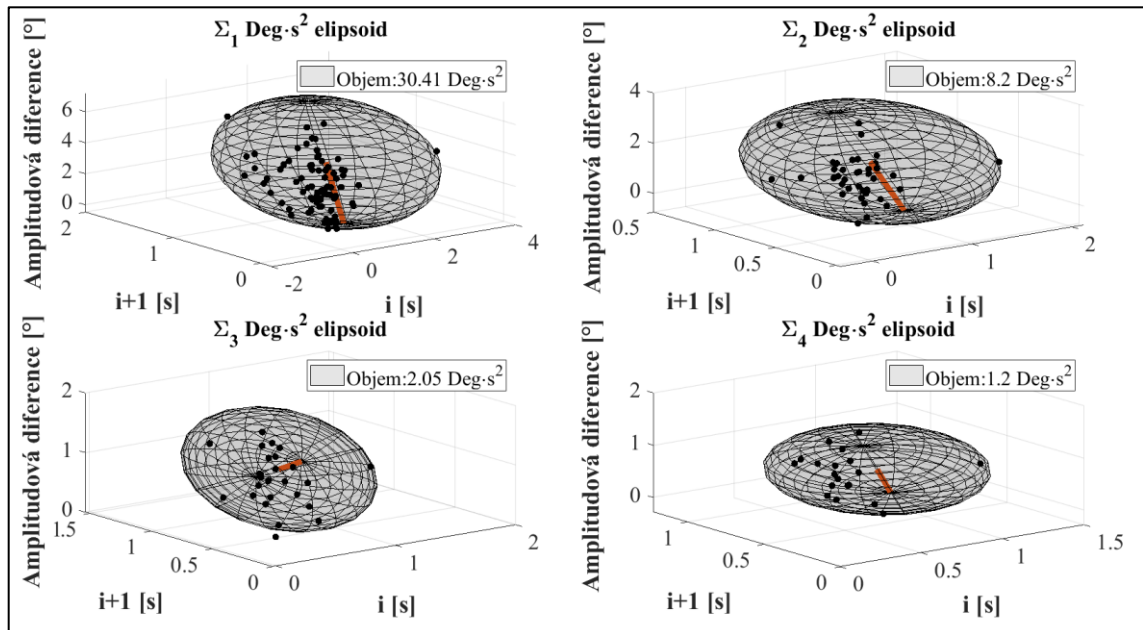
$i$  – [s]

$AD$  – amplitudová diference [°]

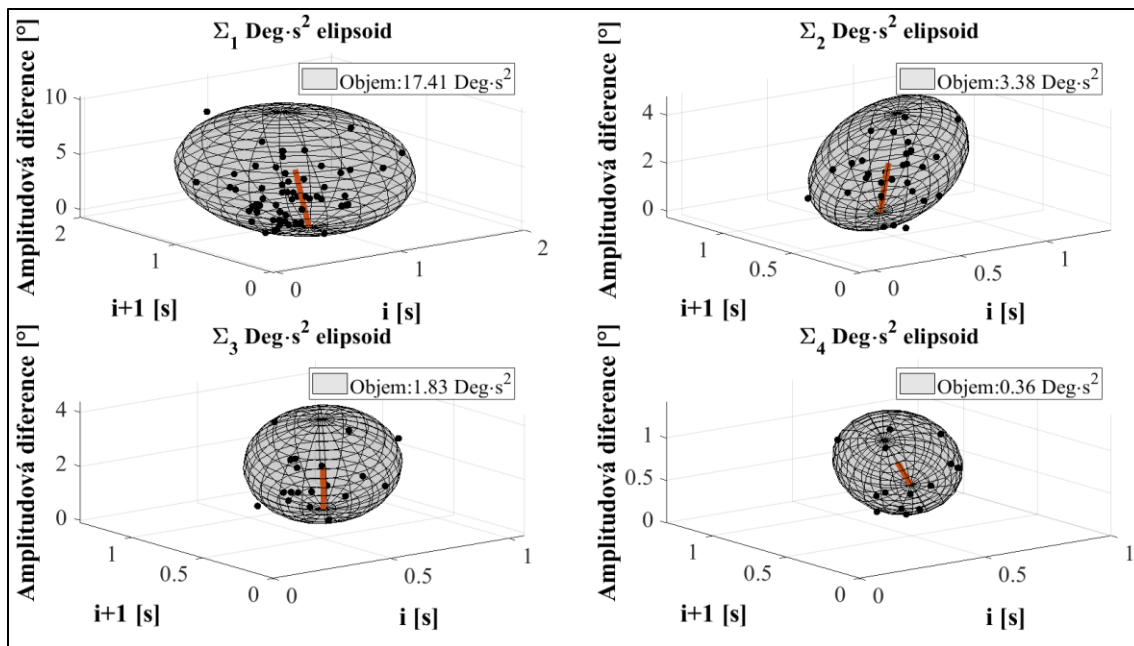
$t$  – čas [s]

$A$  – amplituda [°]

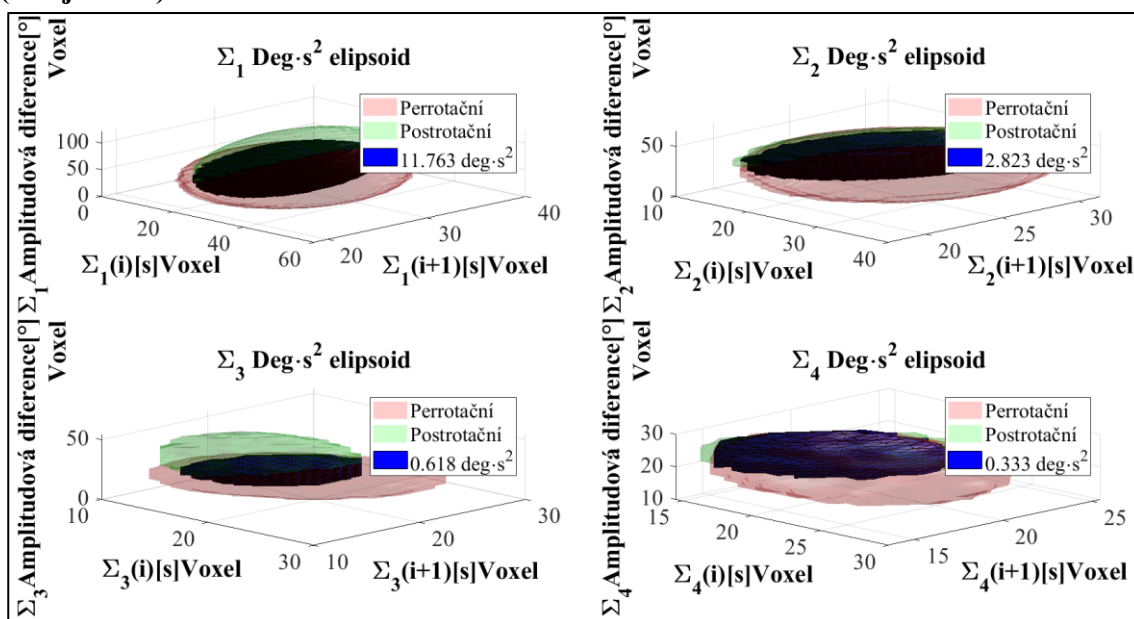
Pozice druhého bodu je definována posunem o pozici jednoho nystagmu, resp. jeho maxima (peak).



Obrázek 4.44: 3D Poincaré časová metoda – analýza perrotčního nystagmu (Subjekt 13) z Obr. 4.28.



Obrázek 4.45: 3D Poincaré časová metoda – analýza postrotačního nystagmu (Subjekt 13) z Obr. 4.31.



Obrázek 4.46: 3D Poincaré časová metoda – průnik elipsoidů (Subjekt 13) z Obr. 4.44, 4.45.

### Amplitudový elipsoid

Deg<sup>2</sup>·s elipsoid je založen na 2D amplitudové metodě, resp. Poincarého grafu hodnotícím amplitudovou variabilitu s rozšířením o třetí rozměr daný amplitudovou diferencí. První pozice bodu je definována rov. (4.41-4.43):

$$i = A_{peak2} - A_{peak1} , \quad (4.41)$$

$$i + 1 = A_{peak2} - A_{peak1} , \quad (4.42)$$

$$TD = \frac{1}{2} \cdot (|t_{peak2} - t_{peak1}| + |t_{peak3} - t_{peak2}|) , \quad (4.43)$$

kde:

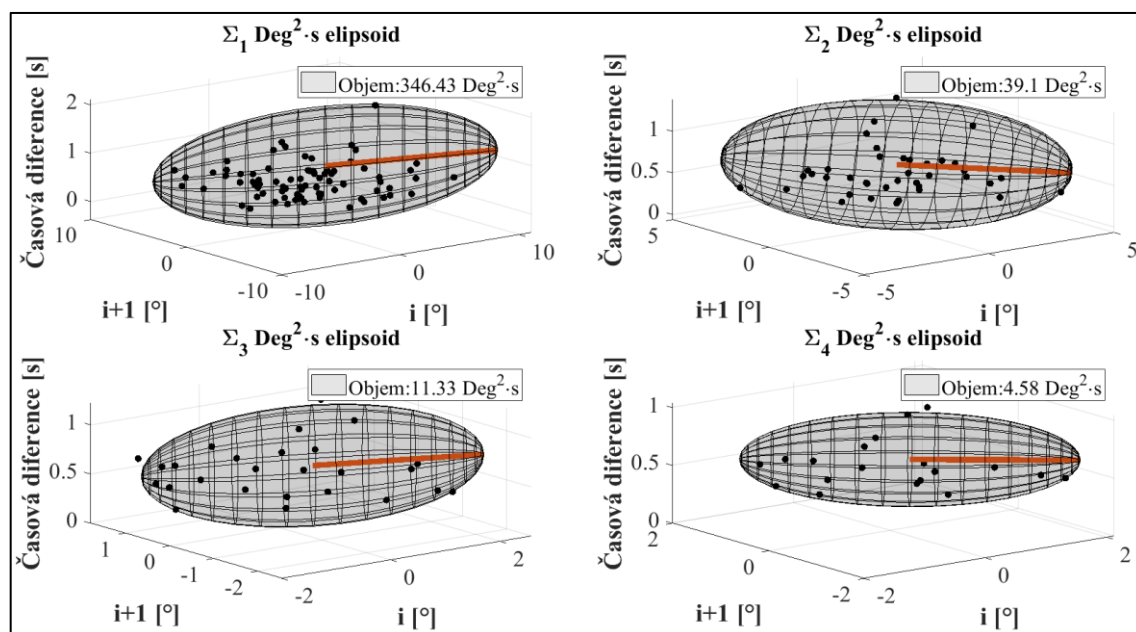
$i$  – [°]

$TD$  – časová diference [s]

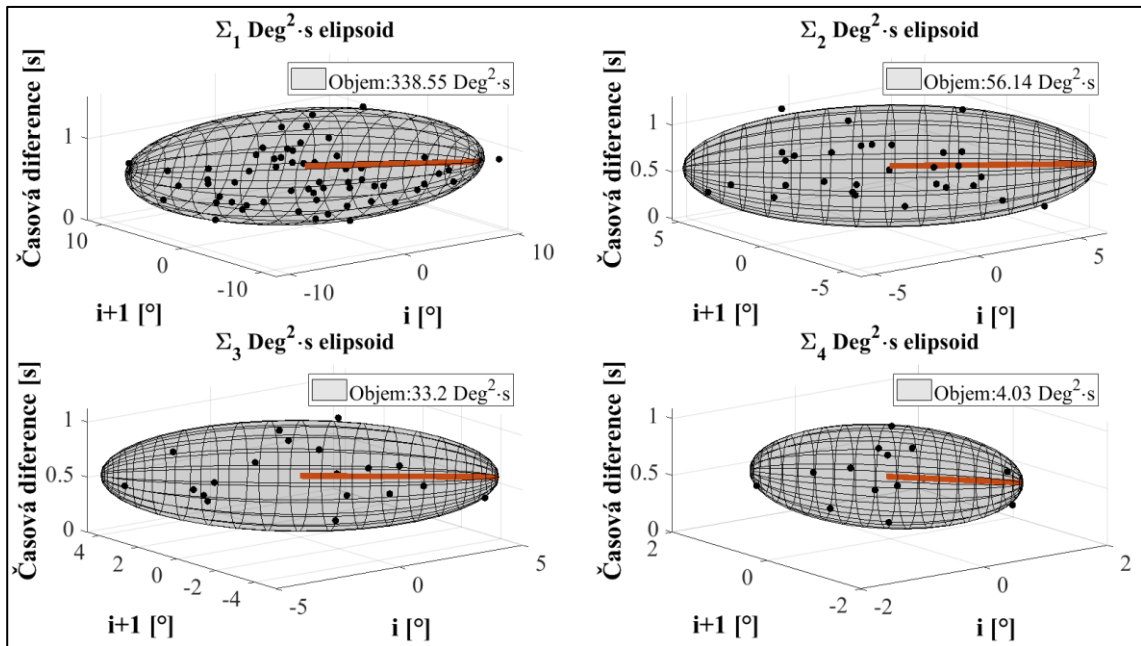
$t$  – čas [s]

$A$  – amplituda [°]

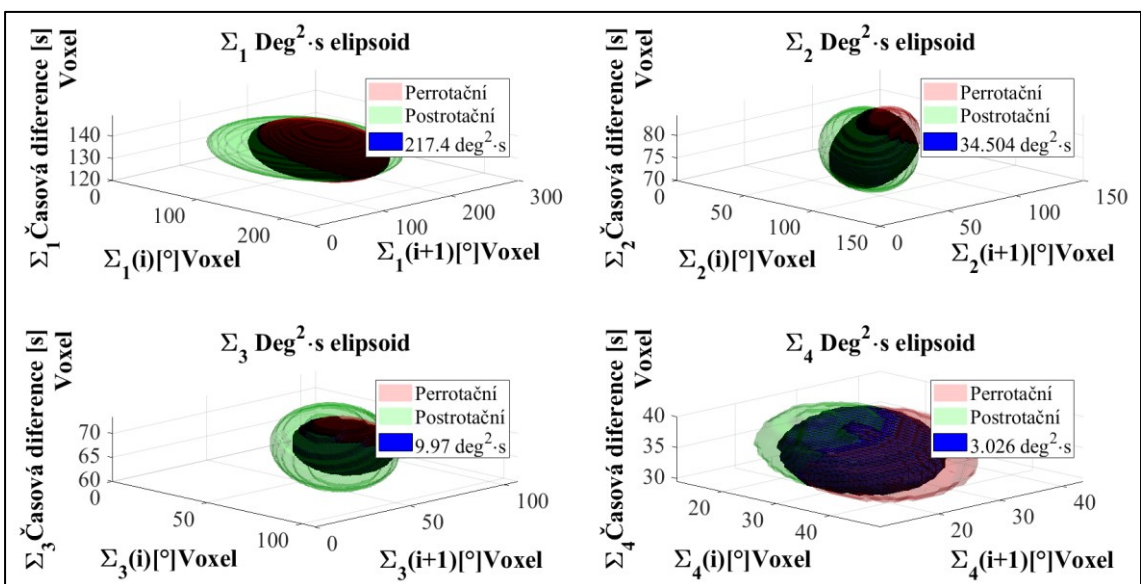
Pozice druhého bodu je definována posunem o pozici jednoho nystagmu resp. jeho maxima (peak).



Obrázek 4.47: 3D Poincaré amplitudová metoda – analýza perrotičního nystagmu (Subjekt 13) z Obr. 4.28.



Obrázek 4.48: 3D Poincaré amplitudová metoda – analýza postrotačního nystagmu (Subjekt 13) z Obr. 4.31.



Obrázek 4.49: 3D Poincaré amplitudová metoda – průnik elipsoidů (Subjekt 13) z Obr. 4.47, 4.48.

### 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 [263] aplikací funkce Matlab – *kruskalwalis*. Pro hodnocení korelace mezi 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).

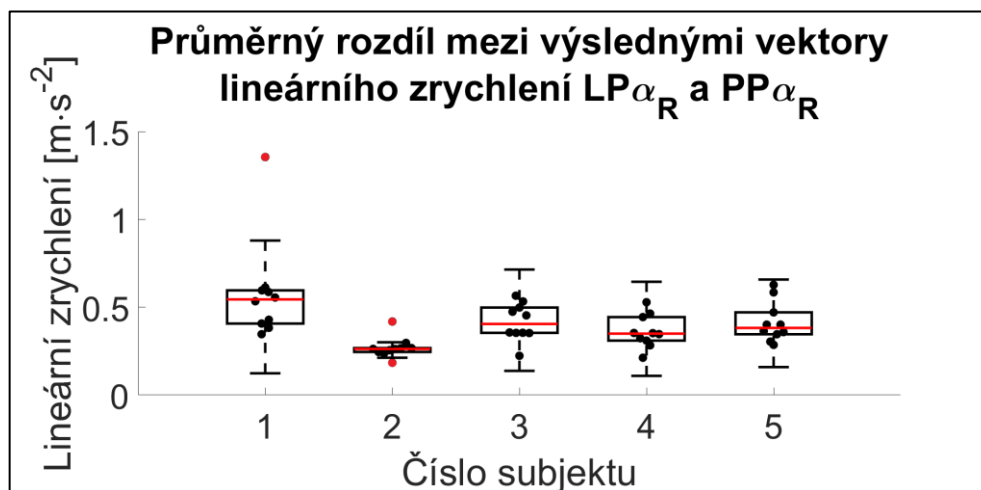
Ve výsledcích jsou za využití boxplotů s vousy 1,5 IQR zobrazeny, s ohledem na rozsah, pouze objemové parametry navržené nelineární metody. Kompletní vyhodnocení testovaných hypotéz je uvedeno v Příloze I a J.

Oproti vyhodnocení celého signálu, který je popisován v rámci této metodiky byl vybrán pro hodnocení úsek po 10 s od začátku rotace Bárányho křesla do 20 s po zastavení Bárányho křesla. Vliv na vyhodnocení je v kap. 5.3 prezentováno za využití dat stejného subjektu (subjekt 13), který byl vybrán pro prezentaci metodiky. Zdůvodnění výřezu dat je uvedeno v diskuzi kap. 6.3.

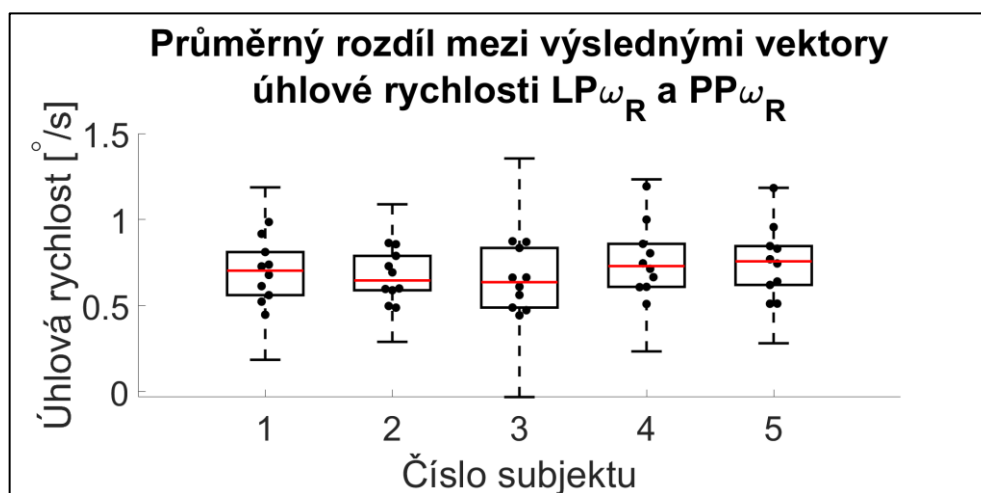
## 5 Výsledky

### 5.1 Ověření excentricity rotace při pulzním rotačním testu

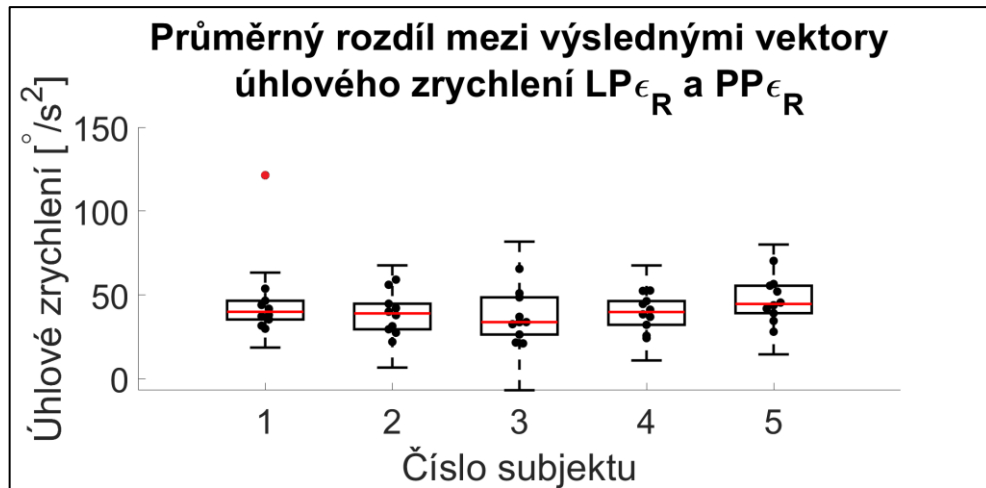
#### 5.1.1 Časová závislost kinematických proměnných



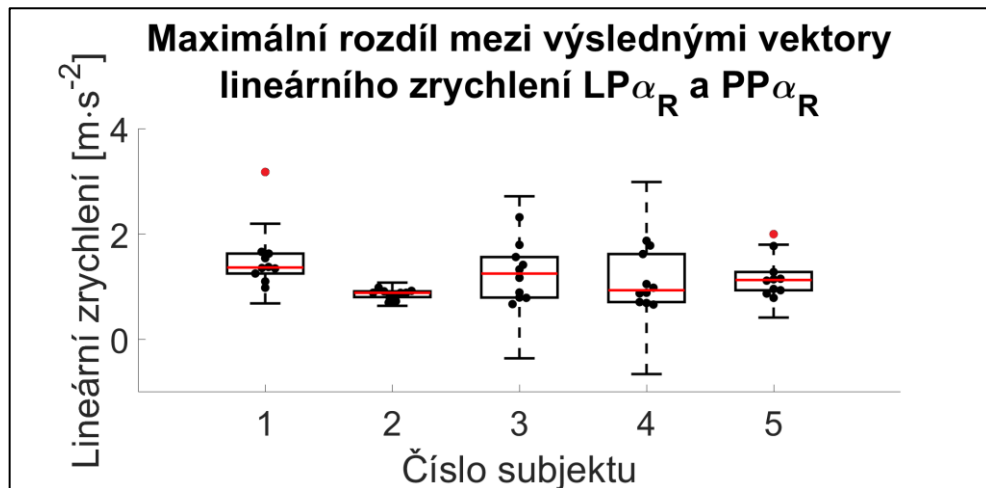
Obrázek 5.1: Průměrný rozdíl mezi výslednými vektory lineárního zrychlení  $LP_{\alpha_R}$  a  $PP_{\alpha_R}$



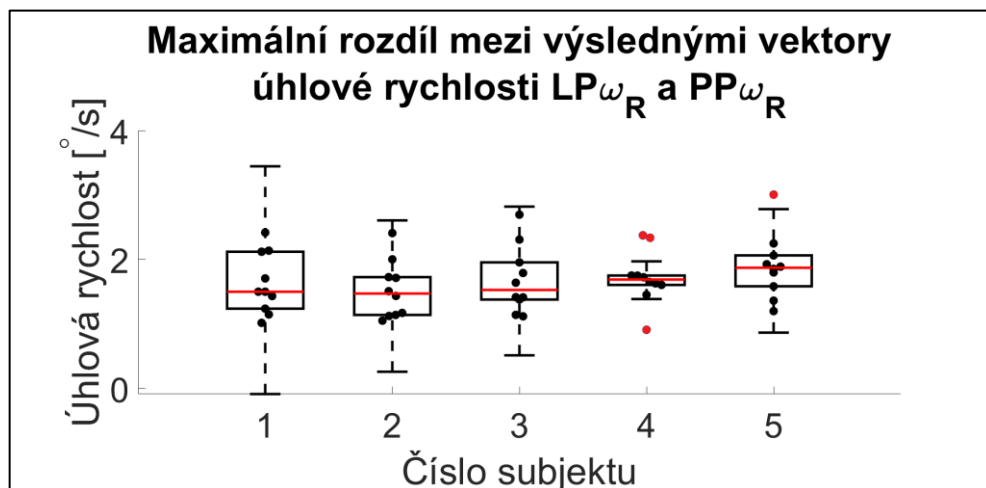
Obrázek 5.2: Průměrný rozdíl mezi výslednými vektory úhlové rychlosti  $LP_{\omega_R}$  a  $PP_{\omega_R}$



Obrázek 5.3: Průměrný rozdíl mezi výslednými vektory úhlového zrychlení  $LP_{\epsilon_R}$  a  $PP_{\epsilon_R}$

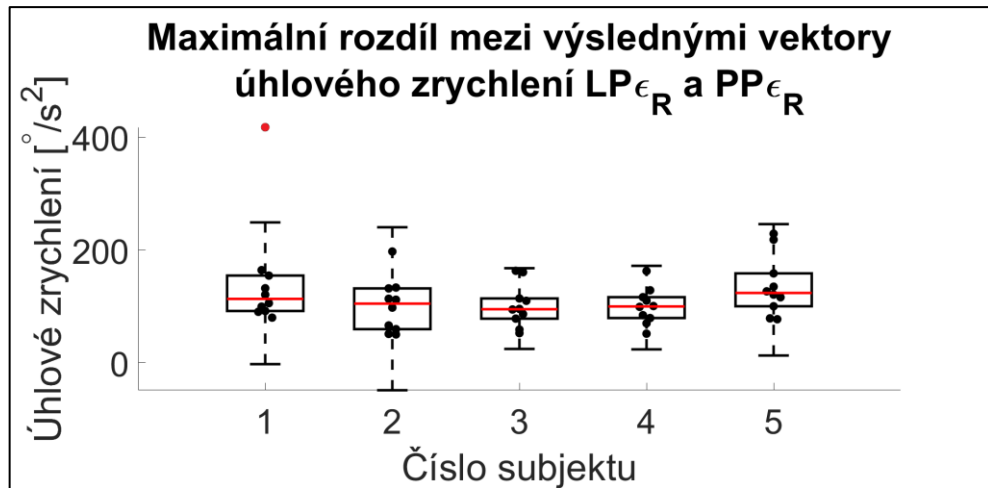


Obrázek 5.4: Maximální rozdíl mezi výslednými vektory lineárního zrychlení  $LP_{\alpha_R}$  a  $PP_{\alpha_R}$



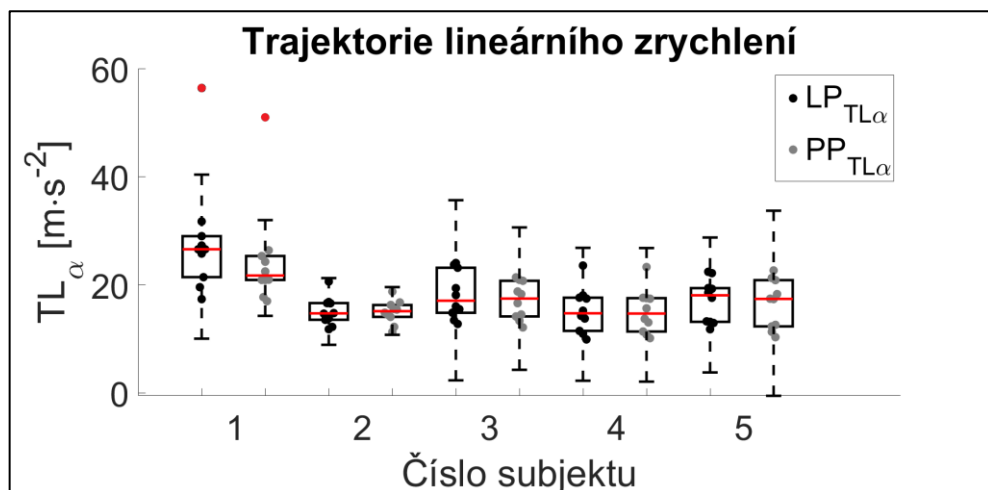
Obrázek 5.5: Maximální rozdíl mezi výslednými vektory úhlové rychlosti  $LP_{\omega_R}$  a  $PP_{\omega_R}$



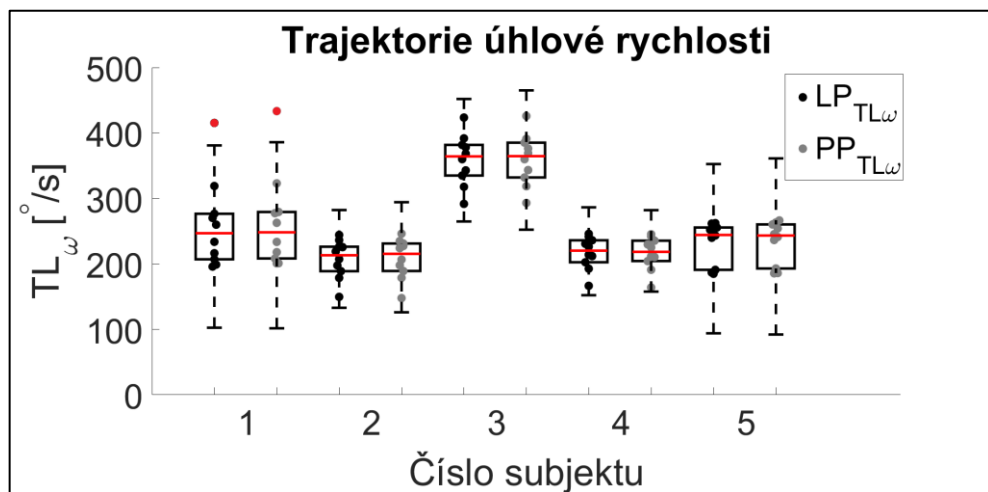


Obrázek 5.6: Maximální rozdíl mezi výslednými vektory úhlového zrychlení  $LP_{\epsilon_R}$  a  $PP_{\epsilon_R}$

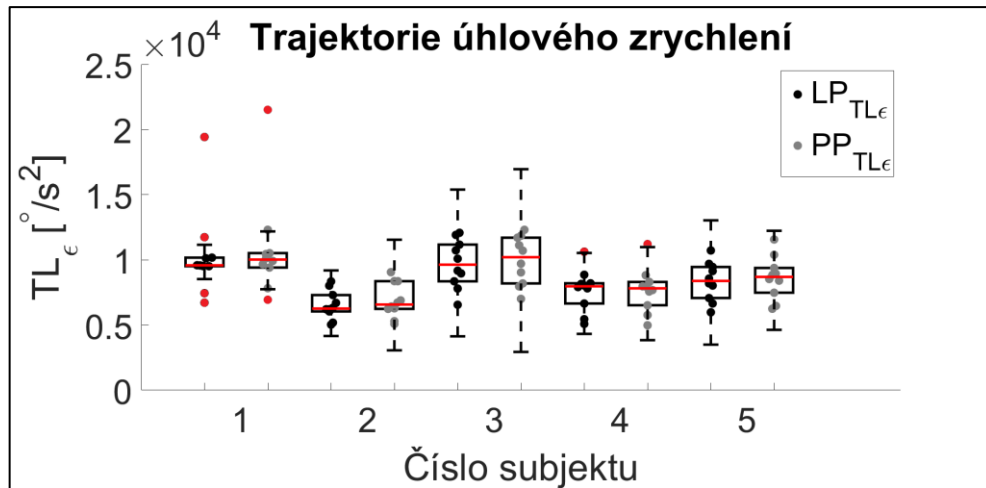
### 5.1.2 Vzájemná závislost kinematických proměnných



Obrázek 5.7: Rozdíl v délce trajektorie lineárního zrychlení mezi vektory  $LP_{TL_{\alpha}}$  a  $PP_{TL_{\alpha}}$



Obrázek 5.8: Rozdíl v délce trajektorie úhlové rychlosti mezi vektory  $LP_{TL_{\omega}}$  a  $PP_{TL_{\omega}}$



Obrázek 5.9: Rozdíl v délce trajektorie úhlového zrychlení mezi vektory  $LP_{TL_\epsilon}$  a  $PP_{TL_\epsilon}$

Tabulka 5.1: Průměrné hodnoty absolutního relativního rozdílu mezi délkami trajektorií

Subjekt	$MARD_{LP_{TL_\alpha} \text{ a } PP_{TL_\alpha}}$	$MARD_{LP_{TL_\omega} \text{ a } PP_{TL_\omega}}$	$MARD_{LP_{TL_\epsilon} \text{ a } PP_{TL_\epsilon}}$
1	0,1474	0,0150	0,0405
2	0,0446	0,0084	0,0439
3	0,0889	0,0041	0,0358
4	0,0345	0,0067	0,0275
5	0,1085	0,0106	0,0414
<b>Průměr</b>	<b>0,0848</b>	<b>0,0090</b>	<b>0,0378</b>

## 5.2 Pohyb očí při pulzním rotačním testu

### 5.2.1 Test normality dat

Test normality dat pro 1. kategorii hypotéz založených na předpokladu, že střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného kanálku je nižší než střední hodnota zisku (Gain) VOR neoperovaného kanálku a 2. kategorii hypotéz založených na předpokladu, že střední hodnota zisku (Gain) VOR neoperovaného kanálku je rovna nule:

Tabulka 5.2: Shapiro-Wilk test normality dat pro 1. a 2. kategorii hypotéz

Vyšetřovaný kanálek	Strana	p-hodnota
Horizontální	Neoperovaná	0,006*
Horizontální	Operovaná	0,015*
Anteriorní	Neoperovaná	0,589
Anteriorní	Operovaná	0,086
Posteriovní	Neoperovaná	0,048*
Posteriovní	Operovaná	0,350

\*p < 0,05

Test normality dat pro 3. kategorii hypotéz založených 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:

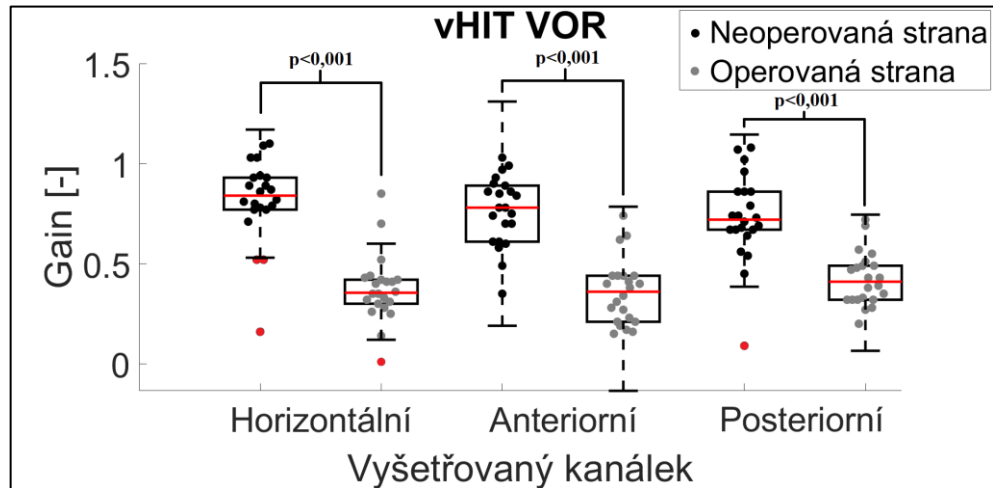
Tabulka 5.3: Shapiro-Wilk test normality dat pro 3. kategorii hypotéz

Vyšetřovaný kanálek	Kategorie tumoru	p-hodnota
Horizontální	IV	0.003*
Horizontální	II-III	0.984
Anteriorní	IV	0.139
Anteriorní	II-III	0.521
Posteriovní	IV	0.531
Posteriovní	II-III	0.218

\*p < 0,05

## 5.2.2 Test rozdílu středních hodnot zisku VOR

Statistické testování 1. kategorie hypotéz založených na předpokladu, že střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného kanálku je nižší než střední hodnota zisku (Gain) VOR neoperovaného kanálku a 2. kategorie hypotéz založených na předpokladu, že střední hodnota zisku (Gain) VOR neoperovaného kanálku je rovna nule:



**Obrázek 5.10:** Test rozdílu středních hodnot zisku (Gain) VOR: neoperovaná, operovaná strana.

Zisk (Gain) VOR 66leté pacientky s bilaterální ztrátou vestibulární funkce z důvodu vestibulotoxicity gentamicinem je uveden v Tab. 5.4.

**Tabulka 5.4:** Zisk (Gain) VOR pacientky s bilaterální ztrátou vestibulární funkce

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

**1. Jednostranné hypotézy založené na předpokladu, že střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného kanálku je nižší než střední hodnota neoperovaného kanálku:**

**1.1.  $H_0$ :** Střední hodnota zisku (Gain) VOR neoperovaného horizontálního polokruhového kanálku je menší nebo rovna střední hodnotě zisku (Gain) VOR operovaného horizontálního polokruhového kanálku **zamítnuta na hladině významnosti  $p < 0,001$ . Přijmuta alternativní hypotéza  $H_1$ :** Střední hodnota zisku (Gain) VOR neoperovaného horizontálního polokruhového kanálku je vyšší než střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného horizontálního polokruhového kanálku.

**1.2.  $H_0$ :** Střední hodnota zisku (Gain) VOR neoperovaného anteriorního polokruhového kanálku je menší nebo rovna střední hodnotě zisku (Gain) VOR operovaného anteriorního polokruhového kanálku **zamítnuta na hladině významnosti  $p < 0,001$ . Přijmuta alternativní hypotéza  $H_1$ :** Střední hodnota zisku (Gain) VOR neoperovaného anteriorního polokruhového kanálku je vyšší než střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného anteriorního polokruhového kanálku.

**1.3.  $H_0$ :** Střední hodnota zisku (Gain) VOR neoperovaného posteriorního polokruhového kanálku je menší nebo rovna střední hodnotě zisku (Gain) VOR operovaného posteriorního polokruhového kanálku **zamítnuta na hladině významnosti  $p < 0,001$ . Přijmuta alternativní hypotéza  $H_1$ :** Střední hodnota zisku (Gain) VOR neoperovaného posteriorního polokruhového kanálku je vyšší než střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného posteriorního polokruhového kanálku.

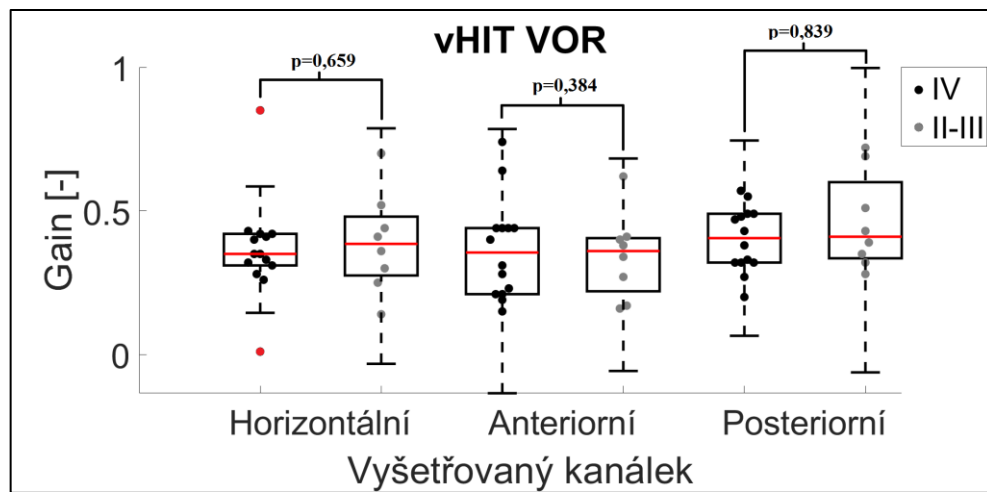
**2. Oboustranné hypotézy založené na předpokladu, že střední hodnota zisku (Gain) VOR neoperovaného kanálku je rovna nule:**

**2.1.  $H_0$ :** Střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného horizontálního polokruhového kanálku je rovna nule **zamítnuta na hladině významnosti  $p < 0,001$ . Přijmuta alternativní hypotéza  $H_1$ :** Střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného horizontálního polokruhového kanálku se nerovná nule.

**2.2.  $H_0$ :** Střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného anteriorního polokruhového kanálku je rovna nule **zamítnuta na hladině významnosti  $p < 0,001$ . Přijmuta alternativní hypotéza  $H_1$ :** Střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného anteriorního polokruhového kanálku se nerovná nule.

**2.3.  $H_0$ :** Střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného posteriorního polokruhového kanálku je rovna nule **zamítnuta na hladině významnosti  $p < 0,001$ . Přijmuta alternativní hypotéza  $H_1$ :** Střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného posteriorního polokruhového kanálku se nerovná nule.

Statistické testování 3. kategorie hypotéz založených 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:



Obrázek 5.11: Test rozdílu středních hodnot zisku (Gain) VOR: operovaná strana kategorie tumoru IV, operovaná strana kategorie tumoru II-III.

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:

3.1.H<sub>0</sub>: Střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného horizontálního polokruhového kanálku s hodnocením rozsahu tumoru II-III je nižší nebo rovna střední hodnotě zisku (Gain) VOR operovaného horizontálního polokruhového kanálku s hodnocením rozsahu tumoru IV **nelze zamítnout (p=0,659)**. **Zamítnuta H<sub>1</sub>**: Střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného horizontálního polokruhového kanálku s hodnocením rozsahu tumoru II-III je vyšší než střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného horizontálního polokruhového kanálku s hodnocením rozsahu tumoru IV.

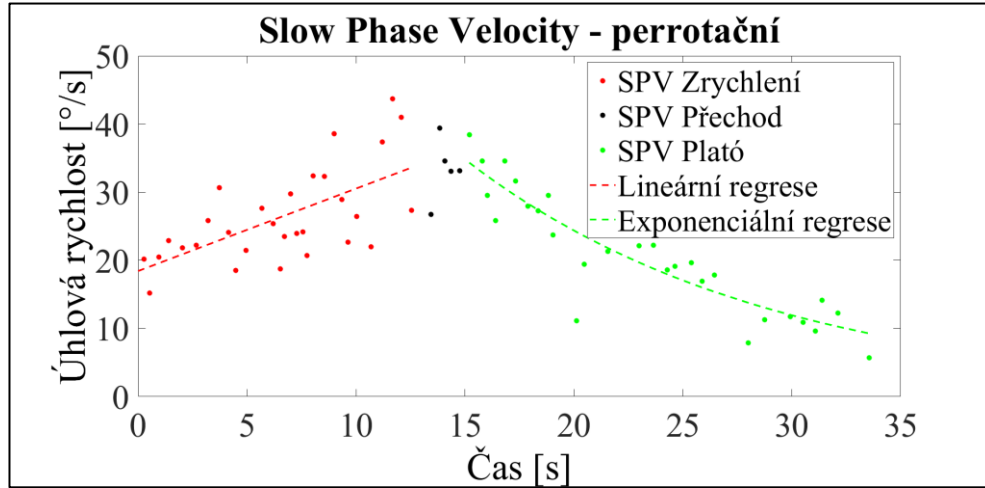
3.2.H<sub>0</sub>: Střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného anteriorního polokruhového kanálku s hodnocením rozsahu tumoru II-III je nižší nebo rovna střední hodnotě zisku (Gain) VOR operovaného anteriorního polokruhového kanálku s hodnocením rozsahu tumoru IV **nelze zamítnout (p=0,384)**. **Zamítnuta H<sub>1</sub>**: Střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného anteriorního polokruhového kanálku s hodnocením rozsahu tumoru II-III je vyšší než střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného anteriorního polokruhového kanálku s hodnocením rozsahu tumoru IV.

3.3. H<sub>0</sub>: Střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného posteriovního polokruhového kanálku s hodnocením rozsahu tumoru II-III je nižší nebo

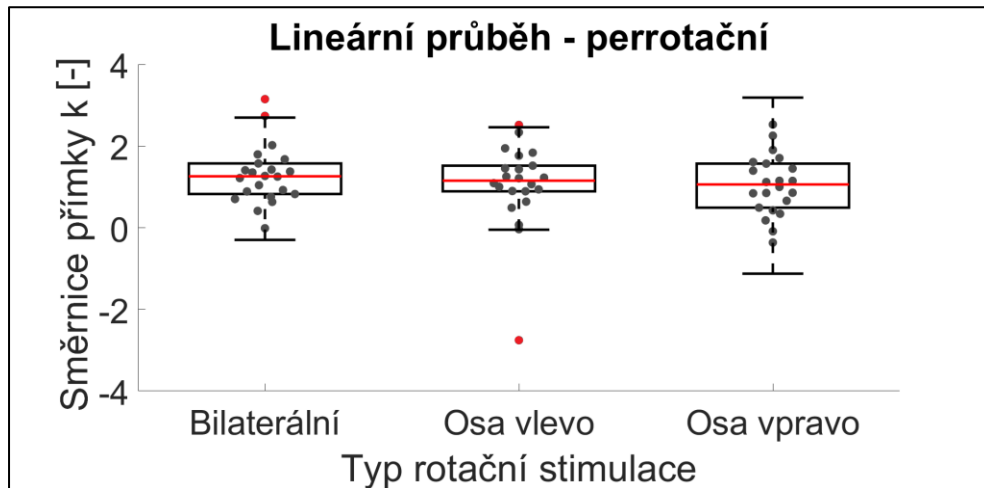
rovna střední hodnotě zisku (Gain) VOR operovaného posteriorního polokruhového kanálku s hodnocením rozsahu tumoru IV **nelze zamítnout ( $p=0,839$ )**. **Zamítnuta  $H_1$** : Střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného posteriorního polokruhového kanálku s hodnocením rozsahu tumoru II-III je vyšší než střední hodnota zisku (Gain) VOR operovaného posteriorního polokruhového kanálku s hodnocením rozsahu tumoru IV.

## 5.3 Bilaterální a unilaterální stimulece na Bárányho rotačním křesle

### 5.3.1 Standardní metody analýzy

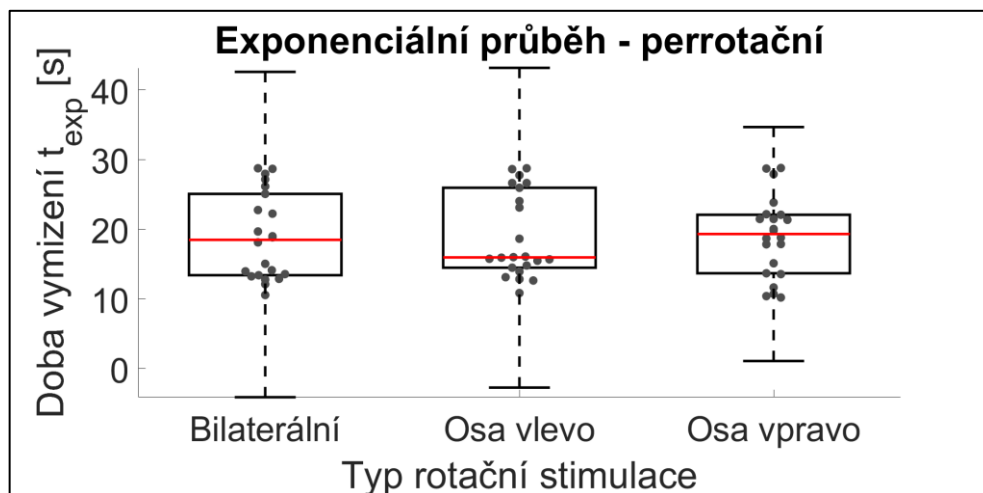


**Obrázek 5.12: SPV horizontálního perrotačního nystagmu (Subjekt 13):** SPV Zrychlení – čas 10 s od počátku urychlování Bárányho rotačního křesla úhlovým zrychlením  $5 \text{ }^\circ/\text{s}^2$  (čas 0) do 23 s měření (čas 13 s), SPV Přechod – čas 1 s před a po ukončení zrychlování Bárányho rotačního křesla, SPV Plató – konstantní úhlová rychlost křesla  $120 \text{ }^\circ/\text{s}$  a postupné vymizení perrotačního nystagmu v průběhu 20 s. SPV  $k = 1,217$ ,  $q = 18,44$ ,  $t_{exp} = 13,96$  s.

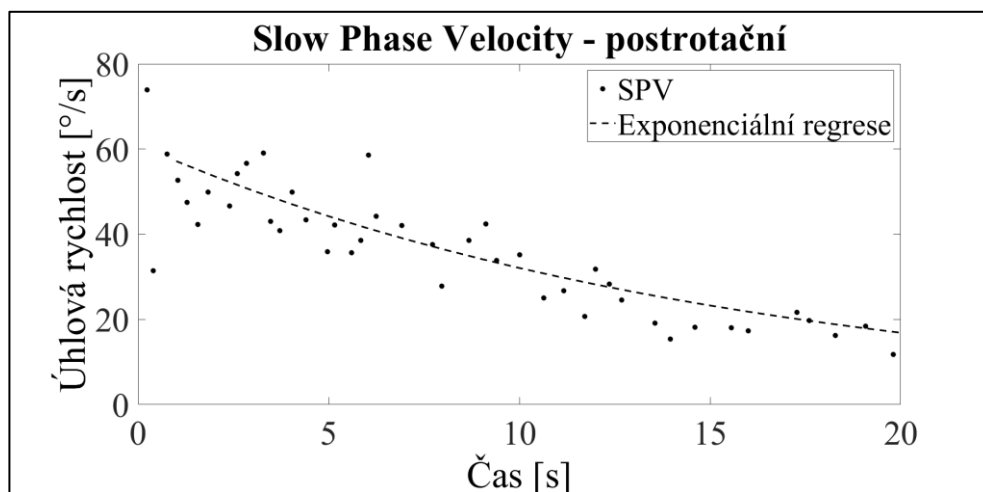


**Obrázek 5.13: SPV horizontálního perrotačního nystagmu – směrnice přímky  $k$  lineárního průběhu:**  $p = 0,639$ .

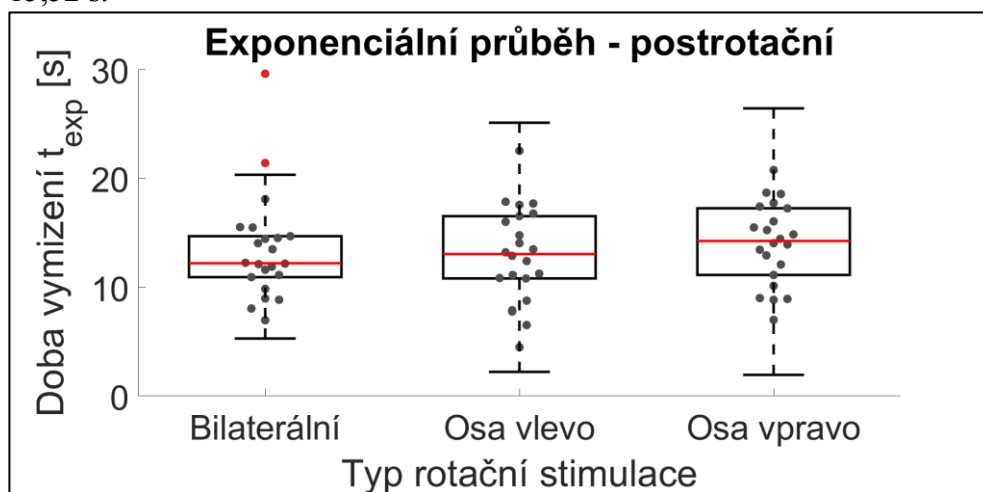




Obrázek 5.14: SPV horizontálního perrotáčního nystagmu – doba vymizení nystagmu  $t_{exp}$  exponenciálního průběhu:  $p = 0,989$ .



Obrázek 5.15: SPV horizontálního postrotáčního nystagmu (Subjekt 13):  $t_{exp} = 15,52$  s.

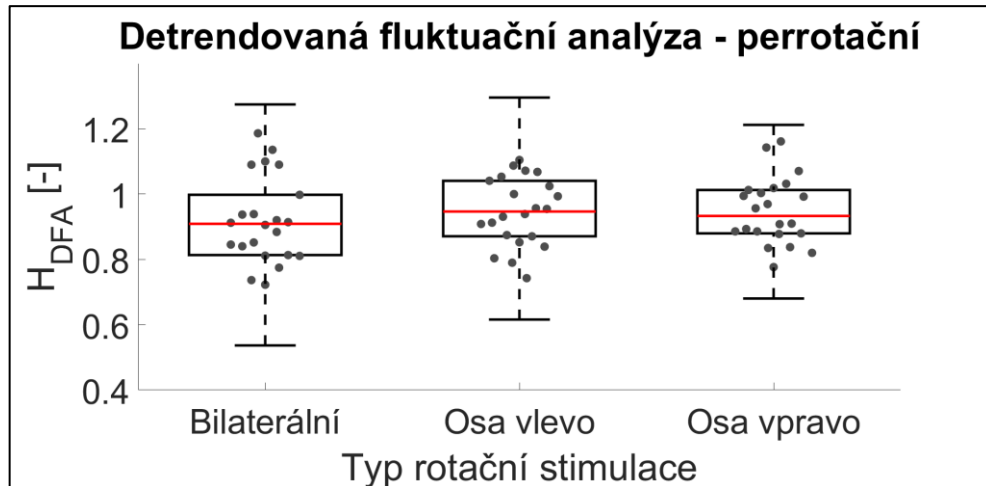


Obrázek 5.16: SPV horizontálního postrotáčního nystagmu – doba vymizení nystagmu  $t_{exp}$  exponenciálního průběhu:  $p = 0,540$ .

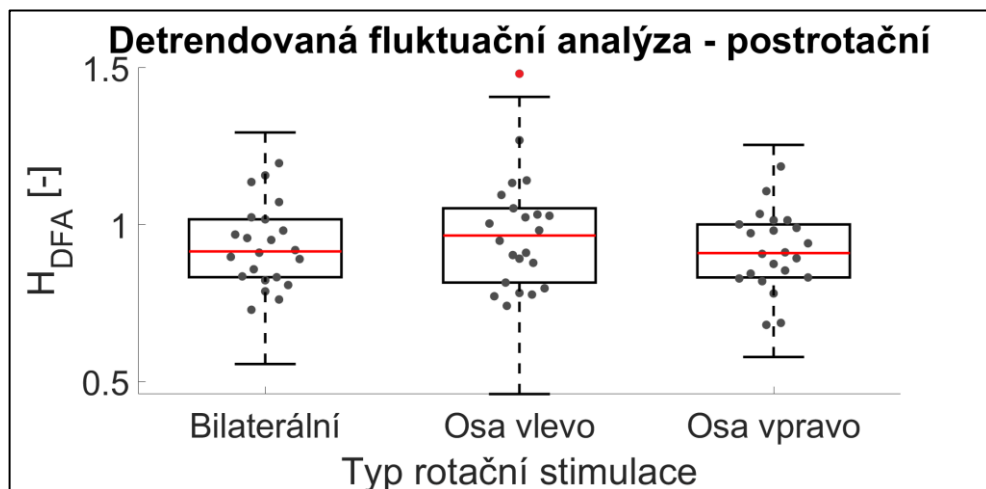
### 5.3.2 Nelineární metody analýzy

Pro potřeby metod nelineární analýzy byla zvolena hodnota dimenze stavového prostoru  $m = 7$ , a zpoždění  $\tau = 1$ .

#### Detrendovaná flukтуаční analýza

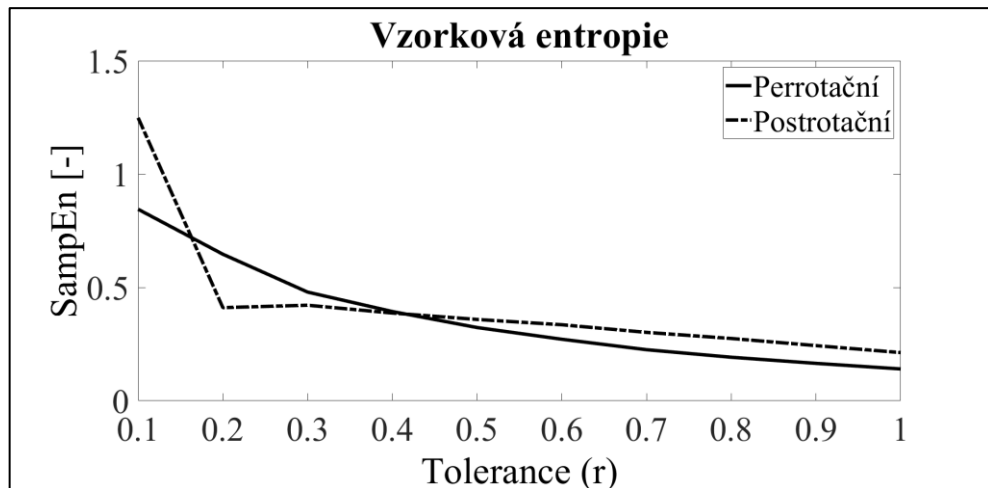


Obrázek 5.17: DFA – perrotační:  $p = 0,559$ .

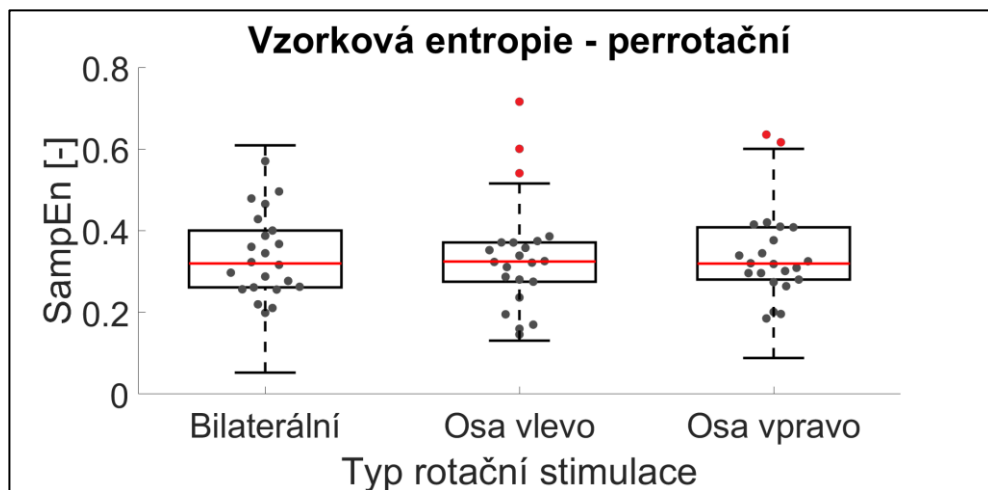


Obrázek 5.18: DFA – postrotační:  $p = 0,638$ .

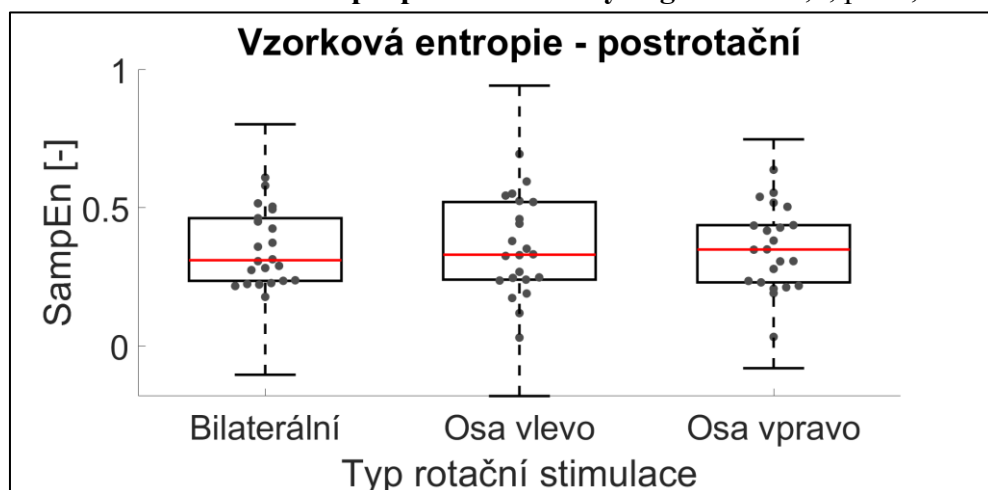
## Vzorková entropie



Obrázek 5.19: Závislost hodnoty vzorkové entropie (SampEn) na parametru tolerance (r) (Subjekt 13).

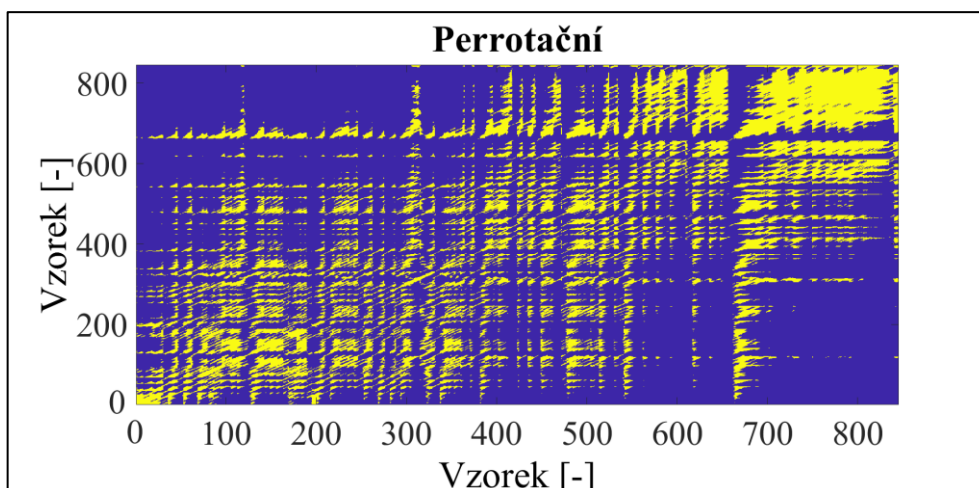


Obrázek 5.20: Vzorková entropie perrotáčního nystagmu:  $r = 0,5$ ,  $p = 0,975$ .

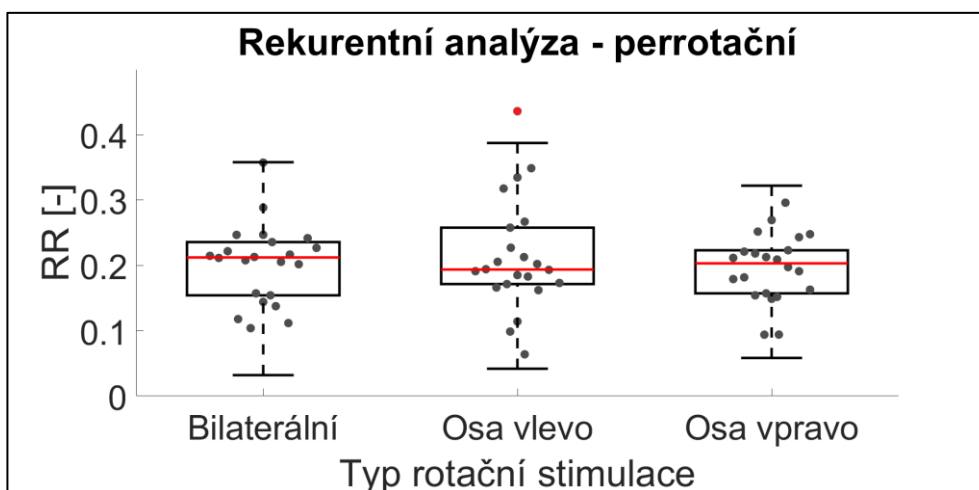


Obrázek 5.21: Vzorková entropie postrotáčního nystagmu:  $r = 0,5$ ,  $p = 0,982$ .

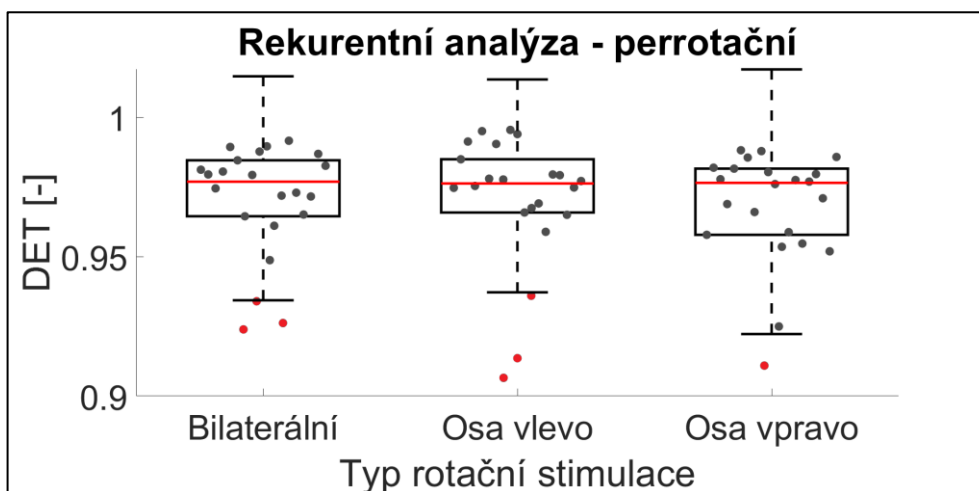
## Rekurentní kvantifikační analýza



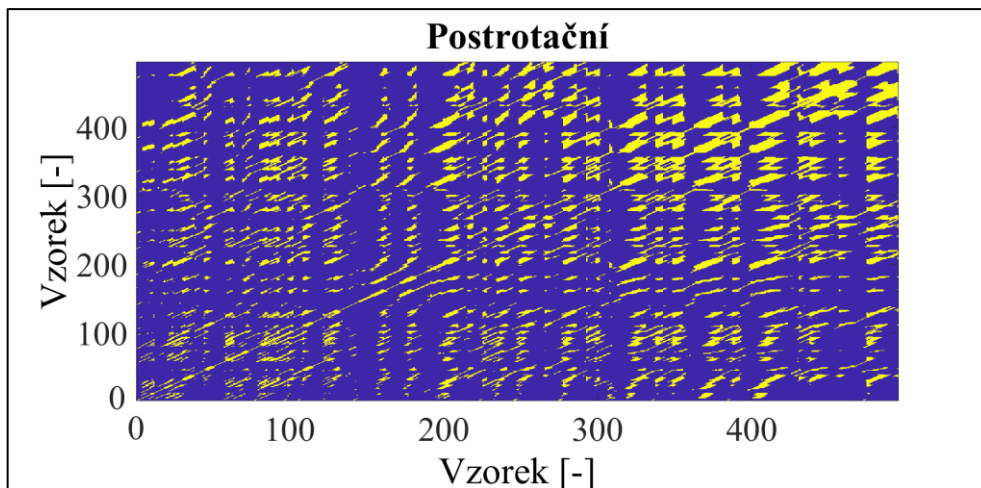
Obrázek 5.22: Rekurentní kvantifikační analýza perrotačního nystagmu (Subject 13):  $\varepsilon = 1\sigma$ , RR = 0,215.



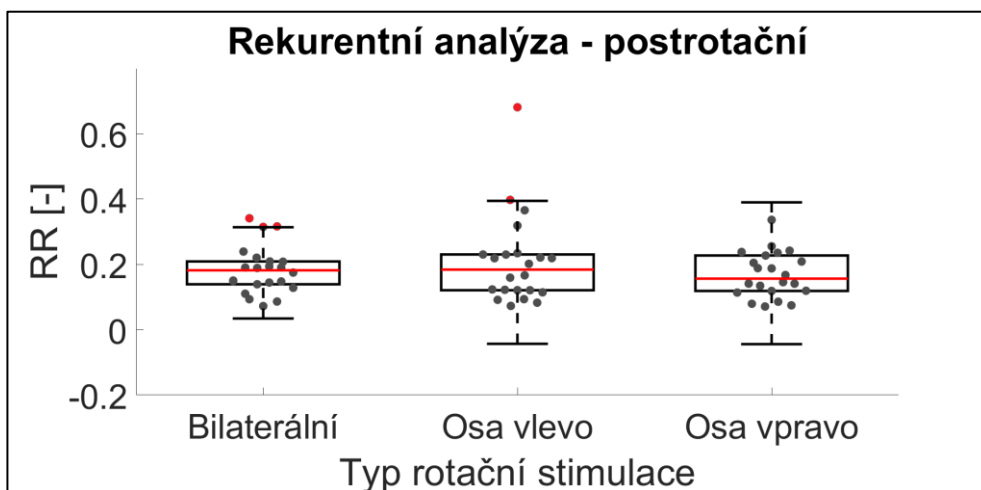
Obrázek 5.23: Rekurentní kvantifikační analýza perrotačního nystagmu RR:  $p = 0,917$ .



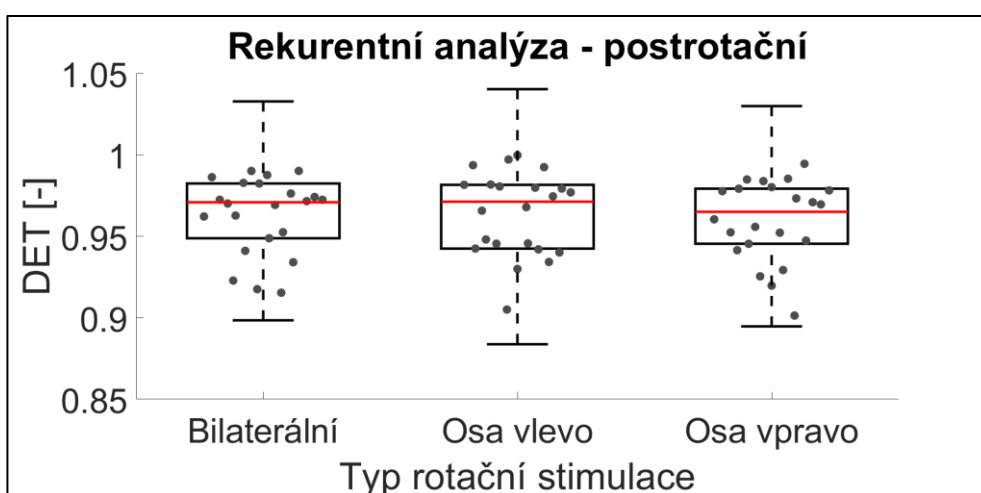
Obrázek 5.24: Rekurentní kvantifikační analýza perrotačního nystagmu DET:  $p = 0,777$ .



Obrázek 5.25: Rekurentní kvantifikační analýza postrotačního nystagmu (Subject 13):  $\varepsilon = 1\sigma$ ,  $RR = 0,150$ .

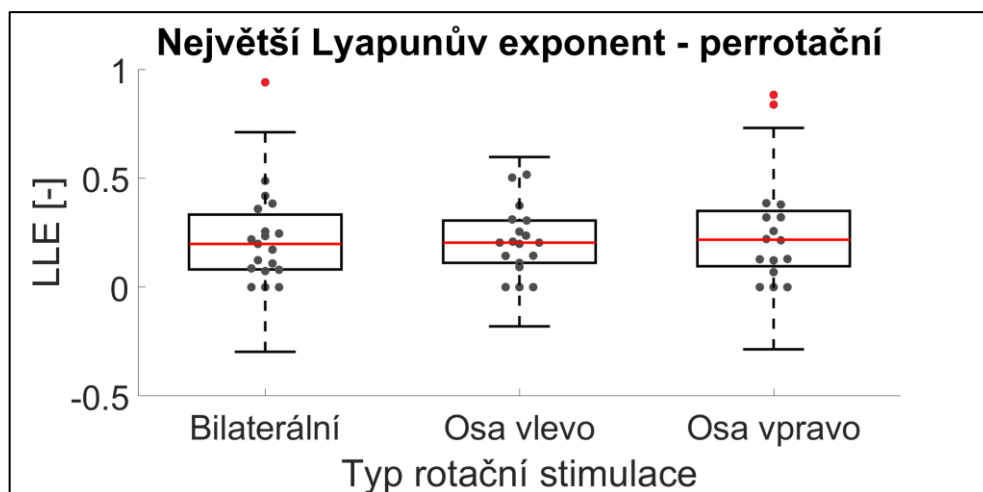


Obrázek 5.26: Rekurentní kvantifikační analýza postrotačního nystagmu RR:  $p = 0,765$ .

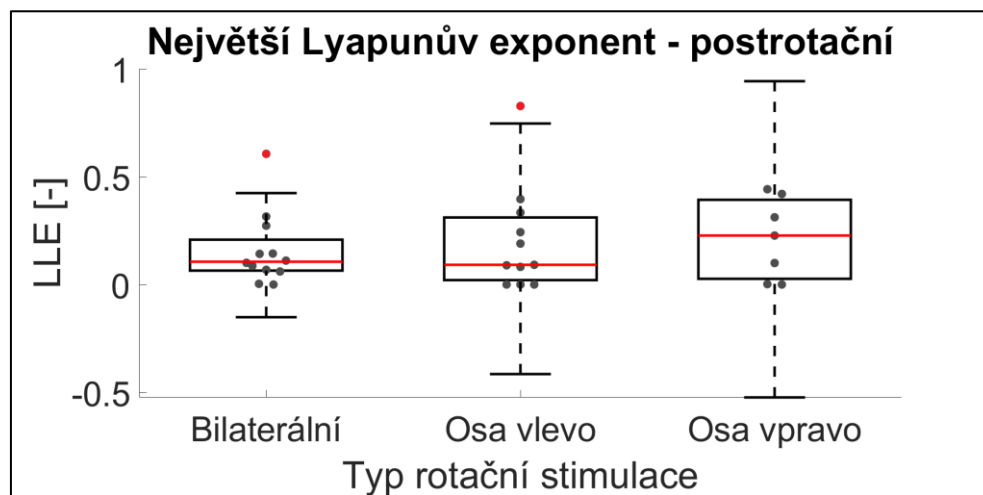


Obrázek 5.27: Rekurentní kvantifikační analýza postrotačního nystagmu DET:  $p = 0,829$ .

### Největší Lyapunův exponent



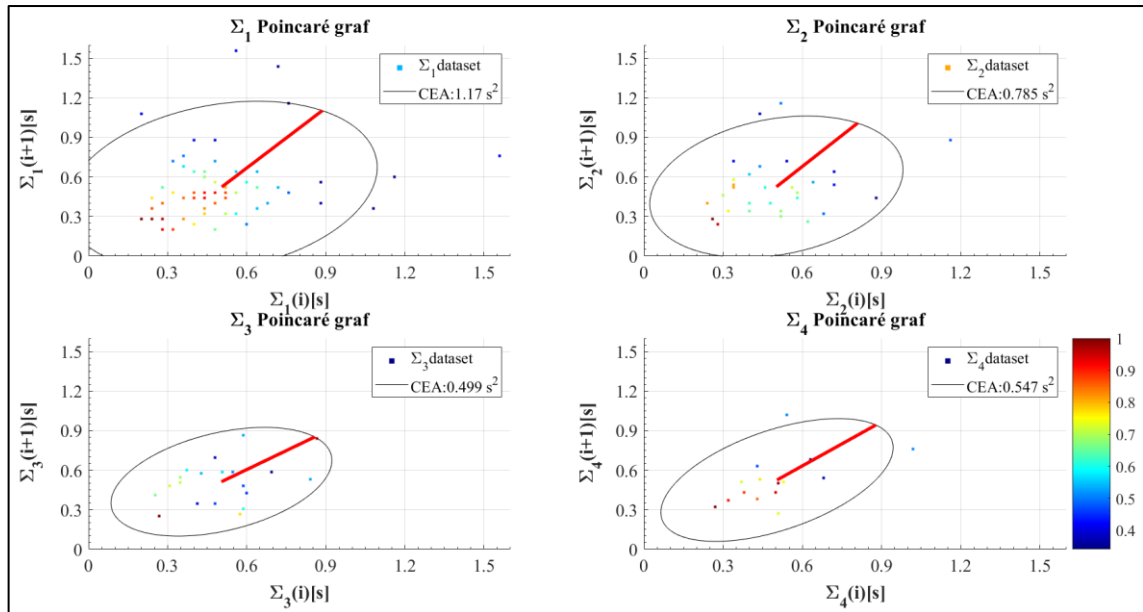
Obrázek 5.28: Největší Lyapunův exponent perrotáčního nystagmu:  $p = 0,915$ .



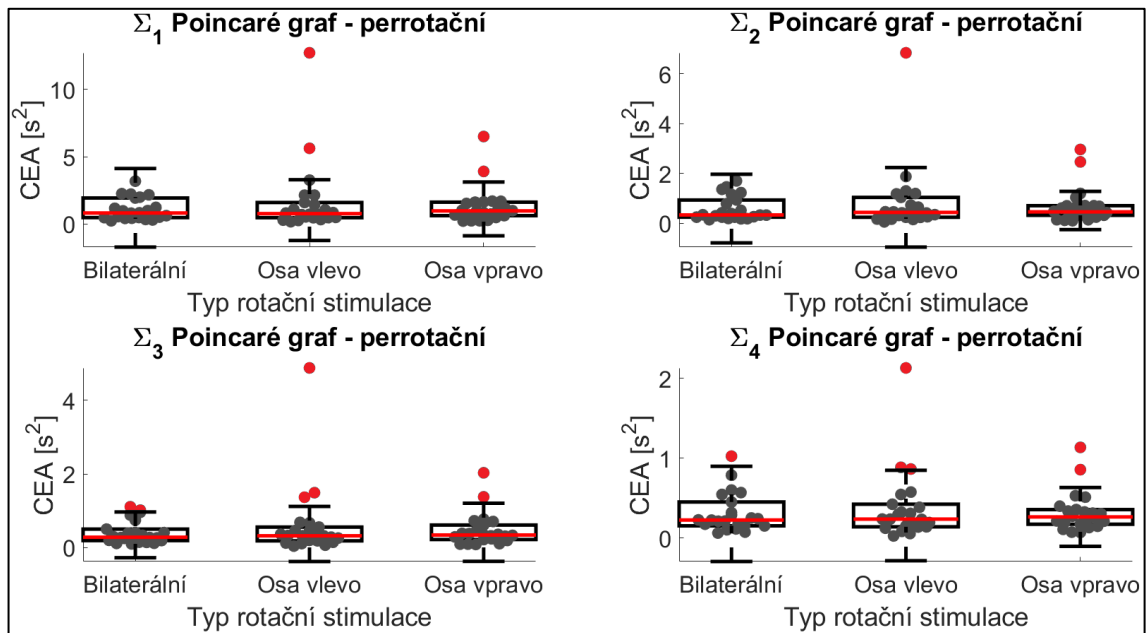
Obrázek 5.29: Největší Lyapunův exponent postrotáčního nystagmu:  $p = 0,828$ .

## Využití parametrů elips pro dvoudimenzionální hodnocení nystagmu

### Časová elipsa

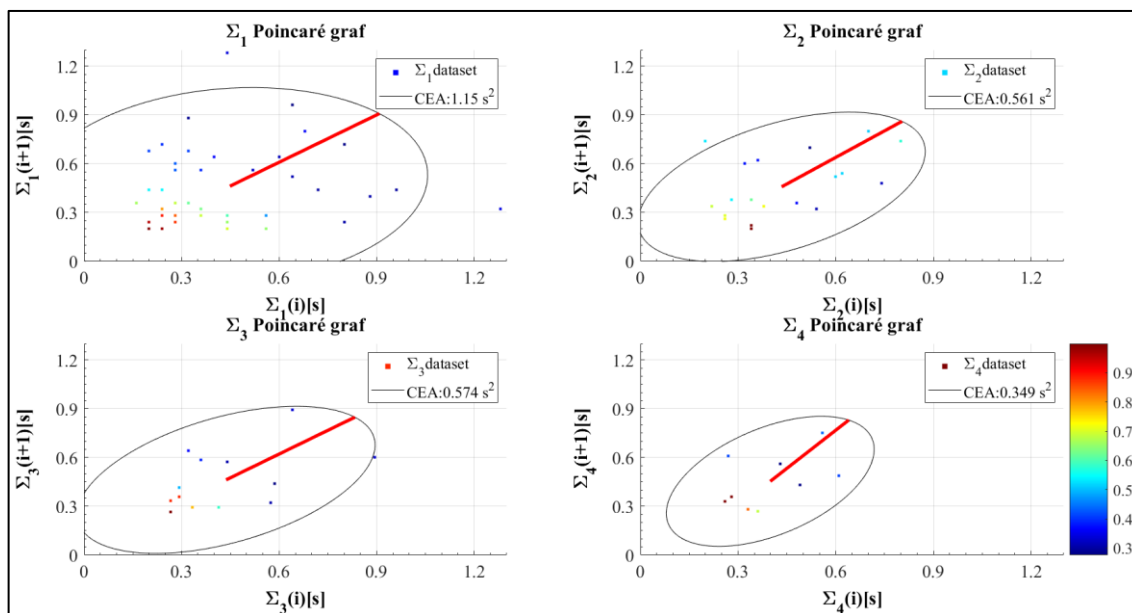


Obrázek 5.30: 2D Poincaré časová metoda – analýza perrotčního nystagmu (Subjekt 13).

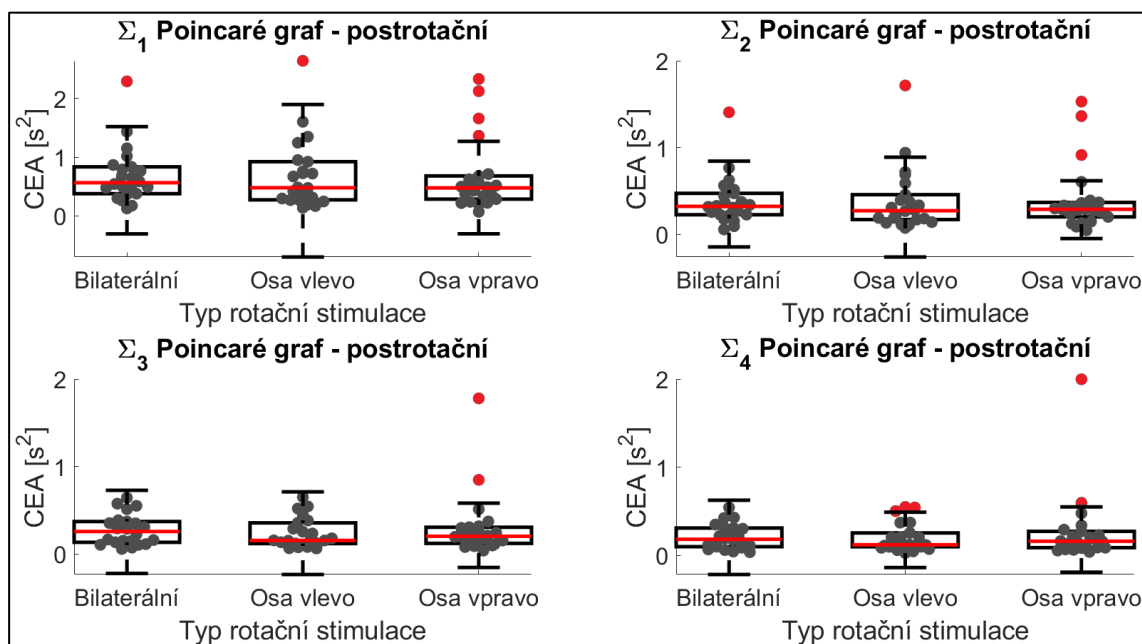


Obrázek 5.31: 2D Poincaré časová metoda – analýza perrotčního nystagmu:

$\Sigma_1 p = 0,955$ ,  $\Sigma_2 p = 0,899$ ,  $\Sigma_3 p = 0,959$ ,  $\Sigma_4 p = 0,939$ .

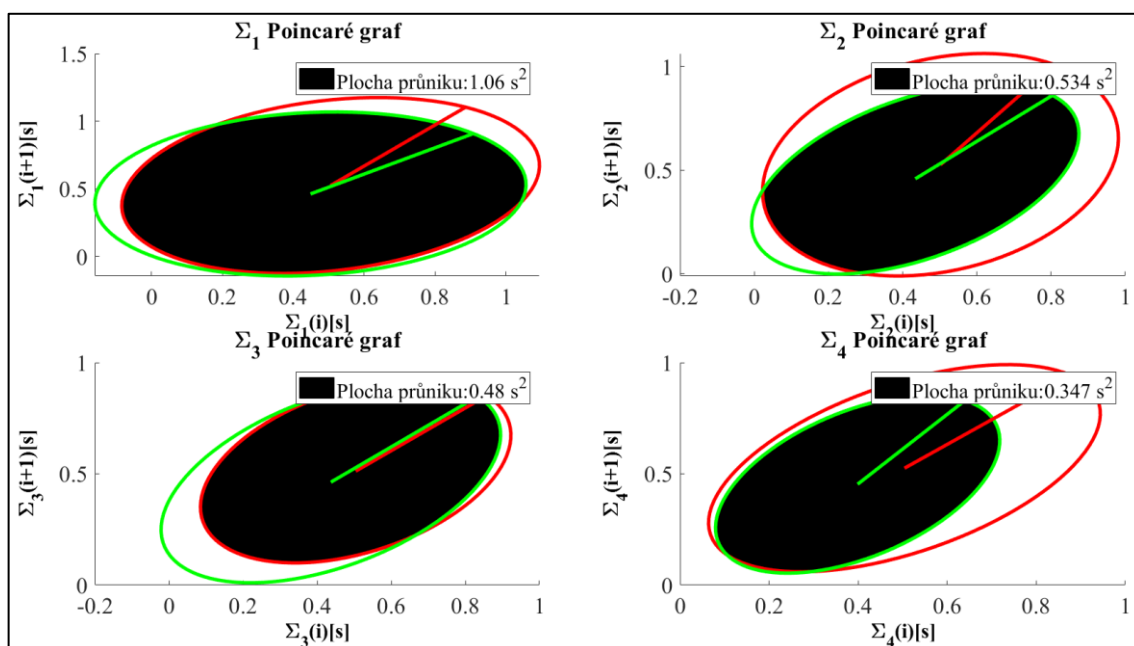


Obrázek 5.32: 2D Poincaré časová metoda – analýza postrotačního nystagmu (Subjekt 13).

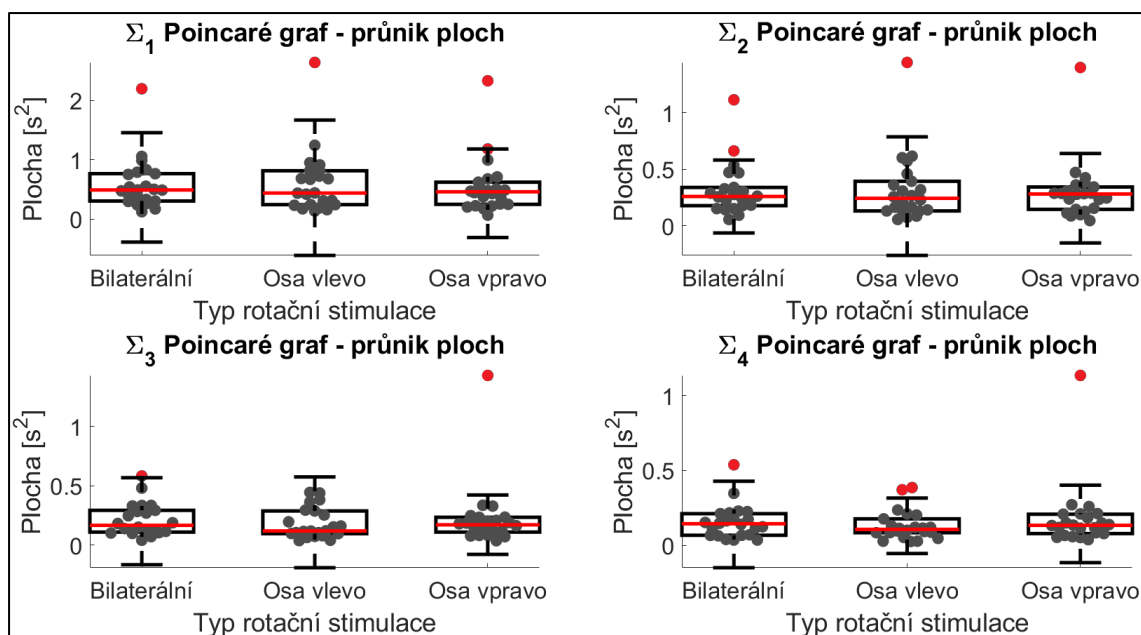


Obrázek 5.33: 2D Poincaré časová metoda – analýza postrotačního nystagmu:  $\Sigma_1 p = 0,639$ ,  $\Sigma_2 p = 0,771$ ,  $\Sigma_3 p = 0,728$ ,  $\Sigma_4 p = 0,878$ .



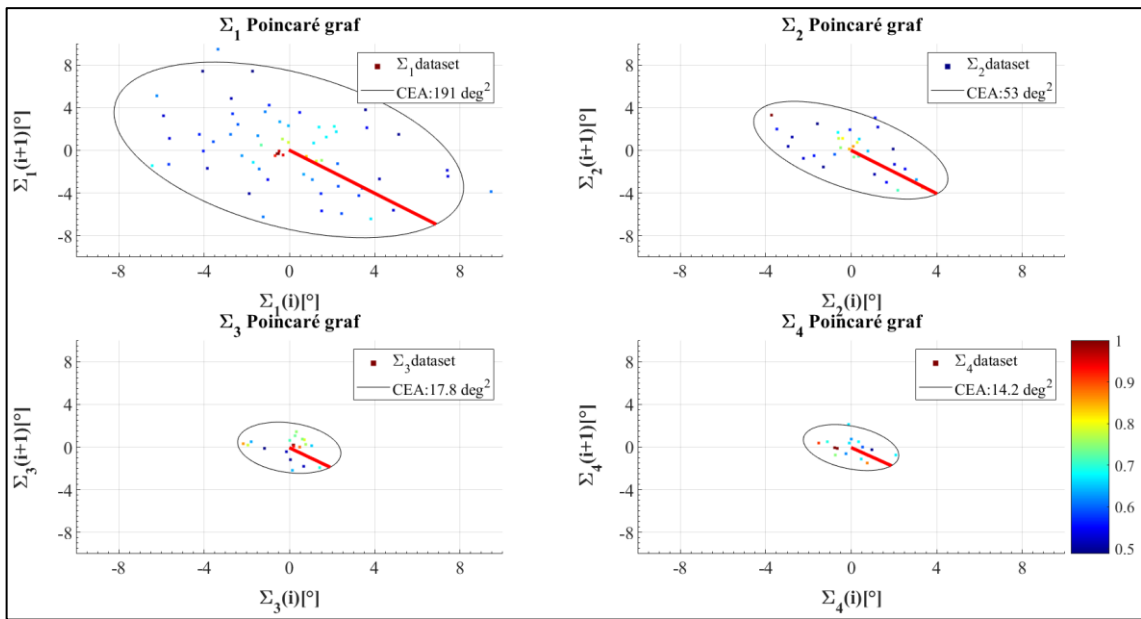


Obrázek 5.34: 2D Poincaré časová metoda – průnik elips (Subjekt 13) z Obr. 5.31, 5.32.

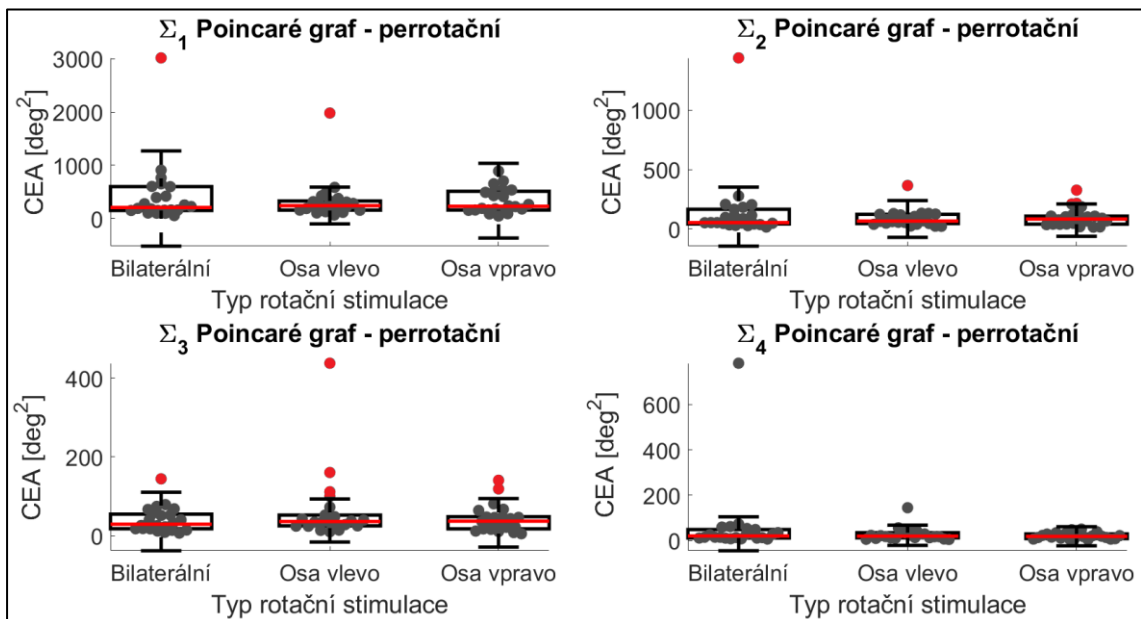


Obrázek 5.35: 2D Poincaré časová metoda – průnik ploch:  $\Sigma_1 p = 0,805$ ,  $\Sigma_2 p = 0,924$ ,  $\Sigma_3 p = 0,616$ ,  $\Sigma_4 p = 0,536$ .

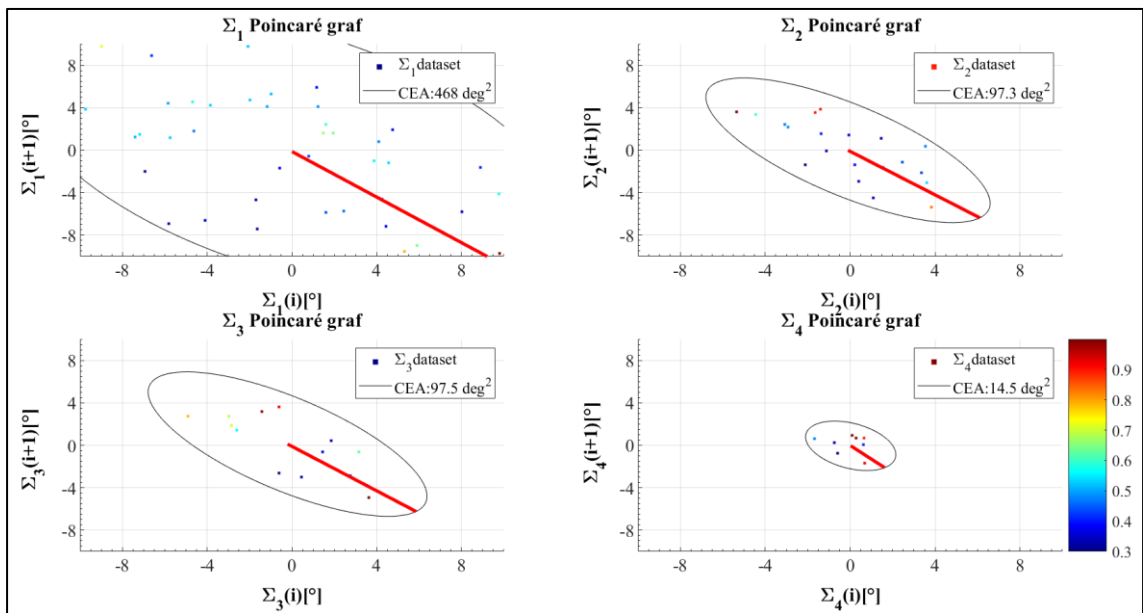
## Amplitudová elipsa



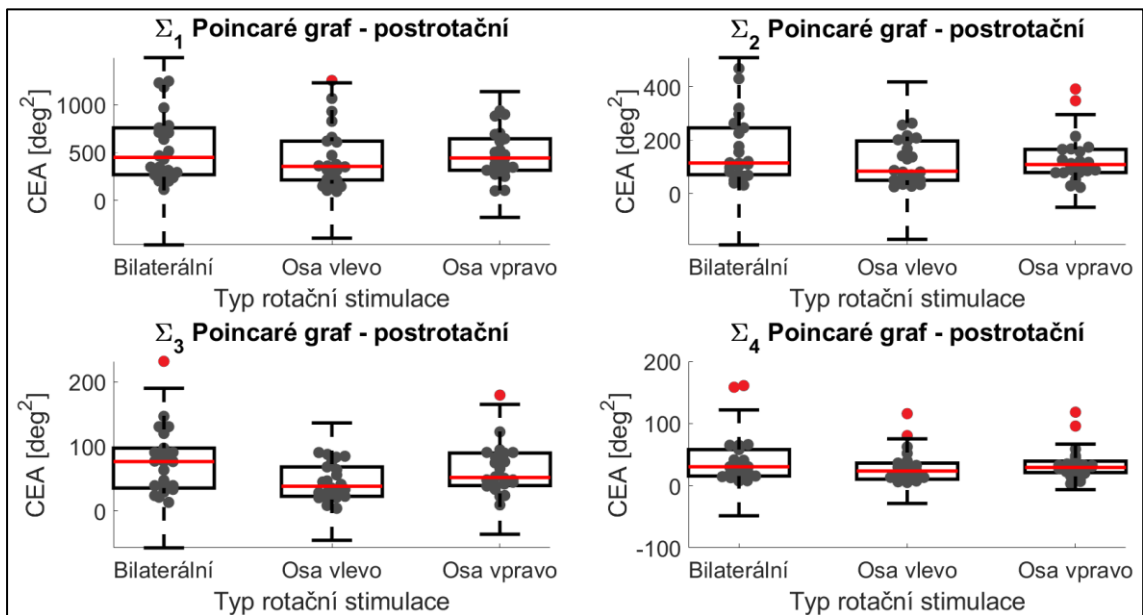
Obrázek 5.36: 2D Poincaré amplitudová metoda – analýza perrotáčního nystagmu (Subjekt 13).



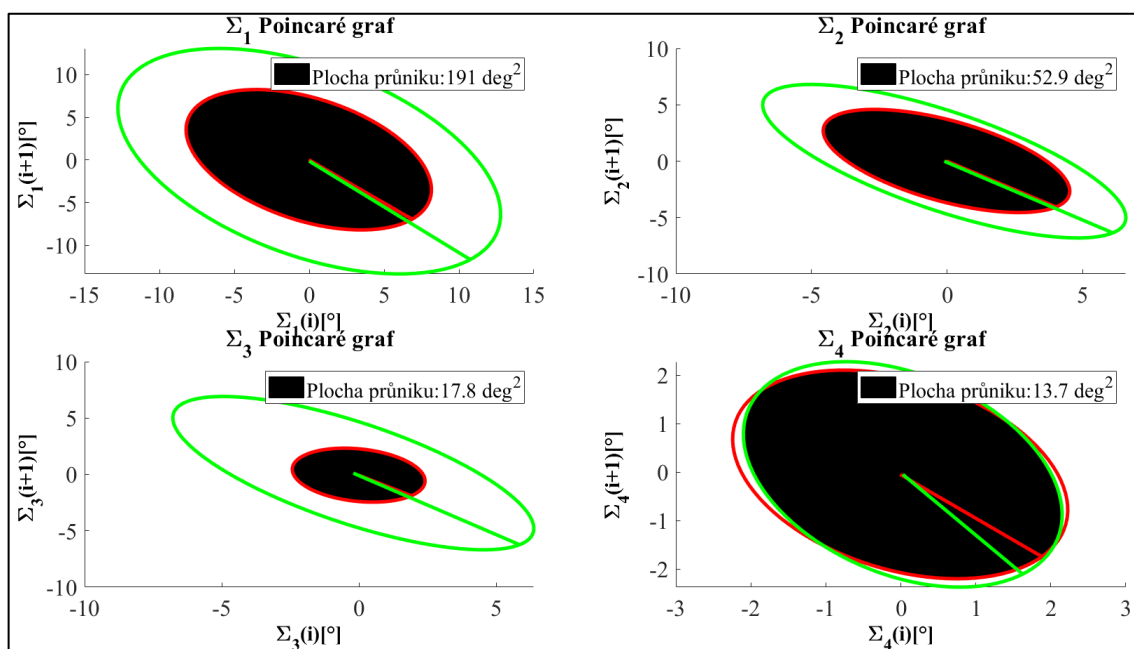
Obrázek 5.37: 2D Poincaré amplitudová metoda – analýza perrotáčního nystagmu:  $\Sigma_1 p = 0,970$ ,  $\Sigma_2 p = 0,999$ ,  $\Sigma_3 p = 0,718$ ,  $\Sigma_4 p = 0,542$ .



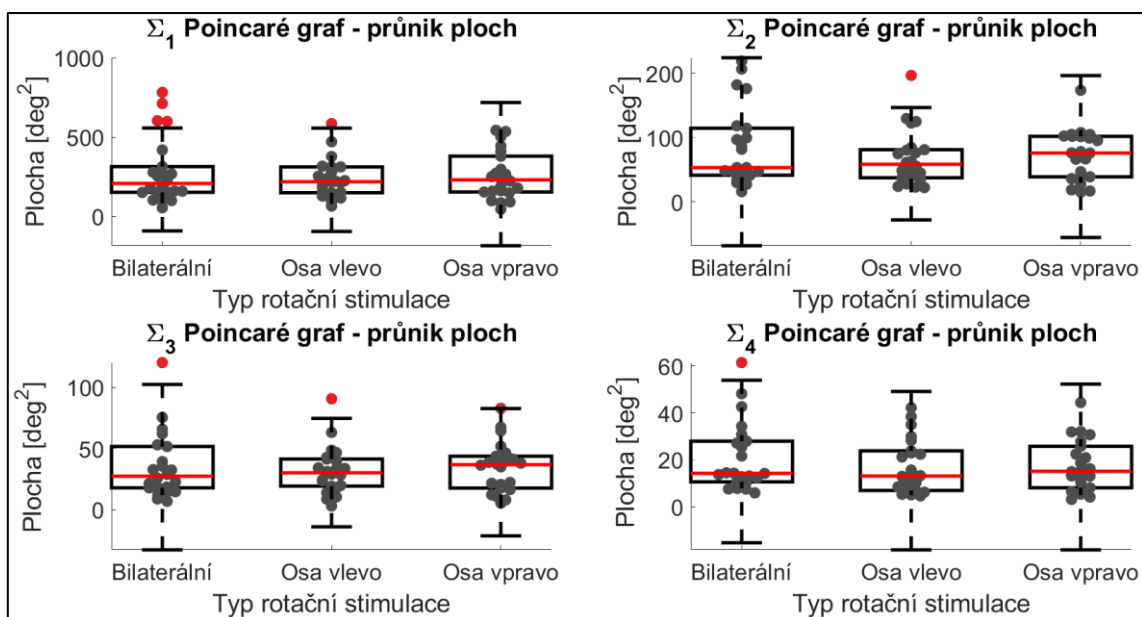
**Obrázek 5.38: 2D Poincaré amplitudová metoda – analýza postrotačního nystagmu (Subjekt 13).**



**Obrázek 5.39: 2D Poincaré amplitudová metoda – analýza postrotačního nystagmu:**  
 $\Sigma_1 p = 0,482$ ,  $\Sigma_2 p = 0,441$ ,  $\Sigma_3 p = 0,046$ ,  $\Sigma_4 p = 0,413$ .



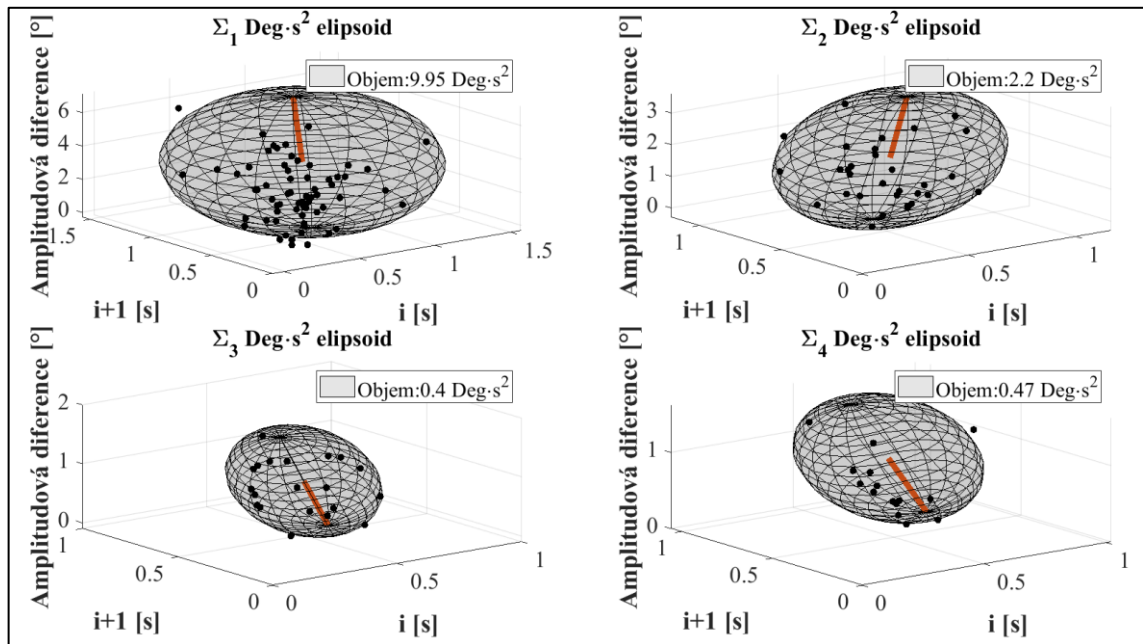
Obrázek 5.40: 2D Poincaré amplitudová metoda (Subjekt 13) – průnik elips z Obr. 5.36, 5.38.



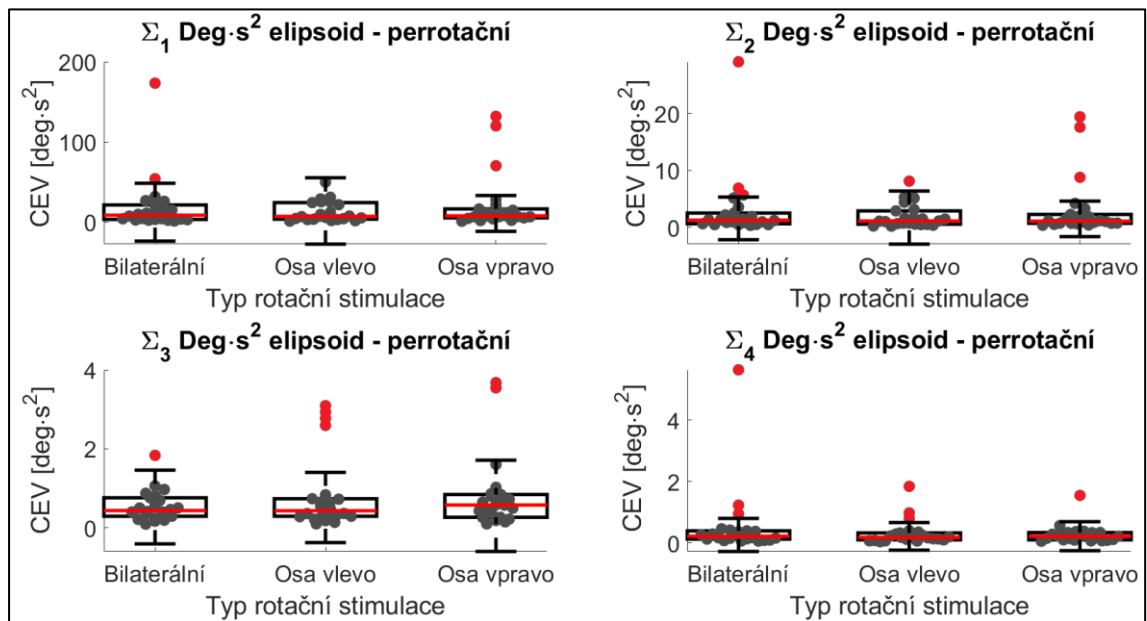
Obrázek 5.41: 2D Poincaré amplitudová metoda – průnik ploch:  $\Sigma_1 p = 0,915$ ,  $\Sigma_2 p = 0,757$ ,  $\Sigma_3 p = 0,887$ ,  $\Sigma_4 p = 0,636$ .

## Využití parametrů elipsoidů pro třídimenzionální hodnocení nystagmu

### Časový elipsoid

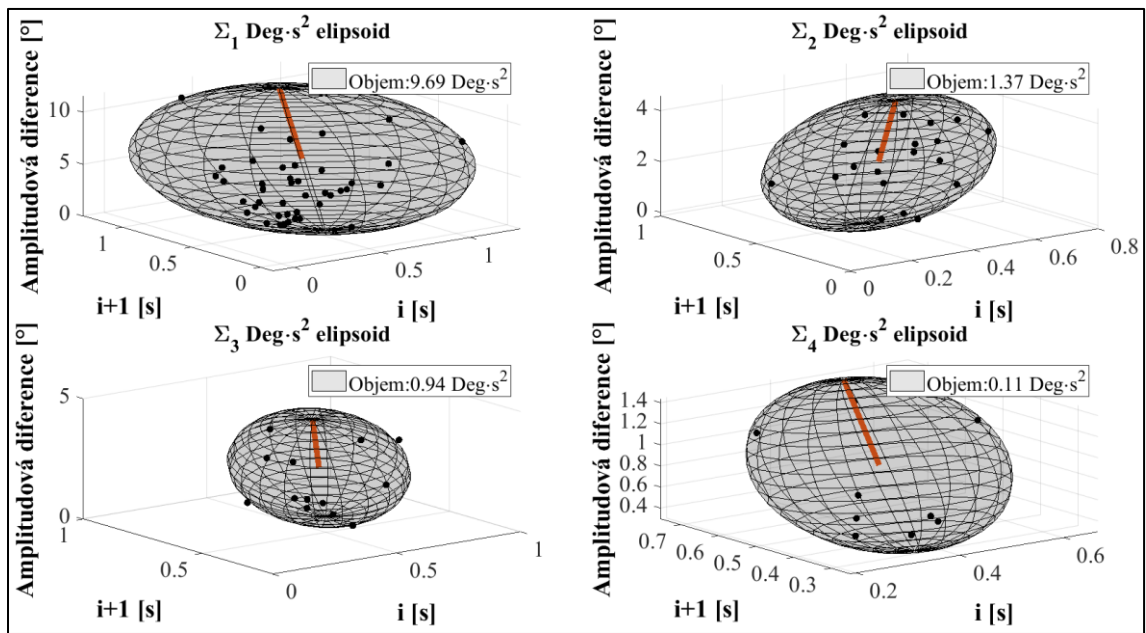


Obrázek 5.42: 3D Poincaré časová metoda – analýza perrotačního nystagmu (Subjekt 13).

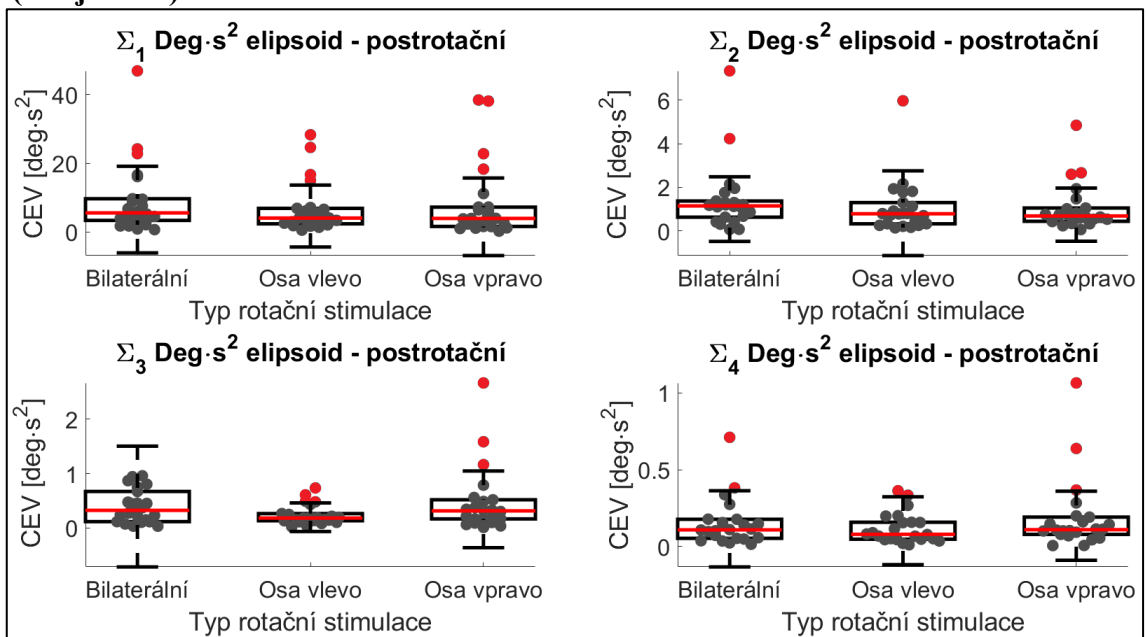


Obrázek 5.43: 3D Poincaré časová metoda – analýza perrotačního nystagmu:

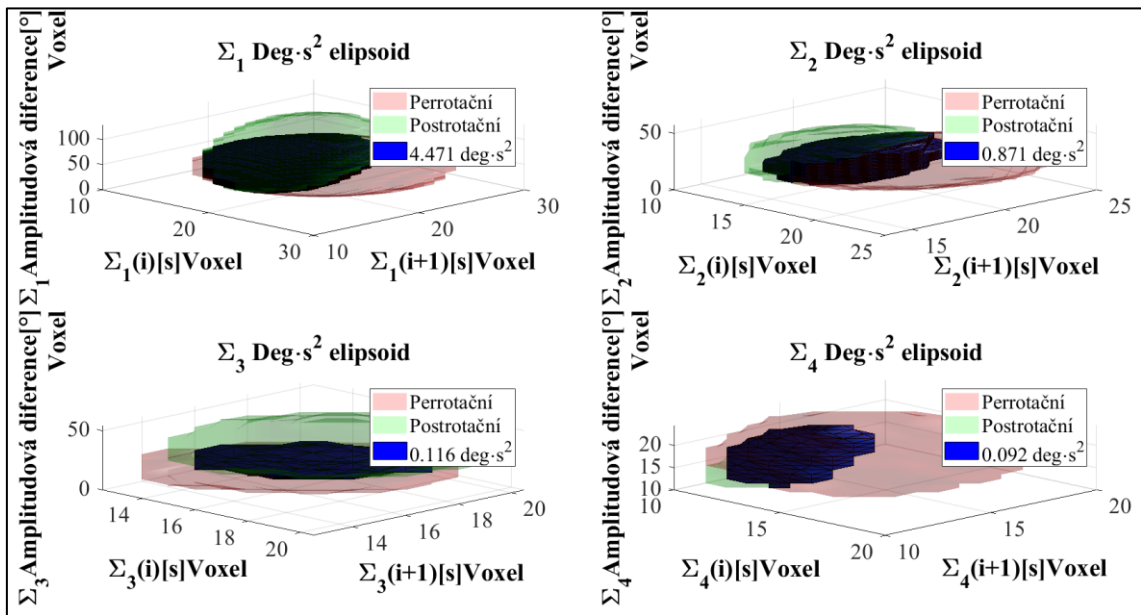
$\Sigma_1 p = 0,823$ ,  $\Sigma_2 p = 0,904$ ,  $\Sigma_3 p = 0,730$ ,  $\Sigma_4 p = 0,752$ .



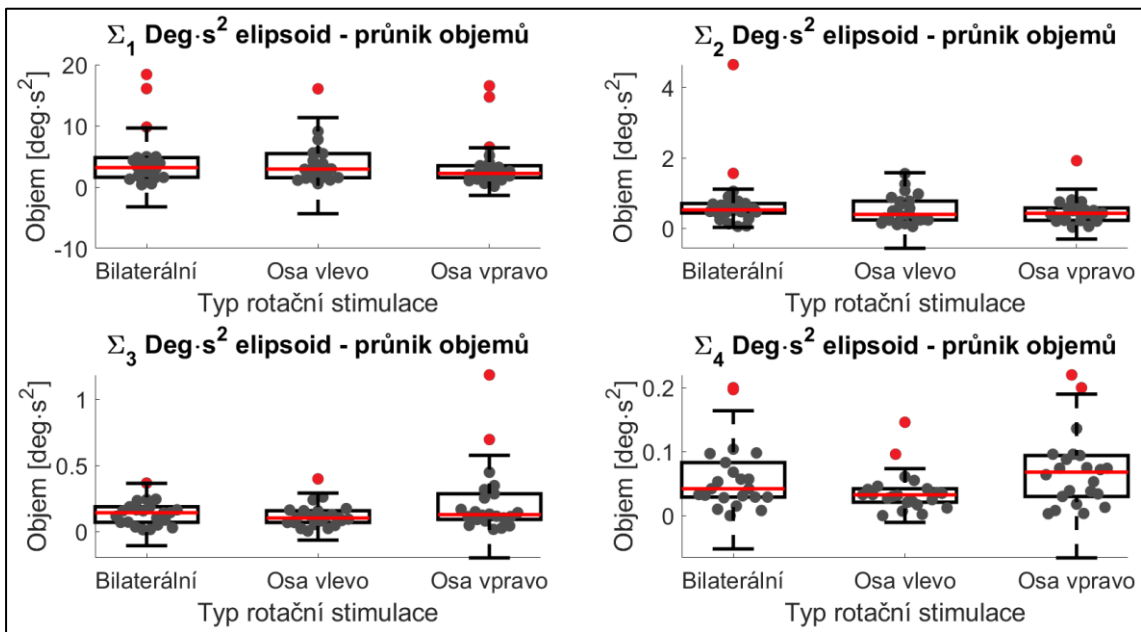
Obrázek 5.44: 3D Poincaré časová metoda – analýza postrotačního nystagmu (Subjekt 13).



Obrázek 5.45: 3D Poincaré časová metoda – analýza postrotačního nystagmu:  $\Sigma_1 p = 0,576$ ,  $\Sigma_2 p = 0,333$ ,  $\Sigma_3 p = 0,257$ ,  $\Sigma_4 p = 0,570$ .

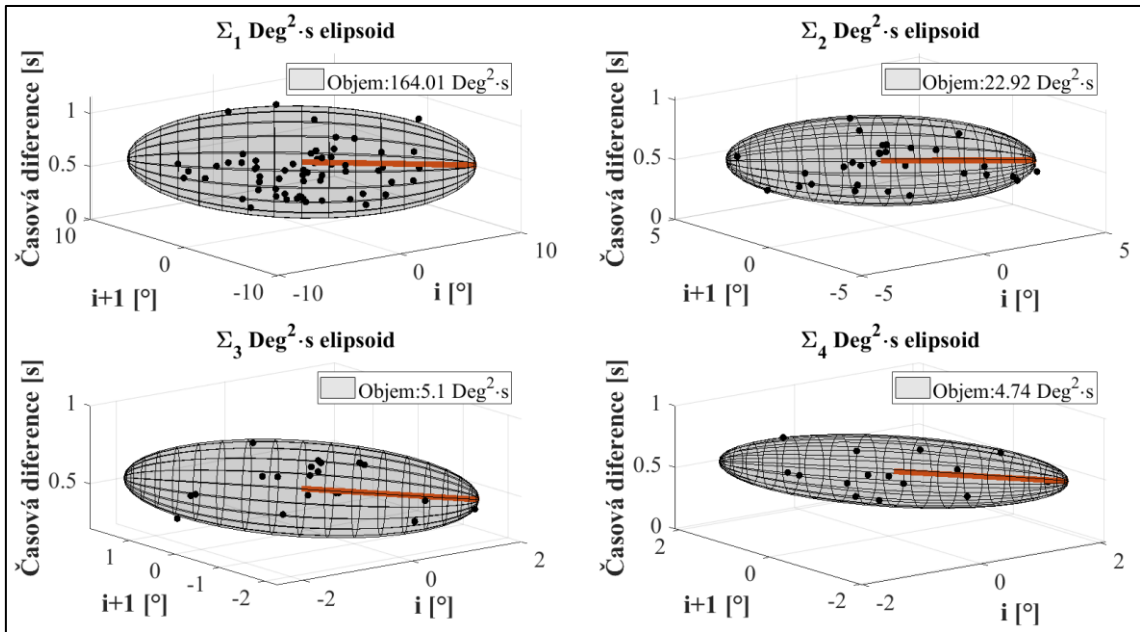


Obrázek 5.46: 3D Poincaré časová metoda – průnik elipsoidů (Subjekt 13) z Obr. 5.42, 5.45.

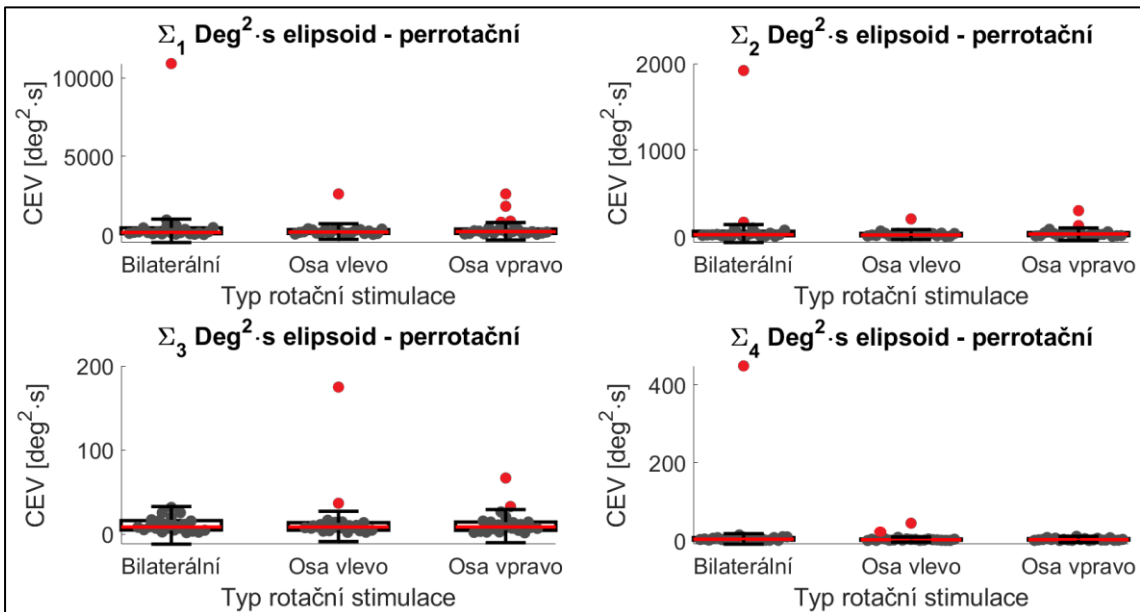


Obrázek 5.47: 3D Poincaré časová metoda – průnik objemů:  $\Sigma_1 p = 0,592$ ,  $\Sigma_2 p = 0,370$ ,  $\Sigma_3 p = 0,342$ ,  $\Sigma_4 p = 0,089$ .

## Amplitudový elipsoid

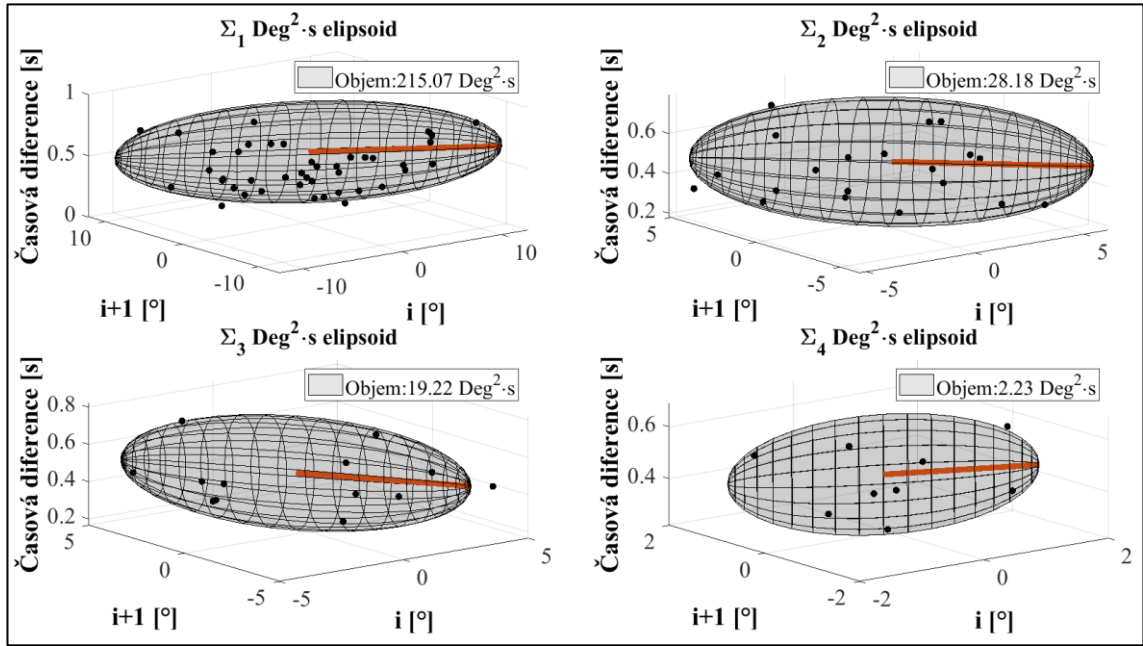


Obrázek 5.49: 3D Poincaré amplitudová metoda – analýza perrotáčního nystagmu (Subjekt 13).

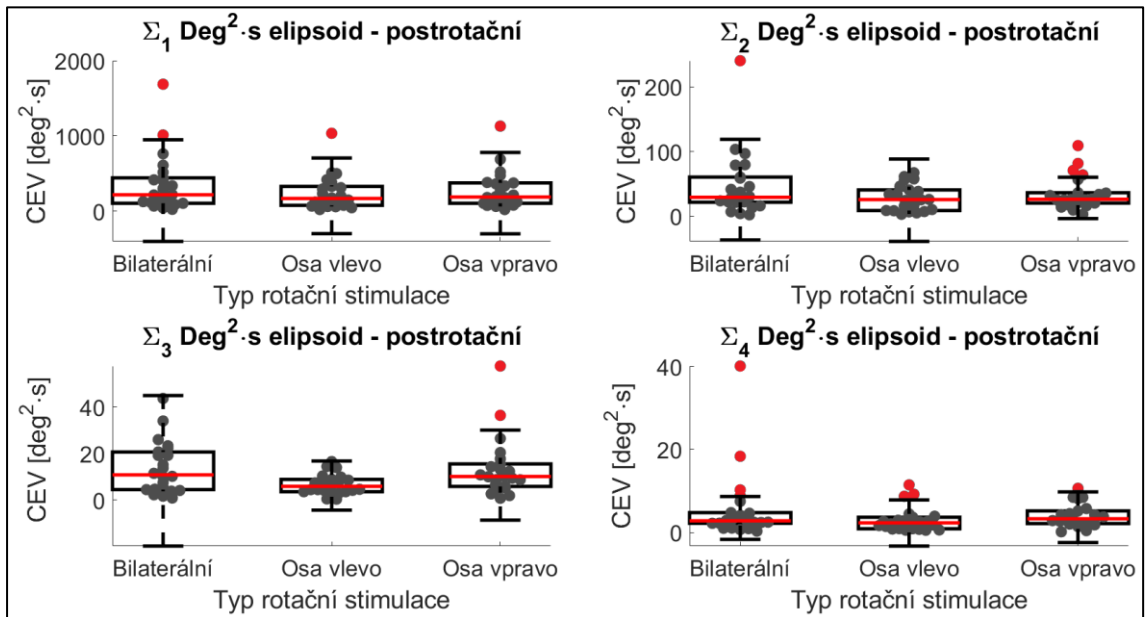


Obrázek 5.50: 3D Poincaré amplitudová metoda – analýza perrotáčního nystagmu:  $\Sigma_1 p = 0,906$ ,  $\Sigma_2 p = 0,573$ ,  $\Sigma_3 p = 0,995$ ,  $\Sigma_4 p = 0,391$ .

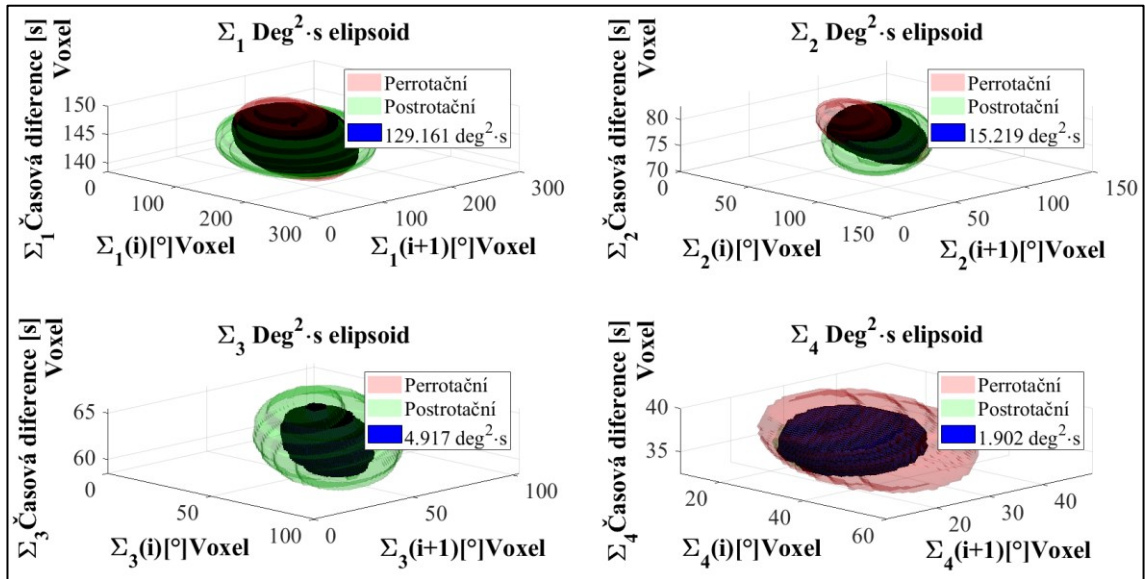




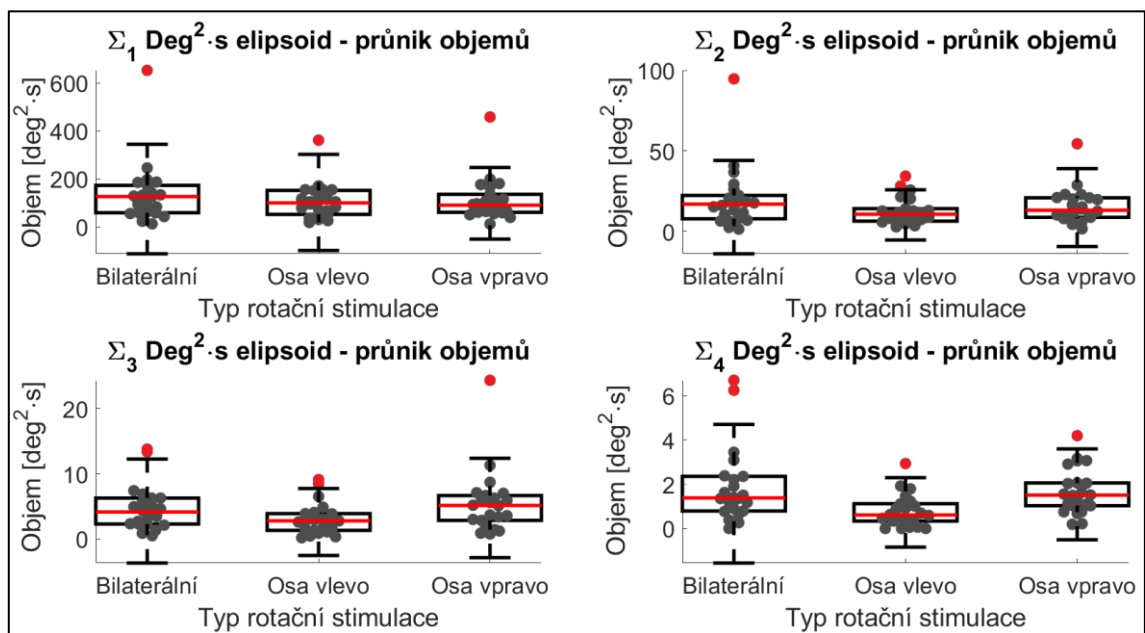
Obrázek 5.51: 3D Poincaré amplitudová metoda – analýza postrotačního nystagmu (Subjekt 13).



Obrázek 5.51: 3D Poincaré amplitudová metoda – analýza postrotačního nystagmu:  
 $\Sigma_1 p = 0,585$ ,  $\Sigma_2 p = 0,503$ ,  $\Sigma_3 p = 0,035$ ,  $\Sigma_4 p = 0,201$ .



Obrázek 5.52: 3D Poincaré amplitudová metoda – průnik elipsoidů (Subjekt 13) z Obr. 5.49, 5.51.



Obrázek 5.53: 3D Poincaré amplitudová metoda – průnik objemů:  $\Sigma_1 p = 0,623$ ,  $\Sigma_2 p = 0,287$ ,  $\Sigma_3 p = 0,05$ ,  $\Sigma_4 p = 0,002$ .

### 5.3.3 Vyhodnocení hypotéz

1. Ověřit oboustrannou hypotézu založenou na předpokladu, že horizontální perrotáční nystagmus se při unilaterálních a bilaterální stimulaci na Bárányho rotačním křesle v důsledku interakce otolitových orgánů s polokruhovými kanálky u zdravých subjektů liší:

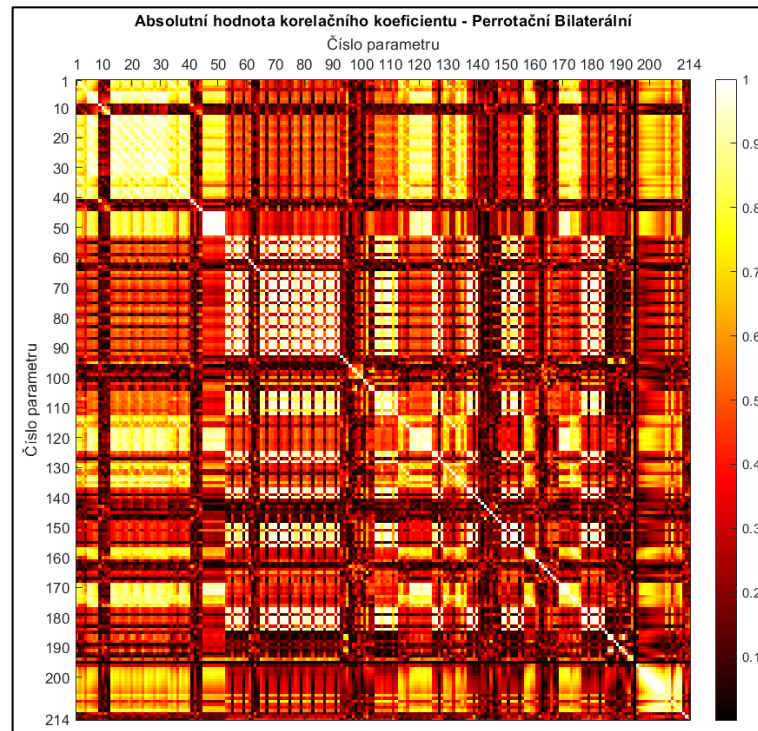
- **H<sub>0</sub>**: Střední hodnoty kvantifikačních parametrů popisující horizontální perrotáční nystagmus při bilaterální, unilaterální levostranné a unilaterální pravostranné stimulaci na Bárányho rotačním křesle pocházejí ze stejného rozdělení **nelze zamítnout na hladině významnosti  $p < 0,05$  u žádného z 214 hodnocených parametrů viz Příloha I. Zamítnuta H<sub>1</sub>**: Střední hodnoty kvantifikačních parametrů popisující horizontální perrotáční nystagmus při bilaterální, unilaterální levostranné a unilaterální pravostranné stimulaci na Bárányho rotačním křesle pocházejí z různého rozdělení

2. Ověřit oboustrannou hypotézu založenou na předpokladu, že horizontální postrotační nystagmus se při unilaterálních a bilaterální stimulaci na Bárányho rotačním křesle v důsledku interakce otolitových orgánů s polokruhovými kanálky u zdravých subjektů neliší v důsledku vymizení radiálně indukovaného lineárního zrychlení:

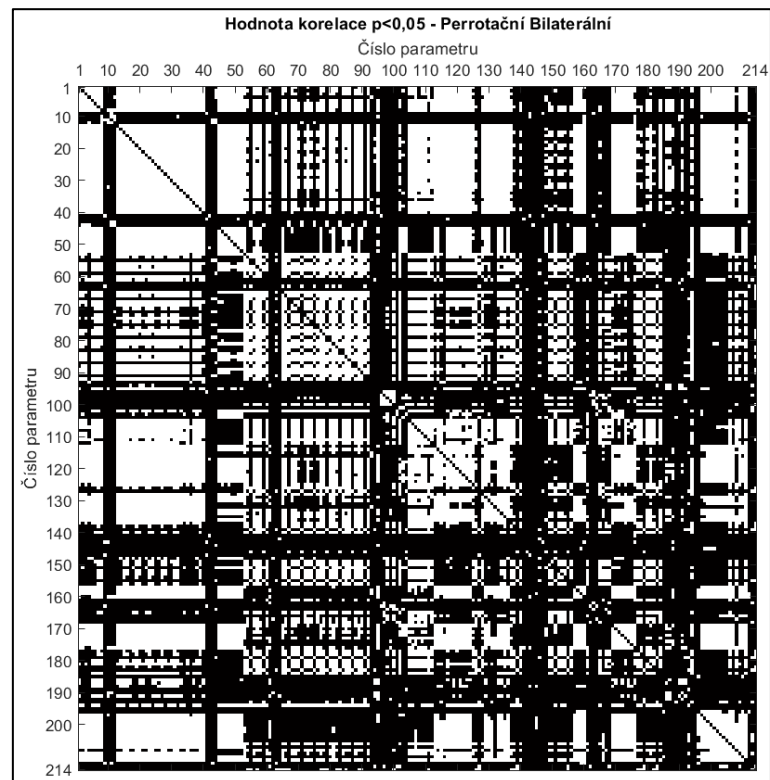
- **H<sub>0</sub>**: Střední hodnoty kvantifikačních parametrů popisující horizontální postrotační nystagmus při bilaterální, unilaterální levostranné a unilaterální pravostranné stimulaci na Bárányho rotačním křesle pocházejí ze stejného rozdělení **nelze zamítnout na hladině významnosti  $p < 0,05$  u 203 z 212 hodnocených parametrů viz Příloha I. Zamítnuta H<sub>1</sub>**: Střední hodnoty kvantifikačních parametrů popisující horizontální postrotační nystagmus při bilaterální, unilaterální levostranné a unilaterální pravostranné stimulaci na Bárányho rotačním křesle pocházejí z různého rozdělení.
  - Hypotéza **H<sub>0</sub>** byla zamítnuta na hladině významnosti  $p < 0,05$  u 9 z 212 kvantifikačních parametrů a byla přijmata alternativní hypotéza **H<sub>1</sub>** viz **Příloha I.**

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 viz Příloha J.

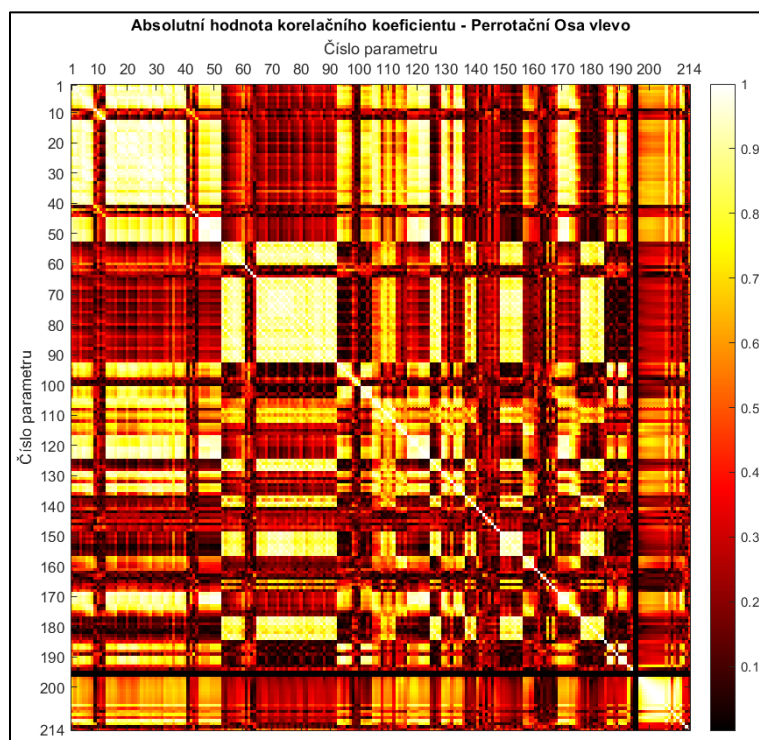
### 5.3.4 Korelace mezi parametry použitých metod



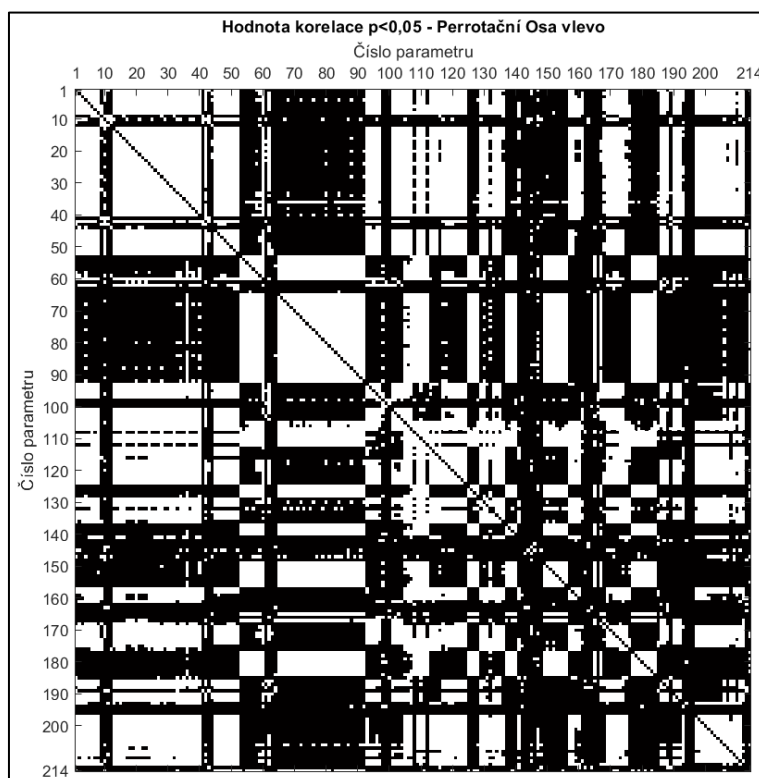
Obrázek 5.54: Absolutní hodnota korelačního koeficientu mezi jednotlivými parametry při bilaterální stimulaci – perrotační nystagmus: číslo parametru viz Příloha I.



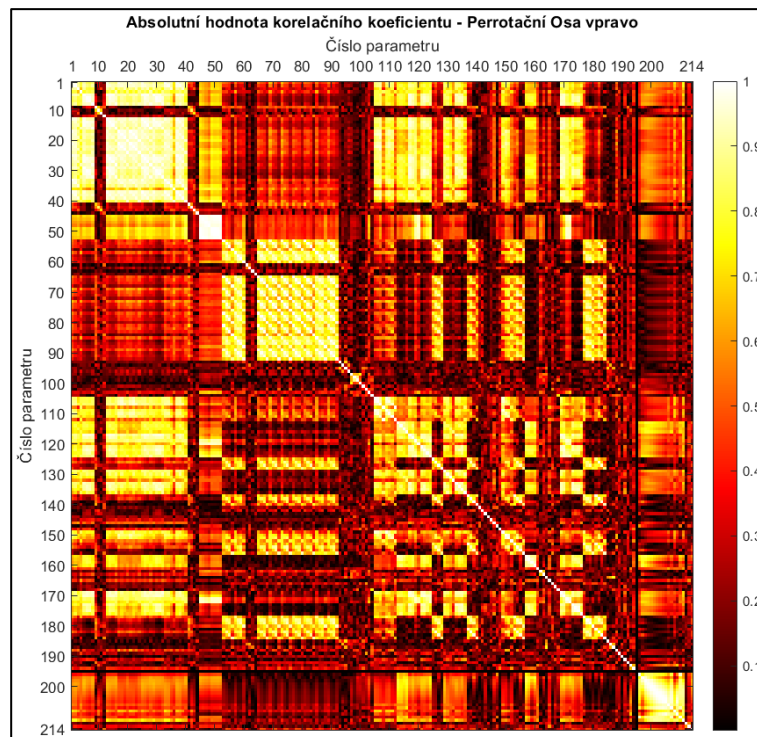
Obrázek 5.55: p-hodnota korelačního koeficientu mezi jednotlivými parametry při bilaterální stimulaci – perrotační nystagmus: číslo parametru viz Příloha I.



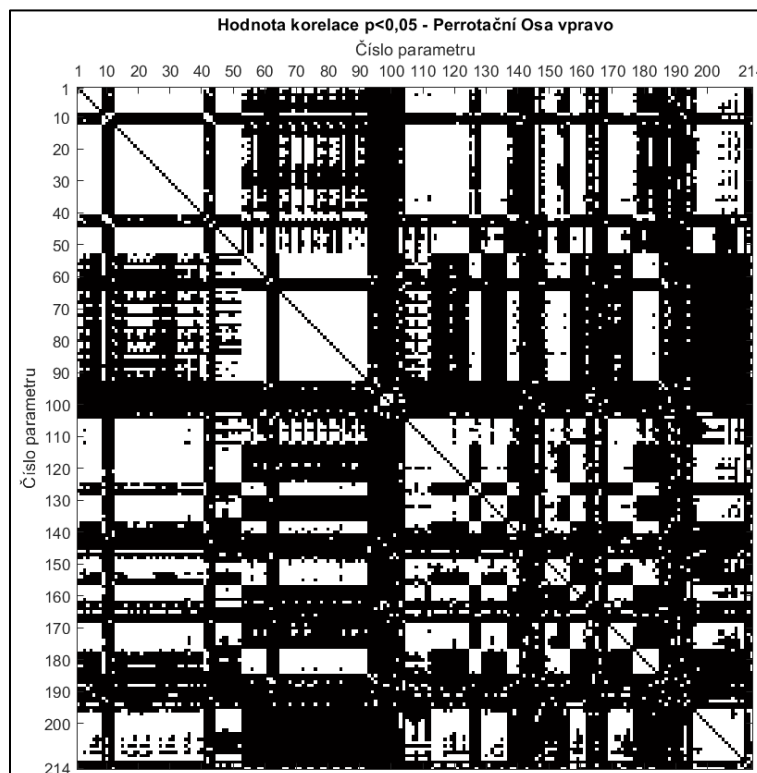
**Obrázek 5.56: Absolutní hodnota korelačního koeficientu mezi jednotlivými parametry při stimulaci s osou vlevo – perrotační nystagmus: číslo parametru viz Příloha I.**



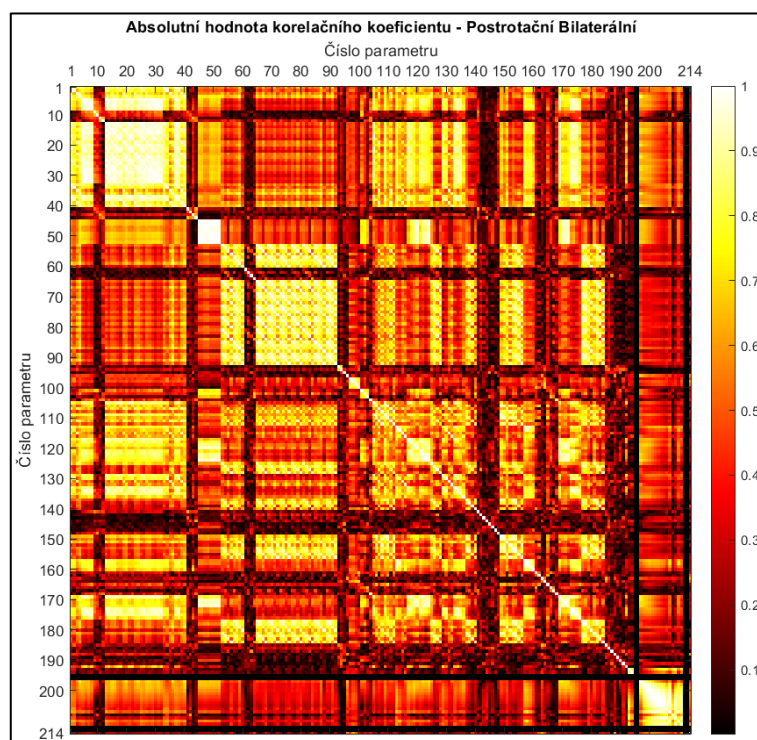
**Obrázek 5.57: p-hodnota korelačního koeficientu mezi jednotlivými parametry při stimulaci s osou vlevo – perrotační nystagmus: číslo parametru viz Příloha I.**



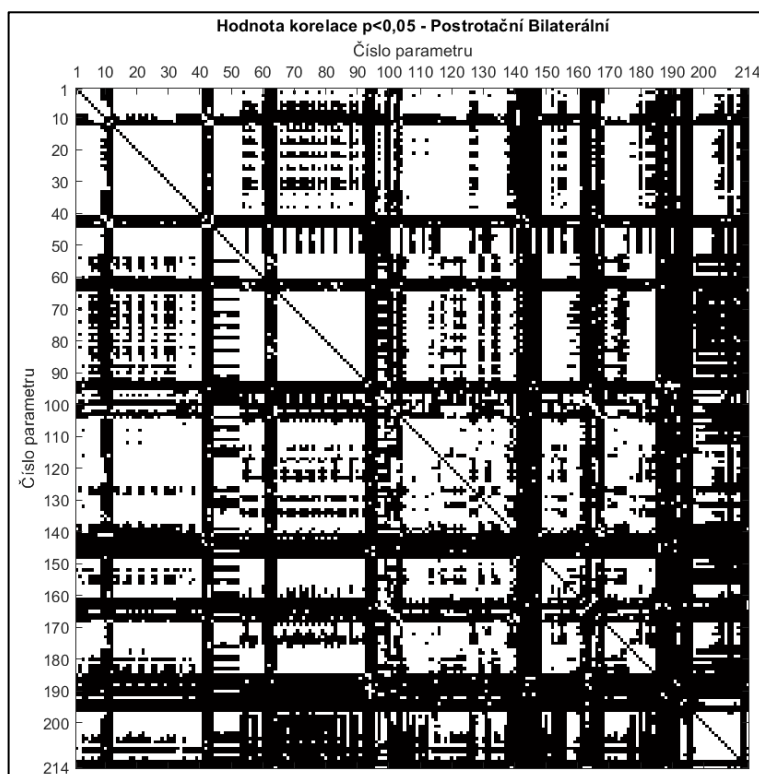
**Obrázek 5.58:** Absolutní hodnota korelačního koeficientu mezi jednotlivými parametry při stimulaci s osou vpravo – perrotační nystagmus: číslo parametru viz Příloha I.



**Obrázek 5.59:** p-hodnota korelačního koeficientu mezi jednotlivými parametry při stimulaci s osou vpravo – perrotační nystagmus: číslo parametru viz Příloha I.

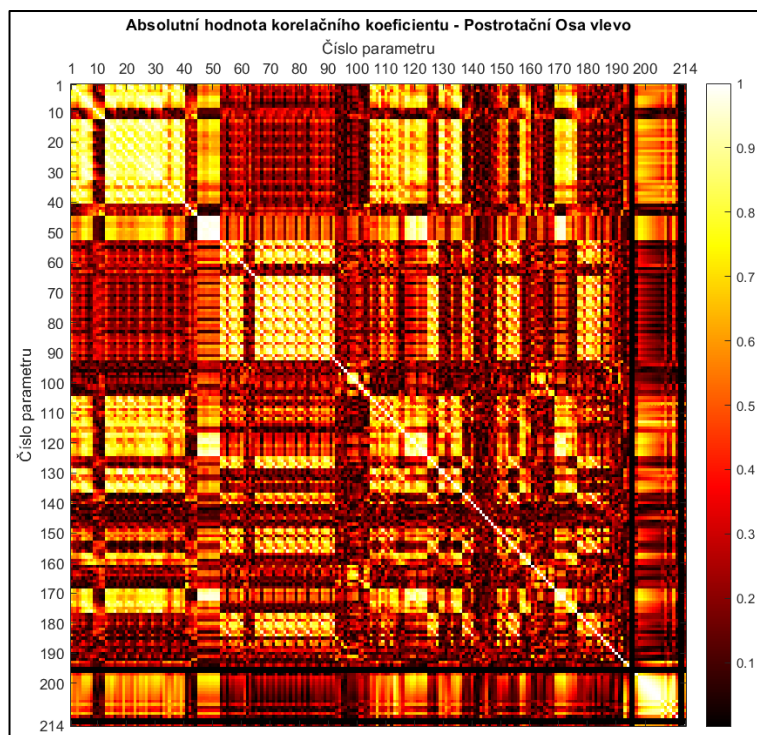


**Obrázek 5.60:** Absolutní hodnota korelačního koeficientu mezi jednotlivými parametry při bilaterální stimulaci – postrotační nystagmus: číslo parametru viz Příloha I.

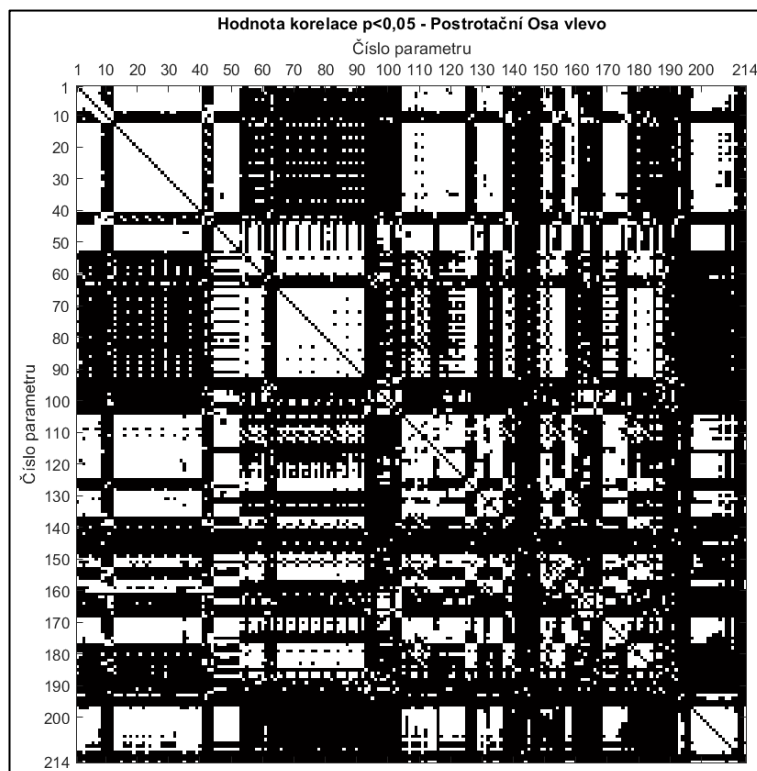


**Obrázek 5.61:** p-hodnota korelačního koeficientu mezi jednotlivými parametry při bilaterální stimulaci – postrotační nystagmus: číslo parametru viz Příloha I.



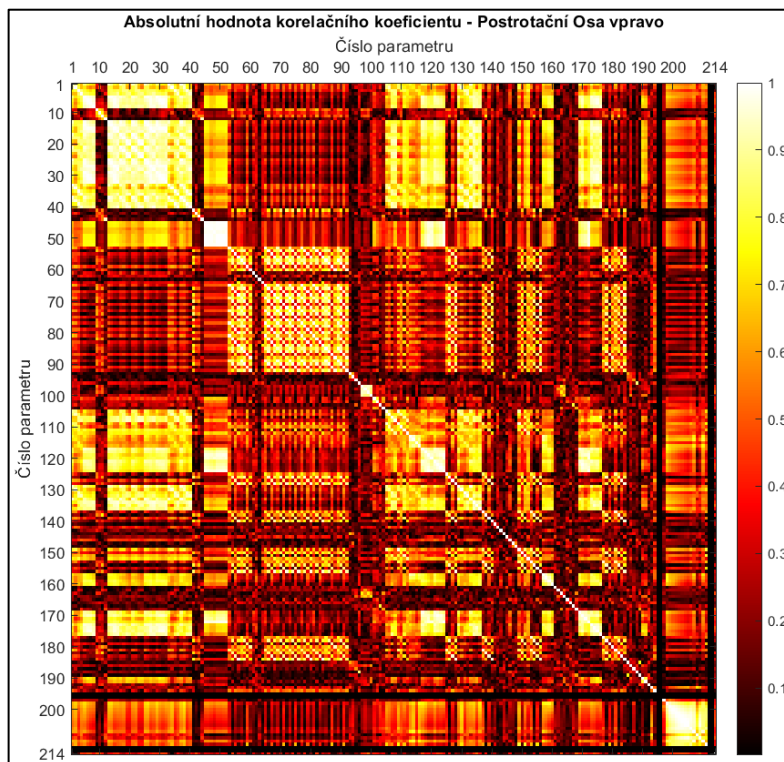


**Obrázek 5.62:** Absolutní hodnota korelačního koeficientu mezi jednotlivými parametry při stimulaci s osou vlevo – postrotační nystagmus: číslo parametru viz Příloha I.

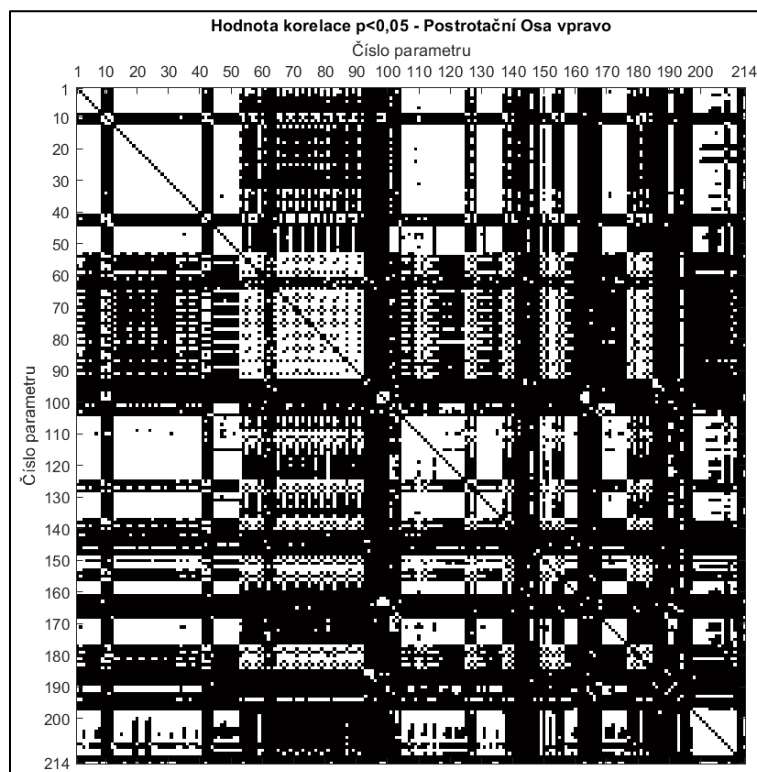


**Obrázek 5.63:** p-hodnota korelačního koeficientu mezi jednotlivými parametry při stimulaci s osou vlevo – postrotační nystagmus: číslo parametru viz Příloha I.





**Obrázek 5.64:** Absolutní hodnota korelačního koeficientu mezi jednotlivými parametry při stimulaci s osou vpravo – postrotační nystagmus: číslo parametru viz Příloha I.



**Obrázek 5.65:** p-hodnota korelačního koeficientu mezi jednotlivými parametry při stimulaci s osou vpravo – postrotační nystagmus: číslo parametru viz Příloha I.

## 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 vybrána s ohledem na rotaci kolem vertikální osy (rotace *Yaw*).

Časová závislost kinematických proměnných odhalila průměrný rozdíl mezi výslednými vektory lineárního zrychlení cca  $40 \text{ cm/s}^2$  viz Obr. 5.1. Tato hodnota je signifikantně vyšší než prahová hodnota stimulace utrikulu v anteroposteriorním:  $8,5 \text{ cm/s}^2$  [20],  $6,3 \text{ cm/s}^2$  [21],  $1,8\text{-}6,3 \text{ cm/s}^2$  [22] a laterálním:  $6,5 \text{ cm/s}^2$  [20],  $5,7 \text{ cm/s}^2$  [21],  $1,9\text{-}5,7 \text{ cm/s}^2$  [22] směru. V případě maximálního rozdílu mezi výslednými vektory lineárního zrychlení byly zjištěny hodnoty rozdílu při umístění parietálně vlevo a parietálně vpravo cca  $1\text{-}2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$  viz Obr. 5.4.

Tyto rozdíly lze vysvětlit excentricitou rotace v průběhu HIT způsobenou asymetrickým stimulem, který byl indukován vyšetřujícím neurologem. S ohledem na výše zmíněnou prahovou hodnotu stimulace utrikulu by tento jev mohl mít vliv na výsledný VOR v důsledku interakce mezi otolitovými orgány a polokruhovými kanálky, kterou popisují např. [135, 136, 137].

Vzájemná závislost kinematických proměnných zjistila průměrné hodnoty absolutního relativního rozdílu mezi délkami trajektorií lineárního zrychlení cca  $8,5 \%$  viz Tab. 5.1. Parametr délky trajektorie byl vybrán, stejně jako výsledný vektor časové závislosti kinematických proměnných, s ohledem na možný různý náklon senzorů vůči zemskému souřadnému systému a v důsledku toho různého průmětu tíhového zrychlení do jednotlivých os senzorů jednotek MTx Xsens®. Tento náklon by mohl být způsoben samotnou konstrukcí jednotek MTx Xsens®, u kterých výrobce udává možný rozdíl mezi krytem a senzorem  $< 3^\circ$ . Dalším zdrojem nejistoty by pak mohla být samotná konstrukce helmice zařízení pro měření pohybu labyrintů vestibulárního systému.

Další vhodné využití metody vzájemné závislosti kinematických proměnných je především kvalitativní hodnocení viz Obr. 4.14. To je však zatíženo možnou nejistotou náklonu mezi senzory jednotek MTx Xsens®, se kterou je v případě subjektivního hodnocení nutné počítat.

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. 5.3. Tato hodnota je signifikantně vyšší než prahová hodnota stimulace horizontálních polokruhových kanálků ( $0,37\text{-}3 \text{ }^\circ/\text{s}^2$  [13]). V případě maximálního rozdílu mezi výslednými vektory úhlového zrychlení byly

naměřeny hodnoty rozdílu při umístění parietálně vlevo a parietálně vpravo cca  $100 \text{ }^\circ/\text{s}^2$  viz Obr. 5.6.

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

Dále různé úhlové zrychlení, za předpokladu že není způsobeno chybou měření úhlové rychlosti jednotkami MTx Xsens®, může poukazovat na další nevýhody konstrukce helmice. Mezi tyto nevýhody patří upevnění na hlavu subjektu, kdy jsou aretačními šrouby stlačovány pěnové polštářky k hlavě subjektu viz Obr. 2.13. Tyto polštářky slouží k rozložení výsledného tlaku. Toto řešení bylo zvoleno na základě testování původního typu helmice viz Obr. 4.4 především pro zvýšení komfortu. V průběhu HIT může docházet k malým posunům těchto polštářků po hlavě subjektu, které jsou příčinou další nejistoty daného měření. Možným zdrojem nejistoty je také posun samotných jednotek MTx Xsens® po posuvných deskách, jelikož k jejich fixaci je použita oboustranná lepicí páska, která může být částečně pružná.

Vliv na dané výsledky může mít dále vzorkovací frekvence 50 Hz. Tato hodnota byla zvolena jako nejvyšší možná, jelikož při nastavení vyšší frekvence vzorkování docházelo k chybám záznamu na daném PC, resp. k náhlému ukončení programu MT Software Suite 4.3.

Vzájemná závislost kinematických proměnných zjistila průměrné hodnoty absolutního relativního rozdílu mezi délkami trajektorií úhlového zrychlení cca 3,8 % viz Tab. 5.1, která je oproti lineárnímu zrychlení nižší, což je i kvalitativně viditelné např. na Obr. 4.15.

I přes výše zmíněné je vliv na lineární složku oproti úhlové složce poměrově vyšší, jelikož v průběhu HIT je úhlová rychlost 50-250  $^\circ/\text{s}$  a úhlové zrychlení 750-5000  $^\circ/\text{s}^2$  [112, 113]. Průběh lineárního zrychlení, úhlové rychlosti a úhlového zrychlení jednoho segmentu HIT vyhodnocovaného v této práci jsou zobrazeny na Obr. 4.11-4.13.

V případě, že nezamítáme předpoklad o excentrické rotaci v průběhu HIT, musíme brát v potaz možnost částečného převzetí funkce polokruhových kanálků otolitovými orgány dle [132]. To by v rámci hodnocení HIT, který se označuje za izolovaný typ vyšetření polokruhových kanálků [102], 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 HIT 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 [113], a to i v případě motorizované stimulace HIT [264].

S ohledem na výše zmíněné se dá rozporovat izolovanost testování příslušného polokruhového kanálku. To by mohlo být v souladu např. se studií [115], 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 [115]. 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. 5.4.

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. Tento typ hypotéz byl zahrnut s ohledem na možné zachování částečné funkce zbytkových vláken vestibulárního nervu [117].

Skupiny II a III byly spojeny s ohledem na malý počet pacientů s tumorem dané kategorie.

Nepřítomnost rozdílu značí, že zbytková funkce nemusí být způsobena reziduálními nervovými vlákny, avšak podporuje teorii o zapojení funkce zdravého polokruhového kanálku. Spolu s polokruhovým kanálkem se do výsledného VOR může v rámci interakce otolitových orgánů s polokruhovými kanálky, kterou popisují [135, 136, 137], zapojit i vliv excentricity, resp. asymetrie HIT.

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 ideálně s lichoběžníkovým průběhem.

### 6.3 Bilaterální a unilaterální stimulace na Bárányho rotačním křesle

Pro stimulaci byla zvolena rotace křesla ve směru hodinových ručiček. Druhý směr rotace nebyl proveden s ohledem na násobné časové požadavky a dále na únavu subjektů v průběhu delšího měření. Úhlová rychlost rotačního křesla  $120\text{ }^\circ/\text{s}$  [249] byla zvolena z důvodu bezpečnosti a typu konstrukce daného typu rotačního křesla. Úhlové zrychlení  $5\text{ }^\circ/\text{s}^2$  je standardem [122]. Zpomalení úhlovým zrychlením  $200\text{ }^\circ/\text{s}^2$  do klidové polohy bylo zvoleno s ohledem na alespoň částečnou podobnost se stimulem v průběhu HIT, ačkoli ten je stále cca 5-25x vyšší. Lichoběžníkový průběh s plató fázi byl zvolen z důvodu vymizení perrotčního nystagmu v průběhu unilaterální a bilaterální stimulace. Při unilaterální stimulaci dochází k asymetrickému působení radiálně indukovaného lineárního zrychlení na otolitové orgány podobně jako v případě excentrické stimulaci při HIT. Naopak v průběhu celé bilaterální stimulaci a v průběhu postrotačního nystagmu u unilaterálních stimulací je působení radiálně indukovaného lineárního zrychlení na levý a pravý labyrint vestibulárního systému stejné.

Úsek pro vyhodnocení byl zvolen 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. Tyto pohyby se vyznačují především velkou amplitudou, která by byla příčinou nesprávného hodnocení amplitudové variability. Dále by byla ovlivněna i časová složka, jelikož mezi jednotlivými pohyby pupily byla zpravidla delší časová prodleva než v případě perrotčního a postrotačního nystagmu. Konec úseku byl zvolen s ohledem na postupné vymizení postrotačního nystagmu, u kterého je významná především inter-individuální variabilita. Díky výběru tohoto okna byl v případě všech metod stejně dlouhý vektor horizontálního pohybu oka. To je výhodné i s ohledem na využití metod nelineární analýzy, které jsou citlivé na délku vstupního vektoru.

Oproti jiným studiím i s nižší úhlovou rychlostí rotace křesla ( $60\text{ }^\circ/\text{s}$ ) [132] bylo schopno měření dokončit 37 subjektů z 38 zařazených do studie. Subjekty popisovaly měření jako mírně až středně nepříjemné. Pilotní výstupy měření pacientů po neurektomii vestibulárního nervu v rámci resekce vestibulárního schwannomu však naznačují vysoké procento předčasného ukončení měření v důsledku závratí. Jediným aktivně vyřazeným z hodnocení byl subjekt 5 z důvodu odlišné věkové kategorie oproti ostatním měřeným subjektům. K dalšímu vyřazení subjektů z následného statistického hodnocení bylo přistoupeno nejčastěji z důvodu signifikantního zakrytí pupily očním výčkem, nadměrnému mrkání, chyby záznamu a zbytkového šumu po zpracování algoritmem FREDa, který neumožnil detekci nystagmu. Parciálními příspěvky těchto typů vyřazení byly namalované řasy, linky, kontaktní čočky apod., avšak nejednalo se o pravidlo. Z těchto důvodů bylo statisticky vyhodnoceno výsledných 22 subjektů.

V průběhu měření bylo některým subjektům potřeba připomínat nutnost otevření očí, jelikož i částečné zakrytí pupily horním víčkem a řasami ovlivňuje u algoritmu FREDA přesnost detekce středu pupily [161]. Částečné zakrytí pupily se objevovalo především při urychlování rotačního křesla a po jeho náhlém zastavení. V průběhu plató fáze tento jev nebyl tak častý.

Výsledky mohou být ovlivněny zejména inter- a intra-individuální variabilitou mrknání, které ovlivňuje časovou i amplitudovou složku [265]. Artefakt mrknání byl filtrován za využití Kalmanovy filtrace a kubické spline interpolace. Ukázky na Obr. 4.26 a 4.27 naznačují především ovlivnění časové složky náběžné, případně sestupné hrany nystagmu. V některých případech však mohlo dojít i k filtraci nystagmu s vysokou amplitudou, kterému předcházely nystagmické záškuby o nižší amplitudě. Dalším zdrojem chyb může být zejména nízká snímkovací frekvence, která může ovlivňovat také amplitudovou i časovou složku. Posledním významným zdrojem chyb může být, kromě špatného vyhodnocení středu pupily algoritmem FREDA, zejména špatná detekce a hodnocení parametrů průběhu nystagmu u signálu s reziduálním šumem.

Na Obr. 4.29 je zobrazen typický lineární průběh perrotací SPV při lineárně rostoucí úhlové rychlosti rotačního křesla. Zejména v prvních 10 s však toto nebylo u všech subjektů pravidlem z důvodu výše uvedeného vysvětlení a např. i viz Obr. 4.28 u tohoto subjektu. Přechod 1 s byl zvolen z důvodu ukončení úhlového urychlování křesla, po kterém nastává exponenciální vymizení SPV nystagmu z důvodu ukončení stimulace polokruhových kanálků, které měří úhlové zrychlení. Je potřeba však upozornit na možné mikrostimulace, které byly popisovány některými subjekty, způsobené ne zcela hladkým chodem pohonu rotačního křesla. Zmíněný lineární a exponenciální průběh jsou pochopitelně viditelné i ve výsledném výřezu signálu viz Obr. 5.12. U FPV nystagmu není s ohledem na jeho podstatu vzniku rozlišitelná lineární a exponenciální část viz Obr. 4.30.

SPV postrotačního nystagmu viz Obr. 4.32 a jeho výřez viz Obr. 5.15 byl, stejně jako v průběhu exponenciálního průběhu SPV perrotací nystagmu, proložen exponenciální funkcí. Úsek 20 s byl zvolen ze stejného důvodu jako v případě lineární složky perrotací nystagmu. U postrotačního nystagmu se po určitém čase, zejména inter-individuálního charakteru, začínají objevovat pohyby očí nenystagmického charakteru.

Pro potřeby nelineárních metod byla zvolena dimenze stavového prostoru  $m = 7$  a zpoždění  $\tau = 1$ . Detrendovaná fluktuální analýza, Hurstův exponent, vzorková entropie, největší Lyapunův exponent a parametry rekurentní kvantifikační analýzy byly vypočteny pro perrotací a postrotační nystagmus u všech subjektů. Hodnotu největšího Lyapunovova exponentu nebylo možné stanovit zejména u postrotačního nystagmu viz Obr. 5.29. Oproti tomu bylo možné určit největší Lyapunův exponent u většiny subjektů při hodnocení průběhu perrotací nystagmu. Jedním z důvodů může být rozlišná délka vstupního vektoru. V případě perrotací nystagmu je vstupní signál dlouhý 34 s resp.

850 vzorků. V případě postrotačního nystagmu je pak vstupní signál dlouhý 20 s resp. 500 vzorků. To je v souladu s rov. (2.8) zejména při vysoké hodnotě zvolené dimenze  $m$ . Výsledky je proto nutné interpretovat s ohledem na tento fakt.

Navržená 2D nelineární metoda vycházející z Multiscale Poincaré grafu [256] byla zvolena pro svoji snadnou interpretovatelnost oproti jiným nelineárním metodám analýzy. Samotná škálovatelnost viz rov. (4.20) je výhodná z důvodu částečné filtrace odlehlých hodnot. Mezi zvolené kvantifikační parametry byly zařazeny standardní SD1, SD2, SD1/SD2 a další parametry vycházející z parametrů 95% konfidenční elipsy. Nevýhodou standardních parametrů SD1, SD2, SD1/SD2, využívaných při analýze Poincaré grafu, je jejich nezávislost na konfidenční elipse viz rov. (4.21, 4.22, 4.23) narozdíl od délky hlavní poloosy MAAL viz rov. (4.27) a vedlejší poloosy MIAL viz rov. (4.28). Pro potřeby grafického vyhodnocení byly zvoleny parametry obsahu časové, viz Obr. 4.37, 4.38, 5.30, 5.32 a amplitudové, viz Obr. 4.40, 4.41, 5.36, 5.38, konfidenční elipsy s ohledem na předpoklad, že data s vyšší variabilitou příslušného parametru mají vyšší rozptyl, který je následně kvantifikován vyšším obsahem konfidenční elipsy. V rámci vyhodnocení byl zároveň hodnocen průnik ploch perrotační a postrotační konfidenční elipsy.

Pro potřeby hodnocení časově-amplitudové variability bylo zvoleno rozšíření o třetí dimenzi. V případě 3D nelineární metody vycházející z Multiscale Poincaré grafu [256] bylo zvoleno rozšíření oběma typy. Poincarého graf s časovou základnou byl rozšířen o amplitudovou složku, resp. diferenci dle rov. (4.38-4.40), viz Obr. 4.44, 4.45, 5.42, 5.44. Poincarého graf s amplitudovou základnou byl rozšířen o časovou složku, resp. diferenci dle rov. (4.41-4.43), viz Obr. 4.47, 4.48, 5.49, 5.51. Výsledný prostor byl hodnocen pomocí elipsoidu s tolerancí 5 %. Nevýhodou navržených metod třídídimenzionálního hodnocení nystagmu využívající elipsoidy, je zejména různý vliv amplitudové a časové složky. Amplitudová složka v tomto případě má cca 10x vyšší vliv.

V rámci vyhodnocení byl zároveň hodnocen průnik objemů perrotačního a postrotačního elipsoidu. V tomto případě byla aplikována navržená metoda voxelizace. V případě porovnání této metody s analytickým výpočtem objemu elipsoidu dle rov. (4.36) se odchylka pohybovala běžně kolem -2,5 % s rozmezím v rozsahu cca -7 až +2 %. Tato odchylka je zřejmě závislá na objemu a tvaru elipsoidu. Dá se však předpokládat podobná chybovost při určení objemu analyticky nespočítatelného průniku elipsoidů.

Výsledky statistického vyhodnocení nepodpořily hypotézu založenou na předpokladu, že horizontální perrotační 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 perrotační nystagmus při bilaterální, unilaterální levostranné a unilaterální pravostranné stimulaci na Bárányho rotačním

křesle pocházejí ze stejného rozdělení. Ačkoli 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 cm/s<sup>2</sup>) signifikantně vyšší, než prahová hodnota stimulace utrikulu v laterálním směru: 6,5 cm/s<sup>2</sup> [20], 5,7 cm/s<sup>2</sup> [21], 1,9-5,7 cm/s<sup>2</sup> [22], je zřejmě nedostatečná pro efektivní interakci otolitových orgánů s polokruhovými kanálky, kterou popisují [132, 135, 136, 137].

Např. studie hodnotící OCR, využívající úhlovou rychlost 400 °/s a vychýlení osy rotace křesla o 4 cm laterálně, vedla k působícímu lineárnímu (radiálnímu) zrychlení 3,9 m/s<sup>2</sup> [266]. Využití úhlové rychlosti 300 °/s spolu s vychýlením osy rotace křesla o 3,5 cm indukovalo lineární (radiální) zrychlení 1,96 m/s<sup>2</sup> [38, 121].

V případě rotace s úhlovou rychlostí 120 °/s dále může docházet k inter-individuální stimulaci labyrintů vestibulárního systému v důsledku různé IUD jednotlivých subjektů. V tomto případě je rozdíl výsledného lineárního (radiálního) zrychlení 0,044 m·s<sup>-2</sup>/cm posunu. Posun osy rotace o 3,5 cm laterálně byl zvolen s ohledem na významné zastoupení žen v hodnoceném souboru, které mají nižší hodnotu IUD oproti mužům [11].

Ačkoli výsledky nenaznačují vliv unilaterální stimulace na horizontální nystagmus, subjekty popisovaly subjektivní rozdíl daných stimulacích, resp. schopnost rozpoznat excentricitu rotace. Tento pocit je zřejmě proprioceptivního původu [267].

Výsledky statistického vyhodnocení podpořily hypotézu založenou na předpokladu, že horizontální postrotační nystagmus se při unilaterálních a bilaterální stimulaci na Bárányho rotačním křesle v důsledku interakce otolitových orgánů s polokruhovými kanálky u zdravých subjektů s ohledem na vymizení radiálně indukovaného lineárního zrychlení neliší, jelikož pouze u 9 z 212 kvantifikačních parametrů byla přijmata alternativní hypotéza H<sub>1</sub>: Střední hodnoty kvantifikačních parametrů, popisující horizontální postrotační nystagmus při bilaterální, unilaterální levostranné a unilaterální pravostranné stimulaci na Bárányho rotačním křesle, pocházejí z různého rozdělení.

Zmíněných 9 kvantifikačních parametrů, které byly vyhodnoceny jako signifikantně rozdílné, je zřejmě způsobeno samotným počtem vyhodnocovaných parametrů, přičemž jsou často závislé na škálovacím parametru  $s$  viz rov. (4.20). S ohledem na tento fakt nebylo přistoupeno k vyhodnocení za využití Bonfferoniho korekce  $p$ -hodnoty, a to i s ohledem na závislost, resp. korelaci mezi jednotlivými kvantifikačními parametry, viz Obr. 5.54-5.65.

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. (4.20). 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.

## 7 Závěr

Tato práce se zabývala metodami vyšetření vestibulárního systému za využití očních pohybů v důsledku VOR.

V rámci tohoto výzkumu bylo navrženo zařízení pro měření pohybu labyrintů vestibulárního systému sestávající z helmice s gyro-akcelerometrickými senzory. Tato helmice prokázala rozdílné hodnoty výsledných vektorů lineárního zrychlení mezi gyro-akcelerometrickými senzory umístěnými parietálně vlevo a parietálně vpravo v průběhu HIT. Navržená helmice dále poukázala na některá omezení tohoto přístupu. Pro potřeby budoucího vývoje by bylo vhodné navržené zařízení porovnat s umístěním gyro-akcelerometru ve vnějším zvukovodu dle [181]. I přesto se jedná o první typ externího umístění gyro-akcelerometrických senzorů respektující anatomickou polohu labyrintů vestibulárního systému, které odhaluje omezení stávajících systémů vHIT, vyhodnocujících pouze úhlovou rychlost pohybu brýlí resp. pohybu hlavy.

Tento omezující parametr vHIT systémů může mít vliv na výsledné hodnocení zisku (Gain) VOR zejména u pacientů s unilaterální ztrátou vestibulární funkce např. v důsledku neurektomie vestibulárního nervu při resekci vestibulárního schwannomu a to i přesto, že se tato metoda označuje za unilaterální resp. izolované testování jednotlivých polokruhových kanálků.

Pro ověření z tohoto klinického předpokladu byla využita data vHIT pacientů po neurektomii vestibulárního nervu v důsledku resekce vestibulárního schwannomu spolu s daty pacientky s bilaterální ztrátou vestibulární funkce z důvodu vestibulotoxicity gentamicinu. U pacientů po neurektomii vestibulárního nervu byl zjištěn zbytkový zisk (Gain) VOR nezávislý na kategorii tumoru. Pacientka s bilaterální ztrátou vykazovala nižší zisk (Gain) VOR oproti hodnocené skupině.

Reziduální zisk (Gain) VOR je zřejmě způsoben odpovědí z nestimulovaného labyrintu, přičemž roli ve výsledném VOR může díky interakci mezi otolitovými orgány a polokruhovými kanálky mít i excentricita resp. asymetrie indukovaného HIT. Pro potřeby dalšího studia v této oblasti by bylo vhodné vyhodnocení vyššího počtu pacientů s bilaterální ztrátou vestibulární funkce. Pacienti s touto bilaterální ztrátou jsou však vzácní. Možností by bylo hodnocení vlivu látek ovlivňující izolovaně polokruhové kanálky, jako je např. baclofen, u zdravých subjektů. Zde je však nutné zmínit etické aspekty dané problematiky. V neposlední řadě by bylo výhodné synchronizovat navržené zařízení pro měření pohybu labyrintů vestibulárního systému s vHIT brýlemi a vyhodnotit vliv excentricity HIT na výsledný VOR.

Pro ověření možné interakce otolitových orgánů s polokruhovými kanálky, která by mohla být jedním z původců resp. příspěvků VOR při stimulaci postiženého labyrintu, byl na zdravých subjektech hodnocen vliv excentrické rotace na variabilitu horizontálního nystagmu za využití metod nelineární analýzy spolu s nově navrženou metodou

nelineární analýzy vycházející z Multiscale Poincaré grafu. Tato metoda využívá kvantifikačních parametrů elips a elipsoidů, přičemž vykazuje silnou korelaci s metodami nelineární analýzy především u parametrů časových elips.

Jelikož bilaterální a unilaterální stimulace na rotačním křesle nepotvrdila vliv utrikulu na variabilitu horizontálního nystagmu, bylo by v budoucím studiu této problematiky vhodné využití rotačního křesla s vyšší úhlovou rychlostí. Dalším možným přístupem by byl posun osy rotace laterálně tak, aby oba labyrinty vestibulárního systému byly mimo osu rotace. V tomto případě by laterální posun byl např. 7 cm směrem k otolitově inhibovanému resp. nestimulovanému labyrintu pro výslednou úhlovou rychlost rotačního křesla 120 °/s. Tento návrh však zvyšuje nároky na ukotvení rotačního křesla s ohledem na působící síly. V budoucnu by bylo dále vhodné např. individuální nastavení laterálního vychýlení osy rotace v závislosti na IUD stanovitelné na základě měření IMD za využití kaliperu. V tomto případě by však byla rozdílná stimulace polokruhových kanálků při urychlování a zastavování rotačního křesla. Samotná fáze plató by nebyla ovlivněna s ohledem na nulové úhlové zrychlení.

V rámci navržené nelineární metody je pak vhodné navrhnout možnost normalizace nebo váhování amplitudové a časové složky u třídimenzionálního hodnocení nystagmu a dále sledovat korelaci s ostatními metodami nelineární analýzy.

Přínosem této práce pro oblast biomedicínského inženýrství a klinické praxe je zejména vytvoření nového zařízení pro hodnocení pohybu vestibulárního systému ve formě helmice s gyro-akcelerometrickými senzory. Toto zařízení by v budoucnu mohlo být využito k úpravě stávajících systémů pro měření VOR v rámci HIT a dále při návrhu systémů pro náhradu vestibulární funkce, u kterých se dá předpokládat důležitá znalost lineárního zrychlení a úhlové rychlosti labyrintů vestibulárního systému při běžných pohybových aktivitách.

Dalším přínosem této práce je návrh a využití nové metody nelineární analýzy pohybu oka při rotačních testech na Bárányho křesle. Tato metoda, vycházející z Multiscale Poincaré grafu a využívající kvantifikačních parametrů elips a elipsoidů, prokázala korelaci s ostatními metodami nelineární analýzy. Výhodou této metody je možnost hodnocení časové, amplitudové a časově-amplitudové variability nystagmu spolu se zachováním snadné interpretovatelnosti.

## Seznam použité literatury

- [1] - Kizilova, N. (2008). Control and stability of the complex inverted pendulum models in application to postural sway analysis of the vertical human stance. In PAMM: Proceedings in Applied Mathematics and Mechanics (Vol. 8, No. 1, pp. 10183-10184). Berlin: WILEY-VCH Verlag.
- [2] - 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.
- [3] - Hausdorff, J. M., Rios, D. A., & Edelberg, H. K. (2001). Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 82(8), 1050-1056.
- [4] - 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.
- [5] - Ito, M. (1972). Neural design of the cerebellar motor control system. *Brain research*, 40(1), 81-84.
- [6] - 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.
- [7] - Goldberg, J. M., & Fernandez, C. (1984). The vestibular system. *Handbook of physiology—the nervous system III*. American Physiological Society, Bethesda, Md, 916-977.
- [8] - 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.
- [9] - 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.
- [10] - Carlstrom, D. (1963). A crystallographic study of vertebrate otoliths. *The Biological Bulletin*, 125(3), 441-463.
- [11] - Nowé, V., Wuyts, F. L., Hoppenbrouwers, M., Van de Heyning, P. H., De Schepper, A. M., & Parizel, P. M. (2003). The interutricular distance determined from external landmarks. *Journal of Vestibular Research*, 13(1), 17-23.

- [12] - Šourek, J., Váchová, A., Wanglerová, Z., Volf, P., & Hejda, J. (2017). Hybrid Motion Capture System for Measuring Kinematics of Vestibular Apparatus. Poster 2017. Prague
- [13] - 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.
- [14] - Haas, E., & Eidebenz, H. (1967). Untersuchungen zur tageszeitlich bedingten Variabilität der Drehreizschwelle. *Zeitschrift Laryngologie, Rhinologie und Otologie*, 46, 96-100.
- [15] - Kornhuber, H. H. (1969). Physiology and clinical symptoms of the vestibular system. *Archiv für klinische und experimentelle Ohren-Nasen-und Kehlkopfheilkunde*, 194(1), 111-148.
- [16] - Aschan, G., Bergstedt, M., & Stahle, J. (1956). Nystagmography; recording of nystagmus in clinical neuro-otological examinations. *Acta otolaryngologica. Supplementum*, 129, 1.
- [17] - 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 für Laryngologie, Rhinologie, Otologie und ihre Grenzgebiete*, 46(2), 89-95.
- [18] - Grabherr, L., Nicoucar, K., Mast, F. W., & Merfeld, D. M. (2008). Vestibular thresholds for yaw rotation about an earth-vertical axis as a function of frequency. *Experimental brain research*, 186(4), 677-681.
- [19] - Raphan, T., Matsuo, V., & Cohen, B. (1979). Velocity storage in the vestibulo-ocular reflex arc (VOR). *Experimental Brain Research*, 35(2), 229-248.
- [20] - 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.
- [21] - 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*.
- [22] - Gundry, A. J. (1978). Thresholds of perception for periodic linear motion. *Aviation, space, and environmental medicine*.
- [23] - Housley, G. D., Norris, C. H., & Guth, P. S. (1988). Histamine and related substances influence neurotransmission in the semicircular canal. *Hearing research*, 35(1), 87-97.

- [24] - Kim, Y. H., Lee, H. L., Kim, K. S., Choi, H., Choi, J. S., & Shin, S. H. (2011). Clinical evaluation and early diagnosis of streptomycin ototoxicity. *The Journal of International Advanced Otolaryngology*, 7(1), 91.
- [25] - Weerts, A. P., Vanspauwen, R., Franssen, E., Jorens, P. G., Van de Heyning, P. H., & Wuyts, F. L. (2013). Baclofen affects the semicircular canals but not the otoliths in humans. *Acta otolaryngologica*, 133(8), 846-852.
- [26] - 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.
- [27] - Hicks, R. G., & Torda, T. A. (1979). The vestibulo-ocular (caloric) reflex in the diagnosis of cerebral death. *Anaesthesia and intensive care*, 7(2), 169-173.
- [28] - Meneses, E. A., Sampaio, A. L., Tauil, P. L., Dias, M. A., & Oliveira, C. A. (2010). Vestibulo-ocular reflex as predictor of cerebral death in comatose patients. *The international tinnitus journal*, 16(1), 8-13.
- [29] - Otero-Millan, J., Zee, D. S., Schubert, M. C., Roberts, D. C., & Ward, B. K. (2017). Three-dimensional eye movement recordings during magnetic vestibular stimulation. *Journal of neurology*, 264(1), 7-12.
- [30] - Fetter, M. (2007). Vestibulo-ocular reflex. In *Neuro-Ophthalmology* (Vol. 40, pp. 35-51). Karger Publishers.
- [31] - 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.
- [32] - 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.
- [33] - 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).
- [34] - Anderson, S. R., Porrill, J., & Dean, P. (2020). World statistics drive learning of cerebellar internal models in adaptive feedback control: a case study using the optokinetic reflex. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 14.
- [35] - Miles, F. A. (1993). The sensing of rotational and translational optic flow by the primate optokinetic system. *Reviews of oculomotor research*, 5, 393-403.
- [36] - Wong, A. (2008). *Eye movement disorders*. Oxford University Press.
- [37] - Moore, S., Cohen, B., Clément, G., Curthoys, I., Dai, M., Koizuka, I., ... & Dai, M. (2003). Ocular counter-rolling during centrifugation and static tilt. *The Neurolab Spacelab Mission: Neuroscience research in Space*. NASA SP-2003-535, 11-17.

- [38] - Clarke, A. H., & Engelhorn, A. (1998). Unilateral testing of utricular function. *Experimental brain research*, 121(4), 457-464.
- [39] - Ivins, J. P., Porrill, J., & Frisby, J. P. (1998). Deformable model of the human iris for measuring ocular torsion from video images. *IEE Proceedings-Vision, Image and Signal Processing*, 145(3), 213-220.
- [40] - Kramme, R., Hoffmann, K. P., & Pozos, R. S. (Eds.). (2011). *Springer handbook of medical technology*. Springer Science & Business Media.
- [41] - Seidl, Z., & Obenberger, J. (2004). *Neurologie pro studium i praxi*. Grada Publishing as.
- [42] - Tubbs, R. S., Rizk, E., Shoja, M. M., Loukas, M., Barbaro, N., & Spinner, R. J. (Eds.). (2015). *Nerves and Nerve Injuries: Vol 1: History, Embryology, Anatomy, Imaging, and Diagnostics*. Academic Press.
- [43] - Unsöld, R., & Ostertag, C. B. (2002). Nystagmus in suprasellar tumors: recent advances in diagnosis and therapy. *Strabismus*, 10(2), 173-177.
- [44] - Tilikete, C., Jasse, L., Pelisson, D., Vukusic, S., Durand-Dubief, F., Urquizar, C., & Vighetto, A. (2011). Acquired pendular nystagmus in multiple sclerosis and oculopalatal tremor. *Neurology*, 76(19), 1650-1657.
- [45] - Menon, V. B., Kurian, J., Undela, K., Ramesh, M., & Gowdappa, H. B. (2015). Phenytoin toxicity: A case report. *Journal of Young Pharmacists*, 7(3), 272.
- [46] - Dieterich, M., Straube, A., Brandt, T., Paulus, W., & Büttner, U. (1991). The effects of baclofen and cholinergic drugs on upbeat and downbeat nystagmus. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 54(7), 627-632.
- [47] - Fregly, A. R., Bergstedt, M., & Graybiel, A. (1967). Relationships between blood alcohol, positional alcohol nystagmus and postural equilibrium. *Quarterly Journal of Studies on Alcohol*, 28(1), 11-21.
- [48] - Schon, F., Hart, P. E., Hodgson, T. L., Pambakian, A. L. M., Ruprah, M., Williamson, E. M., & Kennard, C. (1999). Suppression of pendular nystagmus by smoking cannabis in a patient with multiple sclerosis. *Neurology*, 53(9), 2209-2209.
- [49] - Sarvananthan, N., Surendran, M., Roberts, E. O., Jain, S., Thomas, S., Shah, N., ... & Woodruff, G. (2009). The prevalence of nystagmus: the Leicestershire nystagmus survey. *Investigative ophthalmology & visual science*, 50(11), 5201-5206.
- [50] - Pavlidis, G. T. (1985). Eye movement differences between dyslexics, normal, and retarded readers while sequentially fixating digits. *American Journal of Optometry and Physiological Optics*, 62(12), 820-832.

- [51] - Weber, K. P., Aw, S. T., Todd, M. J., McGarvie, L. A., Curthoys, I. S., & Halmagyi, G. M. (2008). Head impulse test in unilateral vestibular loss: vestibulo-ocular reflex and catch-up saccades. *Neurology*, 70(6), 454-463.
- [52] - Bisdorff, A., Von Brevern, M., Lempert, T., & Newman-Toker, D. E. (2009). Classification of vestibular symptoms: towards an international classification of vestibular disorders. *Journal of Vestibular Research*, 19(1, 2), 1-13.
- [53] - Committee on Hearing and Equilibrium. (1995). Committee on Hearing and Equilibrium guidelines for the diagnosis and evaluation of therapy in Meniere's disease. *Otolaryngology–Head and Neck Surgery*, 113(3), 181-185.
- [54] - Newman-Toker, D. E., Cannon, L. M., Stofferahn, M. E., Rothman, R. E., Hsieh, Y. H., & Zee, D. S. (2007). Imprecision in patient reports of dizziness symptom quality: a cross-sectional study conducted in an acute care setting. In *Mayo Clinic Proceedings* (Vol. 82, No. 11, pp. 1329-1340). Elsevier.
- [55] - Stanton, V. A., Hsieh, Y. H., Camargo Jr, C. A., Edlow, J. A., Lovett, P., Goldstein, J. N., ... & Newman-Toker, D. E. (2007). Overreliance on symptom quality in diagnosing dizziness: results of a multicenter survey of emergency physicians. In *Mayo Clinic Proceedings* (Vol. 82, No. 11, pp. 1319-1328). Elsevier.
- [56] - Brandt, T., Dieterich, M., & Strupp, M. (2005). *Vertigo and dizziness*. Springer-Verlag London Limited.
- [57] - Fielder, H., Denholm, S. W., Lyons, R. A., & Fielder, C. P. (1996). Measurement of health status in patients with vertigo. *Clinical Otolaryngology & Allied Sciences*, 21(2), 124-126.
- [58] - Lee, H. J., & Smi, C. K. (2009). Quality of Life and the Related Factors in Patients with Dizziness. *Journal of Korean Academy of Nursing*, 39(5).
- [59] - Jacobson, G. P., & Newman, C. W. (1990). The development of the dizziness handicap inventory. *Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery*, 116(4), 424-427.
- [60] - Neuhauser, H. K., Radtke, A., Von Brevern, M., Lezius, F., Feldmann, M., & Lempert, T. (2008). Burden of dizziness and vertigo in the community. *Archives of internal medicine*, 168(19), 2118-2124.
- [61] - Neuhauser, H. K., Von Brevern, M., Radtke, A., Lezius, F., Feldmann, M., Ziese, T., & Lempert, T. (2005). Epidemiology of vestibular vertigo: a neurotologic survey of the general population. *Neurology*, 65(6), 898-904.
- [62] - Stevens, J. A., Noonan, R. K., & Rubenstein, L. Z. (2010). Older adult fall prevention: perceptions, beliefs, and behaviors. *American Journal of Lifestyle Medicine*, 4(1), 16-20.



- [63] - Alexander, B. H., Rivara, F. P., & Wolf, M. E. (1992). The cost and frequency of hospitalization for fall-related injuries in older adults. *American journal of public health*, 82(7), 1020-1023.
- [64] - Hornibrook, J. (2011). Benign paroxysmal positional vertigo (BPPV): history, pathophysiology, office treatment and future directions. *International journal of otolaryngology*, 2011.
- [65] - Schuknecht, H. F. (1969). Cupulolithiasis. *Archives of Otolaryngology*, 90(6), 765-778.
- [66] - Hall, S. F., Ruby, R. R., & McClure, J. A. (1979). The mechanics of benign paroxysmal vertigo. *The Journal of otolaryngology*, 8(2), 151-158.
- [67] - Carnevale, C., Pérez, G. T., Tagle, D. A., Barberán, M. T., & Echeagaray, 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.
- [68] - Katsarkas, A. (1999). Benign paroxysmal positional vertigo (BPPV): idiopathic versus post-traumatic. *Acta oto-laryngologica*, 119(7), 745-749.
- [69] - Bloom, J., & Katsarkas, A. (1989). Paroxysmal positional vertigo in the elderly. *The Journal of otolaryngology*, 18(3), 96-98.
- [70] - Von Brevern, M., Seelig, T., Neuhauser, H., & Lempert, T. (2004). Benign paroxysmal positional vertigo predominantly affects the right labyrinth. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 75(10), 1487-1488.
- [71] - Oghalai, J. S., Manolidis, S., Barth, J. L., Stewart, M. G., & Jenkins, H. A. (2000). Unrecognized benign paroxysmal positional vertigo in elderly patients. *Otolaryngology—Head and Neck Surgery*, 122(5), 630-634.
- [72] - Kerrigan, M. A., Costigan, M. F., Blatt, K. J., Mathiason, M. A., & Domroese, M. E. (2013). Prevalence of benign paroxysmal positional vertigo in the young adult population. *PM&R*, 5(9), 778-785.
- [73] - Dix, M. R., & Hallpike, C. S. (1952). The pathology, symptomatology and diagnosis of certain common disorders of the vestibular system.
- [74] - Epley, J. M. (1980). New dimensions of benign paroxysmal positional vertigo. *Otolaryngology—Head and Neck Surgery*, 88(5), 599-605.
- [75] - Hunt, W. T., Zimmermann, E. F., & Hilton, M. P. (2012). Modifications of the Epley (canalith repositioning) manoeuvre for posterior canal benign paroxysmal positional vertigo (BPPV). *Cochrane Database of Systematic Reviews*, (4).

- [76] - Welling, D. B., & Barnes, D. E. (1994). Particle repositioning maneuver for benign paroxysmal positional vertigo. *The Laryngoscope*, 104(8), 946-949.
- [77] - Fell, D. W., Lunnen, K. Y., & Rauk, R. P. (2018). *Lifespan Neurorehabilitation: A Patient-centered Approach from Examination to Intervention and Outcomes*. FA Davis Company.
- [78] - 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.
- [79] - Sajjadi, H., & Paparella, M. M. (2008). Meniere's disease. *The Lancet*, 372(9636), 406-414.
- [80] - Eckhard, A. H., Zhu, M., O'Malley, J. T., Williams, G. H., Loffing, 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.
- [81] - 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.
- [82] - 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.
- [83] - Stangerup, S. E., Tos, M., Thomsen, J., & Caye-Thomasen, P. (2010). True incidence of vestibular schwannoma?. *Neurosurgery*, 67(5), 1335-1340.
- [84] - Kentala, E., & Pyykkö, I. (2001). Clinical picture of vestibular schwannoma. *Auris Nasus Larynx*, 28(1), 15-22.
- [85] - Quitschal, R. M., Fukunaga, J. Y., Ganança, M. M., & Caovilla, H. H. (2014). Evaluation of postural control in unilateral vestibular hypofunction. *Brazilian journal of otorhinolaryngology*, 80(4), 339-345.
- [86] - Xu, C., Wen, X. X., Huang, L. Y., Shang, L., Cheng, X. X., Yan, Y. B., & Lei, W. (2017). Normal foot loading parameters and repeatability of the Footscan® platform system. *Journal of foot and ankle research*, 10(1), 30.
- [87] - Pletcher, E. R., Williams, V. J., Abt, J. P., Morgan, P. M., Parr, J. J., Wohleber, M. F., ... & Sell, T. C. (2017). Normative data for the NeuroCom sensory organization test in US military special operations forces. *Journal of athletic training*, 52(2), 129-136.
- [88] - Volf, P., Kutílek, P., Hozman, J. (2016). Zařízení pro měření pohybu segmentů těla a velikosti síly pod chodidly pacienta, Užitečný vzor: 29572.

- [89] - Lambrecht, S., & del-Ama, A. J. (2014). Human movement analysis with inertial sensors. In *Emerging Therapies in Neurorehabilitation* (pp. 305-328). Springer, Berlin, Heidelberg.
- [90] - Volf, P., Kutilek, 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.
- [91] - 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.
- [92] - Amon, C., Fuhrmann, F., & Graf, F. (2014). Evaluation of the spatial resolution accuracy of the face tracking system for kinect for windows v1 and v2. In *Proceedings of the 6th Congress of the Alps Adria Acoustics Association* (pp. 16-17). Australian alps.
- [93] - Wasenmüller, O., & Stricker, D. (2016). Comparison of kinect v1 and v2 depth images in terms of accuracy and precision. In *Asian Conference on Computer Vision* (pp. 34-45). Springer, Cham.
- [94] - Castro, A. P. G., Pacheco, J. D., Lourenço, C., Queirós, S., Moreira, A. H. J., Rodrigues, N. F., & Vilaça, J. L. (2017). Evaluation of spinal posture using Microsoft Kinect™: A preliminary case-study with 98 volunteers. *Porto Biomedical Journal*, 2(1), 18-22.
- [95] - Clark, R. A., Pua, Y. H., Fortin, K., Ritchie, C., Webster, K. E., Denehy, L., & Bryant, A. L. (2012). Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control. *Gait & posture*, 36(3), 372-377.
- [96] - Kowalski, M., Naruniec, J., & Daniluk, M. (2015). Livescan3d: A fast and inexpensive 3d data acquisition system for multiple kinect v2 sensors. In *2015 international conference on 3D vision* (pp. 318-325). IEEE.
- [97] - Clark, R. A., Bryant, A. L., Pua, Y., McCrory, P., Bennell, K., & Hunt, M. (2010). Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance. *Gait & posture*, 31(3), 307-310.
- [98] - Volf, P., Hejda, J., Bačíková, M., Hýbl, J., Rusnáková, K., Braunová, M., Oberman, Č., & Kutilek, P. (2019). Relationship between anterior pelvic tilt and trunk flexor/extensor ratio in military personnel. *Gait & Posture*, 73, 519-520.
- [99] - McGill, S. M., Childs, A., & Liebenson, C. (1999). Endurance times for low back stabilization exercises: clinical targets for testing and training from a normal database. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 80(8), 941-944.
- [100] - 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 groundpressure ratio in military personnel. *Gait & Posture*, 73, 523-524.

[101] - Al-Malky, G., Bamiou, D., & Beyts, J. (2010). Recommended Procedure The Caloric Test. *British Society of Audiology*.

[102] - Shepard, N. T., & Jacobson, G. P. (2016). The caloric irrigation test. In *Handbook of clinical neurology* (Vol. 137, pp. 119-131). Elsevier.

[103] - Jongkees, L. B. W., Maas, J. P. M., & Philipszoon, A. J. (1962). Clinical nystagmography. *ORL*, 24(2), 65-93.

[104] - Liang, Y. F., Zhang, S. Q., Zeng, X. L., Cen, J. T., Li, Z. C., Yuan, T., ... & Gu, J. (2018). Clinical comparative study of caloric test with water or air in healthy individuals and diagnosing study on air caloric test. *Journal of clinical otorhinolaryngology, head, and neck surgery*, 32(15), 1130-1133.

[105] - Colebatch, J. G., & Halmagyi, G. M. (1992). Vestibular evoked potentials in human neck muscles before and after unilateral vestibular deafferentation. *Neurology*, 42(8), 1635-1635.

[106] - Murofushi, T., & Kaga, K. (2009). VEMP: its basics and clinical applications.

[107] - Xu, H., Liang, F. Y., Chen, L., Song, X. C., Tong, M. C. F., Thong, J. F., ... & Sun, Y. (2016). Evaluation of the utricular and saccular function using oVEMPs and cVEMPs in BPPV patients. *Journal of Otolaryngology-Head & Neck Surgery*, 45(1), 12.

[108] - Kianoush, S., Toshihisa, M., & Kaga, K. (2001). The effect of sternocleidomastoid electrode location on vestibular evoked myogenic potential. *Auris Nasus Larynx*, 28(1), 41-43.

[109] - Ballenger, J. J., & Snow, J. B. (2003). *Ballenger's otorhinolaryngology: head and neck surgery*. Pmph-usa.

[110] - Bronstein, A. (Ed.). (2013). *Oxford textbook of vertigo and imbalance*. OUP Oxford.

[111] - Halmagyi, G. M., & Curthoys, I. S. (1988). A clinical sign of canal paresis. *Archives of neurology*, 45(7), 737-739.

[112] - 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.

[113] - 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).

[114] - Crumley-Welsh, W. (2013). ICS Impulse-Revolutionizing Vestibular Assessment. *Audiology Online*.

- [115] - 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.
- [116] - 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.
- [117] - 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.
- [118] - Baloh, R. W. (2002). Robert Barany and the controversy surrounding his discovery of the caloric reaction. *Neurology*, 58(7), 1094-1099.
- [119] - 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.
- [120] - 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.
- [121] - Clarke, A. H., Engelhorn, A., Hamann, C. H., & Schönfeld, U. (1999). Measuring the otolith ocular response by means of unilateral radial acceleration. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 871(1), 387-391.
- [122] - Clarke, A. H., Schönfeld, U., & Helling, K. (2003). Unilateral examination of utricle and saccule function. *Journal of Vestibular Research*, 13(4-6), 215-225.
- [123] - Yegorov, B. B. (1970). Possible change in the paired operation of the vestibular apparatus. *Kosmicheskaya Biologiya i Meditsina*, 4, 85-86.
- [124] - 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.
- [125] - 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.

- [126] - 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.
- [127] - 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.
- [128] - Montandon, A. (1954). A new technique for vestibular investigation. *Acta otolaryngologica*, 44(5-6), 594-596.
- [129] - Simén, V., Bartual, J., & Llopis, M. (1975). Physiological Postrotatory Nystagmus 1. *Appl. Neuro-physiol*, 38, 161-171.
- [130] - 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.
- [131] - 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.
- [132] - 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.
- [133] - 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.
- [134] - 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.
- [135] - 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.
- [136] - 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.
- [137] - 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.
- [138] - Heide, W., Koenig, E., Trillenber, P., Kömpf, D., & Zee, D. S. (1999). Electrooculography: technical standards and applications. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl*, 52, 223-240.

- [139] - Eggert, T. (2007). Eye movement recordings: methods. In *Neuro-Ophthalmology* (Vol. 40, pp. 15-34). Karger Publishers.
- [140] - Eckert, A. M., & Gizzi, M. (1998). Video-oculography as part of the ENG battery. *British journal of audiology*, 32(6), 411-416.
- [141] - Hetter, G. P. (1970). Corneal-retinal potential behind closed eyelids. *Archives of Otolaryngology*, 92(5), 433-436.
- [142] - van der Geest, J. N., & Frens, M. A. (2002). Recording eye movements with video-oculography and scleral search coils: a direct comparison of two methods. *Journal of neuroscience methods*, 114(2), 185-195.
- [143] - 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.
- [144] - Ganança, M. M., Caovilla, H. H., & Ganança, F. F. (2010). Electronystagmography versus videonystagmography. *Brazilian journal of otorhinolaryngology*, 76(3), 399-403.
- [145] - 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.
- [146] - 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.
- [147] - Mulvey, F., Villanueva, A., Sliney, D., Lange, R., Cotmore, S., & Donegan, M. (2008). Exploration of safety issues in eyetracking.
- [148] - Karmali, F., & Shelhamer, M. (2009). Compensating for camera translation in video eye-movement recordings by tracking a representative landmark selected automatically by a genetic algorithm. *Journal of neuroscience methods*, 176(2), 157-165.
- [149] - Ott, D., Gehle, F., & Eckmiller, R. (1990). Video-oculographic measurement of 3-dimensional eye rotations. *Journal of neuroscience methods*, 35(3), 229-234.
- [150] - Dera, T., Boning, G., Bardins, S., & Schneider, E. (2006). Low-latency video tracking of horizontal, vertical, and torsional eye movements as a basis for 3dof realtime motion control of a head-mounted camera. In *2006 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics* (Vol. 6, pp. 5191-5196). IEEE.
- [151] - 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.

- [152] - 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.
- [153] - Canny, J. (1986). A computational approach to edge detection. *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, (6), 679-698.
- [154] - Kumar, N., Kohlbecher, S., & Schneider, E. (2009). A novel approach to video-based pupil tracking. In *2009 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics* (pp. 1255-1262). IEEE.
- [155] - Long, X., Tonguz, O. K., & Kiderman, A. (2007). A high speed eye tracking system with robust pupil center estimation algorithm. In *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (pp. 3331-3334). IEEE.
- [156] - Lin, L., Pan, L., Wei, L., & Yu, L. (2010). A robust and accurate detection of pupil images. In *2010 3rd international conference on biomedical engineering and informatics* (Vol. 1, pp. 70-74). IEEE.
- [157] - Fitzgibbon, A., Pilu, M., & Fisher, R. B. (1999). Direct least square fitting of ellipses. *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, 21(5), 476-480.
- [158] - Satriya, T., Wibirama, S., & Ardiyanto, I. (2016). Robust pupil tracking algorithm based on ellipse fitting. In *2016 International Symposium on Electronics and Smart Devices (ISESD)* (pp. 253-257). IEEE.
- [159] - Maini, E. S. (2006). Enhanced direct least square fitting of ellipses. *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence*, 20(06), 939-953.
- [160] - Yan, B., Zhang, X., & Gao, L. (2009). Improvement on pupil positioning algorithm in eye tracking technique. In *2009 International Conference on Information Engineering and Computer Science* (pp. 1-4). IEEE.
- [161] - 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.
- [162] - Hough, P. V. (1962). U.S. Patent No. 3,069,654. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- [163] - McLaughlin, R. A. (1998). Randomized Hough transform: improved ellipse detection with comparison. *Pattern Recognition Letters*, 19(3-4), 299-305.
- [164] - Bozomitu, R. G., Păsărică, A., Cehan, V., Rotariu, C., & Barabaşa, C. (2015). Pupil centre coordinates detection using the circular Hough transform technique. In *2015 38th International Spring Seminar on Electronics Technology (ISSE)* (pp. 462-465). IEEE.



- [165] - Guil, N., & Zapata, E. L. (1997). Lower order circle and ellipse Hough transform. *Pattern Recognition*, 30(10), 1729-1744.
- [166] - Brunelli, R. (2009). *Template matching techniques in computer vision: theory and practice*. John Wiley & Sons.
- [167] - Zhu, D., Moore, S. T., & Raphan, T. (2004). Robust and real-time torsional eye position calculation using a template-matching technique. *Computer methods and programs in biomedicine*, 74(3), 201-209.
- [168] - Chung, D. W., Eizenman, M., Cheung, B. S. K., & Frecker, R. C. (1994). Estimation of ocular torsion with dynamic changes in pupil size. In *Proceedings of 16th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (Vol. 2, pp. 924-925). IEEE.
- [169] - Parker, J. A., Kenyon, R. V., & Young, L. R. (1985). Measurement of torsion from multitemporal images of the eye using digital signal processing techniques. *IEEE transactions on biomedical engineering*, (1), 28-36.
- [170] - Sarvaiya, J. N., Patnaik, S., & Bombaywala, S. (2009). Image registration by template matching using normalized cross-correlation. In *2009 International Conference on Advances in Computing, Control, and Telecommunication Technologies* (pp. 819-822). IEEE.
- [171] - Wei, S. D., & Lai, S. H. (2008). Fast template matching based on normalized cross correlation with adaptive multilevel winner update. *IEEE Transactions on Image Processing*, 17(11), 2227-2235.
- [172] - Jansen, S. M. H., Kingma, H., Peeters, R. L. M., & Westra, R. L. (2010). A torsional eye movement calculation algorithm for low contrast images in video-oculography. In *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology* (pp. 5628-5631). IEEE.
- [173] - 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.
- [174] - 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.
- [175] - Danilov, Y. P., Tyler, M. E., Skinner, K. L., Hogle, R. A., & Bach-y-Rita, P. (2007). Efficacy of electrotactile vestibular substitution in patients with peripheral and central vestibular loss. *Journal of Vestibular Research*, 17(2, 3), 119-130.
- [176] - Naunheim, R. S., Standeven, J., Richter, C., & Lewis, L. M. (2000). Comparison of impact data in hockey, football, and soccer. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 48(5), 938-941.

- [177] - Higgins, M., Halstead, P. D., Snyder-Mackler, L., & Barlow, D. (2007). Measurement of impact acceleration: mouthpiece accelerometer versus helmet accelerometer. *Journal of athletic training*, 42(1), 5.
- [178] - Rousseau, P., Post, A., & Hoshizaki, T. B. (2008). A comparison of peak linear and angular headform accelerations using ice hockey helmets. *Journal of ASTM International*, 6(1), 1-11.
- [179] - Duma, S. M., Manoogian, S. J., Bussone, W. R., Brolinson, P. G., Goforth, M. W., Donnenwerth, J. J., ... & Crisco, J. J. (2005). Analysis of real-time head accelerations in collegiate football players. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 15(1), 3-8.
- [180] - Rowson, S., Brolinson, G., Goforth, M., Dietter, D., & Duma, S. (2009). Linear and angular head acceleration measurements in collegiate football. *Journal of biomechanical engineering*, 131(6).
- [181] - Handman, D., & Poff, R. (2000). A Triaxial Accelerometer Small Enough to Fit in Your Ear (No. 2000-01-1379). SAE Technical Paper.
- [182] - 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.
- [183] - 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.
- [184] - Phillips, J. O., Shepherd, S. J., Nowack, A. L., Ling, L., Bierer, S. M., Kaneko, C. R., ... & Rubinstein, J. T. (2012). Longitudinal performance of a vestibular prosthesis as assessed by electrically evoked compound action potential recording. In *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (pp. 6128-6131). IEEE.
- [185] - Nie, Kaibao, et al. "An experimental vestibular neural prosthesis: design and preliminary results with rhesus monkeys stimulated with modulated pulses." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 60.6 (2013): 1685-1692.
- [186] - Hejda, J. (2017). Univerzální metodika a systém vyhodnocování okamžité polohy hlavy a ramen. Disertační práce. Fakulta biomedicínského inženýrství, ČVUT.
- [187] - Inukai, K., Koizuka, I., & Takahashi, S. (2008). Head-tilting stabilometry in patients with benign paroxysmal positional vertigo. *Auris Nasus Larynx*, 35(1), 31-35.
- [188] - Volf, P., Hybl, J., Kutilek, P., Hejda, J., Hozman, J., Krivanek, V., ... & Cerny, R. (2019d). 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.

- [189] - 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.
- [190] - 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.
- [191] - 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.
- [192] - 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.
- [193] - 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.
- [194] - 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.
- [195] - 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.
- [196] - 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.
- [197] - 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.
- [198] - Kaufman, M., Zurcher, U., & Sung, P. S. (2007). Entropy of electromyography time series. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, 386(2), 698-707.
- [199] - Golińska, A. K. (2013). Poincaré plots in analysis of selected biomedical signals. *Studies in logic, grammar and rhetoric*, 35(1), 117-127.
- [200] - 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.

- [201] - Hoshi, R. A., Pastre, C. M., Vanderlei, L. C. M., & Godoy, M. F. (2013). Poincaré plot indexes of heart rate variability: relationships with other nonlinear variables. *Autonomic Neuroscience*, 177(2), 271-274.
- [202] - Gospodinov, M., Gospodinova, E., & Georgieva-Tsaneva, G. (2019). Mathematical methods of ECG data analysis. In *Healthcare Data Analytics and Management* (pp. 177-209). Academic Press.
- [203] - Hurst, H. E., Black, R. P., & Simaika, Y. M. (1965). Long-term storage: an experimental study Constable. London UK.
- [204] - Garcin, M. (2017). Estimation of time-dependent Hurst exponents with variational smoothing and application to forecasting foreign exchange rates. *Physica A: statistical mechanics and its applications*, 483, 462-479.
- [205] - Fonseca-Pinto, R., Ducla-Soares, J. L., Araújo, F., Aguiar, P., & Andrade, A. (2009). On the influence of time-series length in EMD to extract frequency content: Simulations and models in biomedical signals. *Medical engineering & physics*, 31(6), 713-719.
- [206] - Srbek, P. (2018). Odhad Hurstova exponentu v časových řadách denních výnosů akciových indexů. *Politická ekonomie*, 66(4), 508-524.
- [207] - Katsev, S., & L'Heureux, I. (2003). Are Hurst exponents estimated from short or irregular time series meaningful?. *Computers & Geosciences*, 29(9), 1085-1089.
- [208] - Wolf, A., Swift, J. B., Swinney, H. L., & Vastano, J. A. (1985). Determining Lyapunov exponents from a time series. *Physica D: Nonlinear Phenomena*, 16(3), 285-317.
- [209] - Rosenstein, M. T., Collins, J. J., & De Luca, C. J. (1993). A practical method for calculating largest Lyapunov exponents from small data sets. *Physica D: Nonlinear Phenomena*, 65(1-2), 117-134.
- [210] - Stergiou, N. (2016). *Nonlinear analysis for human movement variability*. CRC Press.
- [211] - Abarbanel, H. D., & Kennel, M. B. (1993). Local false nearest neighbors and dynamical dimensions from observed chaotic data. *Physical Review E*, 47(5), 3057.
- [212] - Raffalt, P. C., Senderling, B., & Stergiou, N. (2020). Filtering affects the calculation of the largest Lyapunov exponent. *Computers in Biology and Medicine*, 103786.
- [213] - 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.
- [214] - 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.

[215] - Peng, C. K., Buldyrev, S. V., Havlin, S., Simons, M., Stanley, H. E., & Goldberger, A. L. (1994). Mosaic organization of DNA nucleotides. *Physical review e*, 49(2), 1685.

[216] - Bryce, R. M., & Sprague, K. B. (2012). Revisiting detrended fluctuation analysis. *Scientific reports*, 2, 315.

[217] - Golinska, A. K. (2012). Detrended fluctuation analysis (DFA) in biomedical signal processing: selected examples. *Stud. Logic Grammar Rhetoric*, 29, 107-115.

[218] - Kaffashi, F., Foglyano, R., Wilson, C. G., & Loparo, K. A. (2008). The effect of time delay on approximate & sample entropy calculations. *Physica D: Nonlinear Phenomena*, 237(23), 3069-3074.

[219] - Chen, W., Zhuang, J., Yu, W., & Wang, Z. (2009). Measuring complexity using fuzzyen, apen, and sampen. *Medical engineering & physics*, 31(1), 61-68.

[220] - Yentes, J. M., Hunt, N., Schmid, K. K., Kaipust, J. P., McGrath, D., & Stergiou, N. (2013). The appropriate use of approximate entropy and sample entropy with short data sets. *Annals of biomedical engineering*, 41(2), 349-365.

[221] - Nedělka, T., Schlenker, J., Riedlbauchová, L., & Mazanec, R. (2012) Rekurentní analýza variability srdeční frekvence v časné diagnostice diabetické autonomní neuropatie. *Česká a Slovenská Neurologie a Neurochirurgie 2012*; 75/108(6): 721-728.

[222] - Marwan, N. (2013). Cross recurrence plot toolbox for matlab. Reference Manual, Version, 5.

[223] - Piskorski, J., & Guzik, P. (2007). Geometry of the Poincaré plot of RR intervals and its asymmetry in healthy adults. *Physiological measurement*, 28(3), 287.

[224] - Kolar, R., Tornow, R. P., & Odstrcilik, J. (2015). Retinal image registration for eye movement estimation. In *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* (pp. 5247-5250). IEEE.

[225] - Dey, A., Banerjee, A., Bhattacharya, D. K., & Tibarewala, D. N. (2015). Does Music Affect HRV Impulse? A Time Domain Study. In *Computational Advancement in Communication Circuits and Systems* (pp. 453-461). Springer, New Delhi.

[226] - Dey, A., Bhattacha, D. K., Tibarewala, D. N., Dey, N., Ashour, A. S., Le, D. N., ... & Gospodinov, M. (2016). Chinese-chi and Kundalini yoga Meditations Effects on the Autonomic Nervous System: Comparative Study. *IJIMAI*, 3(7), 87-95.

[227] - D'Addio, G., Pinna, G. D., Maestri, R., Corbi, G., Ferrara, N., & Rengo, F. (2004). Quantitative poicare plots analysis contains relevant information related to heart rate

variability dynamics of normal and pathological subjects. In *Computers in Cardiology*, 2004 (pp. 457-460). IEEE.

[228] - Haaksma, J., Brouwer, J., Dijk, W., Dassen, W., & van Veldhuisen, D. (2002). The dimension of 2D and 3D Poincare plots obtained from 24 hour ECG registrations. In *Computers in Cardiology* (pp. 453-456). IEEE.

[229] - Van Den Berg, M. P., Van Noord, T., Brouwer, J., Haaksma, J., Van Veldhuisen, D. J., Crijns, H. J., & Van Gelder, I. C. (2004). Clustering of RR intervals predicts effective electrical cardioversion for atrial fibrillation. *Journal of cardiovascular electrophysiology*, 15(9), 1027-1033.

[230] - Climent, A. M., de la Salud Guillem, M., Husser, D., Castells, F., Millet, J., & Bollmann, A. (2008). Poincare surface profiles of RR intervals: a novel noninvasive method for the evaluation of preferential AV nodal conduction during atrial fibrillation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 56(2), 433-442.

[231] - Eilers, P. H., & Goeman, J. J. (2004). Enhancing scatterplots with smoothed densities. *Bioinformatics*, 20(5), 623-628.

[232] - Volf, P., Kutílek, P., Koukolík, T., Hozman, J. (2015). Zařízení pro měření pohybu vestibulárních aparátů, Užitný vzor: 28921.

[233] - Fitzgerald, D., Trakarnratanakul, N., Dunne, L., Smyth, B., & Caulfield, B. (2008). Development and user evaluation of a virtual rehabilitation system for wobble board balance training. In *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (pp. 4194-4198). IEEE.

[234] - Van Diest, M., Lamoth, C. J., Stegenga, J., Verkerke, G. J., & Postema, K. (2013). Exergaming for balance training of elderly: state of the art and future developments. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 10(1), 101.

[235] - Kalman, R. E. (1960). A new approach to linear filtering and prediction problems.

[236] - 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/])

[237] - 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.

[238] - Kirkwood, R. N., Gomes, H. D. A., Sampaio, R. F., Culham, E., & Costigan, P. (2007). Biomechanical analysis of hip and knee joints during gait in elderly subjects. *Acta Ortop Bras.*[serial on the Internet]. 2007; 15 (5): 267-271. Available from URL: <http://www.scielo.br/aob>.

- [239] - 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.
- [240] - 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.
- [241] - 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.
- [242] - Koos, W. T. (1976). Microsurgery of cerebellopontine angle tumors. *Clinical microneurosurgery*.
- [243] - Černý, R., Balatková, Z., Hrubá, S., Danková, M., Volf, P., Kutílek, P., ... & Čada, Z. (2019). Residual vestibular function after vestibular schwannoma surgery. *Neurochirurgie*.
- [244] - Shapiro, S. S., & Wilk, M. B. (1965). An analysis of variance test for normality (complete samples). *Biometrika*, 52(3/4), 591-611.
- [245] - 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.
- [246] - 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
- [247] - Student. (1908). The probable error of a mean. *Biometrika*, 1-25.
- [248] - Wilcoxon, F. (1992). Individual comparisons by ranking methods. In *Breakthroughs in statistics* (pp. 196-202). Springer, New York, NY.
- [249] - Funabiki, K., Naito, Y., & Honjo, I. (1999). Vestibulo-ocular reflex in patients with Meniere's disease between attacks. *Acta otolaryngologica*, 119(8), 886-891.
- [250] - Karris, S. T. (2007). *Numerical analysis using MATLAB and Excel*. Orchard Publications.
- [251] - 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.
- [252] - Mohammadi, S. (2009). LYAPROSEN: MATLAB function to calculate Lyapunov exponent.

- [253] - 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.
- [254] - Weron, R. (2011). DFA: MATLAB function to compute the Hurst exponent using Detrended Fluctuation Analysis (DFA). HSC Software.
- [255] - Víctor Martínez-Cagigal (2018). Sample Entropy. Mathworks.
- [256] - 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.
- [257] - Schubert, P., & Kirchner, M. (2014). Ellipse area calculations and their applicability in posturography. *Gait & Posture*, 39(1), 518-522.
- [258] - Berndt, B. C. (2012). Ramanujan's notebooks. Springer Science & Business Media.
- [259] - Kotulski, Z. A., & Szczepinski, W. (2009). Error analysis with applications in engineering (Vol. 169). Springer Science & Business Media.
- [260] - Stapleton, J. H. (2007). Models for probability and statistical inference: theory and applications (Vol. 652). John Wiley & Sons.
- [261] - Khachiyan, L. G. (1996). Rounding of polytopes in the real number model of computation. *Mathematics of Operations Research*, 21(2), 307-320.
- [262] - Moshtagh, N. (2005). Minimum volume enclosing ellipsoid. *Convex optimization*, 111(), 1-9. URL: <https://pdfs.semanticscholar.org/21c3/072e516c93b28ccd06f5b994998abc517a7f.pdf>
- [263] - 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.
- [264] - Hirvonen, M., Aalto, H., & Hirvonen, T. P. (2008). Motorized head impulse rotator in patients with vestibular schwannoma. *Acta otolaryngologica*, 128(11), 1215-1220.
- [265] - Allum, J. H. J., Honegger, F., & Troescher, M. (1998). Principles underlying real-time nystagmus analysis of horizontal and vertical eye movements recorded with electro-, infra-red-, or video-oculographic techniques. *Journal of Vestibular Research*, 8(6), 449-463.
- [266] - Wuyts, L., Hoppenbrouwers, L., Pauwels, M., & Van de Heyning, G. (2003). Utricular sensitivity and preponderance assessed by the unilateral centrifugation test. *Journal of Vestibular Research*, 13(4-6), 227-234.



[267] - Panichi, R., Botti, F. M., Ferraresi, A., Faralli, M., Kyriakareli, A., Schieppati, M., & Pettorossi, V. E. (2011). Self-motion perception and vestibulo-ocular reflex during whole body yaw rotation in standing subjects: the role of head position and neck proprioception. *Human movement science*, 30(2), 314-332.

## Příloha A: Obsah přiloženého DVD

- ▢ [Disertační práce]
  - [Data a algoritmy]
    - [Bilaterální a unilaterální stimulační křesle]
      - ▢ [Data]
      - ▢ [Grafy]
      - [Metody + vyhodnocení]
        - ▢ [FREDA]
        - ▢ [Nelineární metody]
    - [Ověření excentricity rotace při pulzním rotačním testu]
      - ▢ [Data]
      - ▢ [Grafy]
      - ▢ [Metody + Vyhodnocení]
    - [Pohyb očí při pulzním rotačním testu]
      - ▢ [Data]
      - ▢ [Grafy]
      - ▢ [Metody + Vyhodnocení]
  - [Dokumenty]
    - ▢ [PDF Disertační práce - Analýza očních pohybů a pohybů hlavy při excentrické rotaci člověka]
    - ▢ [PDF Teze k disertační práci - Analýza očních pohybů a pohybů hlavy při excentrické rotaci člověka]
    - ▢ [Read Me]

## Příloha B: Pseudokód Elipsa

Výstup, vstup:

```
1 [Ellipse, EllipseArea, EllipseCircumference, a, b] = EllipseConf(P, Intervalconfidence);  
  
    • P je matice (m x n) obsahující množinu bodů x v n rozměrném prostoru dle S =  
      {x1, x2, ..., xm} ∈ ℝn v našem případě n = 2, Intervalconfidence – konfidenční interval.  
2 covariance = cov(P);  
3 [eigenvec, eigenval] = eig(covariance);  
4 [largest_eigenvec_ind_c, ~] = find(eigenval == max(max(eigenval)));  
5 largest_eigenvec = eigenvec(:, largest_eigenvec_ind_c);  
6 largest_eigenval = max(max(eigenval));  
7 if largest_eigenvec_ind_c == 1  
8   smallest_eigenval = max(eigenval(:, 2));  
9 else largest_eigenvec_ind_c == 1  
10  smallest_eigenval = max(eigenval(:, 1));  
11 end  
  
12 angle = atan(largest_eigenvec(2), largest_eigenvec(1));  
13 if angle < 0  
14   angle = angle + 2 · π;  
15 end  
  
16 avg = mean(P);  
17 ChiSquare_val = sqrt(-2 · log(1 - confidenceInterval));  
18 theta_grid = linspace(0, 2 · pi);  
19 X0 = avg(1);  
20 Y0 = avg(2);  
21 a = chisquare_val · sqrt(largest_eigenval);  
22 b = chisquare_val · sqrt(smallest_eigenval);  
23 EllipseArea = π · a · b;  
24 h =  $\frac{(a-b)^2}{(a+b)^2}$ ;  
25 EllipseCircumference = π · (a + b) ·  $\left(1 + \left(\frac{3 \cdot h}{10 + (\text{sqrt}(4 - 3 \cdot h))}\right)\right)$ ;
```

```
26 ellipsexr = a · cos( theta_grid );
27 ellipseyr = b · sin( theta_grid );
28 R = [ cos(angle) sin(angle); -sin(angle) cos(angle) ];
29 rellipse = [ellipsexr; ellipseyr]' · R;
30 Ellipse(:,1) = rellipse(:,1) + X0;
31 Ellipse(:,2) = rellipse(:,2) + Y0;
```

## Příloha C: Pseudokód Kalmanova filtrace

Výstup, vstup:

```
1 [pupilCenterKalman] = KalmanFilter(pupilCenter, pupilCenterdiff);
```

- *pupilCenter* je výstupem z FREDy, *pupilCenter<sub>diff</sub>* je výstup z diferenciace dle rov.()

**Inicializace:**

```
2 A = 1;
```

```
3 Q = 0,2;
```

```
4 H = 1;
```

```
5 R = 10;
```

```
6 B = 0;
```

```
7 u = 0;
```

```
8 P = 1;
```

```
9 P = 1;
```

```
10 x(1) = 0;
```

```
11 matSize = size(pupilCenterdiff)
```

```
12 pupilCenterdiffx = pupilCenterdiff(1, 2: matSize(2))
```

```
13 pupilCenterdiffy = pupilCenterdiff(1, 2: matSize(2))
```

**Diskrétní Kalmanův filtr:**

```
14 For k = 1: matSize(2) - 1
```

```
15 x = A · x + B · u;
```

```
16 y = x;
```

```
17 P = A · P · A' + Q;
```

```
18 K = P(j) · H' · inv(H · P(j) · H' + R);
```

```
19 x(j + 1) = x(j) + K · (pupilCenterdiffx(j) - H · x(j));
```

```
20 y(j + 1) = y(j) + K · (pupilCenterdiffy(j) - H · y(j));
```

```
21 P(j + 1) = P(j) - K · H · P(j);
```

```
22 pupilCenterKalman(1, j) = round(x(j + 1));
```

```
23 pupilCenterKalman(1, j) = round(y(j + 1));
```

```
24 end
```

## Příloha D: Pseudokód MVEE

Výstup, vstup:

1  $[E^*, c^*] = \text{MVEE}(P, \textit{tolerance});$

- $P$  je matice ( $m \times n$ ) obsahující množinu bodů  $x$  v  $n$  rozměrném prostoru dle  $S = \{x_1, x_2, \dots, x_m\} \in \mathbb{R}^n$  v našem případě  $n = 3$ ,  $\textit{tolerance}$  je relativní chyba řešení s ohledem na optimální hodnotu.

**Inicializace:**

2  $[d \ N] = \textit{size}(P);$

3  $Q = \textit{zeros}(d + 1, N);$

4  $Q(1:d, :) = P(1:d, 1:N);$

5  $Q = \textit{ones}(1, N);$

6  $\textit{count} = 1;$

7  $\textit{err} = 1;$

8  $u = \frac{1}{N} \cdot \textit{ones}(N, 1);$

**Khachiyanův algoritmus:**

9 **While**  $\textit{err} > \textit{tolerance}$

10  $X = Q \cdot \textit{diag}(u) \cdot Q';$

11  $M = \textit{diag}(Q' \cdot \textit{inv}(X) \cdot Q);$

12  $[\textit{maximum} \ j] = \textit{max}(M);$

13  $\textit{step}_{\textit{size}} = (\textit{maximum} - d - 1) / ((d + 1) \cdot (\textit{maximum} - 1));$

14  $\textit{new}_u = (1 - \textit{step}_{\textit{size}}) \cdot u;$

15  $\textit{new}_u(j) = \textit{new}_u(j) + \textit{step}_{\textit{size}};$

16  $\textit{count} = \textit{count} + 1;$

17  $\textit{err} = \textit{norm}(\textit{new}_u - u);$

18  $u = \textit{new}_u;$

19 **end**

20  $U = \textit{diag}(u);$

21  $E^* = \frac{1}{d} \cdot \textit{inv}(P \cdot U \cdot P' - (P \cdot U) * (P \cdot U)')$

22  $c^* = P \cdot u;$

Proměnné  $E^*$  a  $c^*$  jsou následně vstupem pro funkci  $Ellipse_{plot}$

```
1 [XX,YY,ZZ,Volume,Surface,a,b,c] = Ellipse_plot(E*, c*);
```

- $XX, YY, ZZ$  jsou body povrchu elipsoidu,  $Volume$  – objem elipsoidu,  $Surface$  – povrch elipsoidu,  $a, b, c$  jsou délky os elipsoidu.

```
2 [U D V] = svd(E*);
```

- $svd$  – funkce v Matlab pro singular value decomposition

```
3 a = 1 / sqrt(D(1,1));
```

```
4 b = 1 / sqrt(D(2,2));
```

```
5 c = 1 / sqrt(D(3,3));
```

```
6 Volume = 4/3 * pi * (a * b * c);
```

```
7 Surface = 4 * pi * ((a*b)^1.6075 + (a*c)^1.6075 + (b*c)^1.6075)^(1/1.6075);
```

```
8 [X Y Z] = ellipsoid(0,0,0,a,b,c,N);
```

```
9 XX = zeros(N + 1, N + 1);
```

```
10 YY = zeros(N + 1, N + 1);
```

```
11 ZZ = zeros(N + 1, N + 1);
```

```
12 For k = 1:length(X)
```

```
12     For j = 1:length(X)
```

```
13         point = [X(k,j) Y(k,j) Z(k,j)]';
```

```
14         distance(k,j) = norm(c* - point);
```

```
15         P = V * point;
```

```
16         XX(k,j) = P(1) + C(1);
```

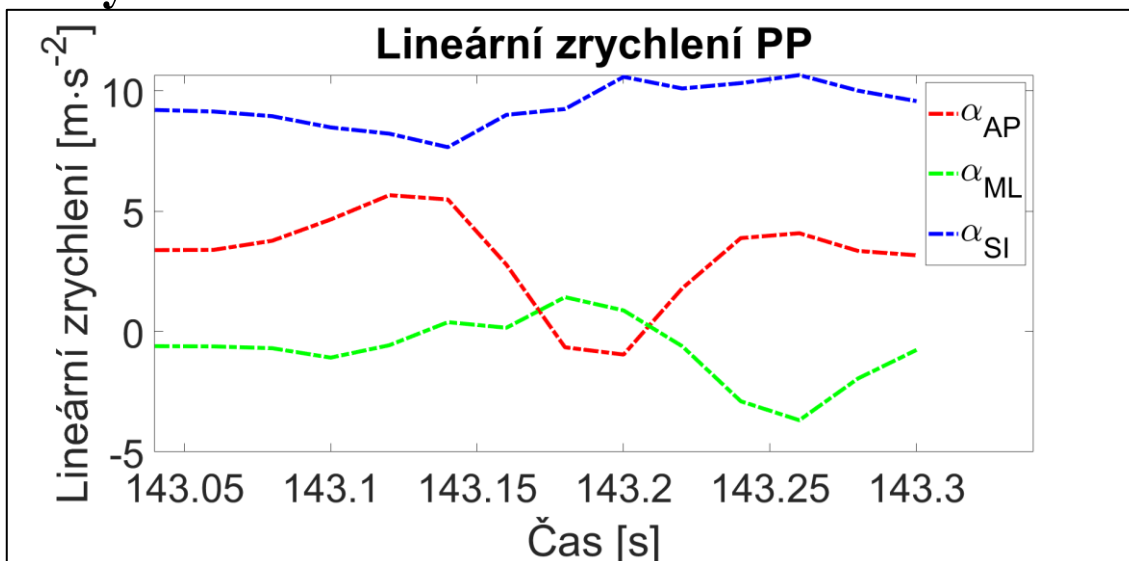
```
17         YY(k,j) = P(2) + C(2);
```

```
18         ZZ(k,j) = P(3) + C(3);
```

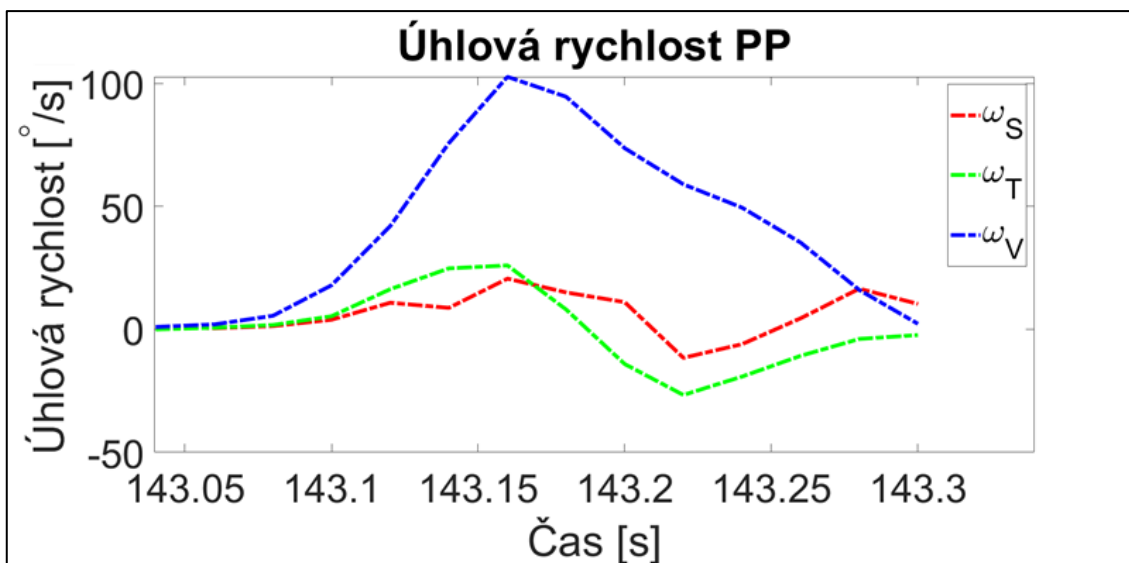
```
19     end
```

```
20 end
```

## Příloha E: Lineární zrychlení a úhlová rychlost hlavy



Obrázek P.1: Lineární zrychlení jednotka parietální pravá – Subjekt 1:  $a_{ML}$  – mediolaterální směr,  $a_{AP}$  – antero-posteriorní směr,  $a_{SI}$  – superior-inferiorní směr



Obrázek P.2: Úhlová rychlost jednotka parietální levá – Subjekt 1:  $\omega_V$  – úhlová rychlost kolem vertikální osy (rotace Yaw),  $\omega_T$  – úhlová rychlost kolem transverzální osy (rotace Pitch),  $\omega_S$  – úhlová rychlost kolem sagitální osy (rotace Roll)



## **Příloha F: Informace o subjektech - Ověření excentricity rotace při pulzním rotačním testu**

**Tabulka P1:** Informace o subjektech - Ověření excentricity rotace při pulzním rotačním testu

<b>Číslo subjektu</b>	<b>Pohlaví</b>	<b>Věk</b>
1	Muž	29
2	Muž	31
3	Muž	24
4	Žena	22
5	Žena	22

## Příloha G: Informace o subjektech - Pohyb očí při pulzním rotačním testu

Tabulka P2: Informace o subjektech - Pohyb očí při pulzním rotačním testu

Číslo pacienta	Pohlaví	Věk	Strana	Kategorie tumoru	Resekce	Čas od operace [den]
1	Žena	38	dx	IV	Kompletní	10
2	Žena	48	dx	IV	Kompletní	14
3	Muž	53	dx	IV	Kompletní	23
4	Žena	56	dx	II	Dolní větev	9
5	Žena	43	dx	II	Dolní větev	9
6	Žena	64	sin	IV	Kompletní	16
7	Žena	69	dx	III	Kompletní	20
8	Žena	38	sin	IV	Kompletní	13
9	Muž	45	dx	IV	Kompletní	13
10	Žena	56	dx	IV	Kompletní	16
11	Muž	63	dx	IV	Kompletní	12
12	Žena	59	dx	III	Dolní větev	12
13	Žena	39	dx	IV	Kompletní	14
14	Muž	54	sin	IV	Kompletní	13
15	Žena	61	dx	II-III	Kompletní	7
16	Muž	41	sin	IV	Kompletní	8
17	Muž	44	sin	IV	Kompletní	13
18	Žena	59	dx	III	Kompletní	17
19	Muž	43	sin	III	Kompletní	16
20	Žena	66	sin	II	Kompletní	14
21	Muž	40	sin	IV	Dolní větev	11
22	Žena	61	sin	III	Kompletní	16
23	Žena	44	sin	IV	Kompletní	24
24	Muž	51	sin	II	Kompletní	9
25	Žena	65	sin	IV	Kompletní	19
26	Muž	37	sin	II	Kompletní	10

## Příloha H: Informace o subjektech - Bilaterální a unilaterální stimulace na Bárányho rotačním křesle

**Tabulka P3:** Informace o subjektech - Bilaterální a unilaterální stimulace na Bárányho rotačním křesle

Číslo subjektu	Pohlaví	Věk	Dioptrie (D)	Kontaktní čočky	Měření
1	Muž	21	-1,5	Ne	Ukončení měření z důvodu nevolnosti
2	Muž	21	-1,0	Ne	OK
3	Muž	22	-1,0	Ne	OK
4	Muž	30	-2,0	Ne	OK
5	Muž	68	1,0	Ne	Vyřazen s ohledem na věk
6	Žena	18	0	Ne	OK
7	Muž	21	0	Ne	OK
8	Muž	23	-3,5	Ne	OK
9	Žena	21	-1,0	Ne	OK
10	Muž	22	0	Ne	X
11	Žena	23	-1,0	Ne	X
12	Žena	23	-2,0	Ne	OK
13	Žena	22	0	Ne	OK
14	Žena	25	0	Ne	OK
15	Muž	23	0	Ne	X
16	Žena	21	0	Ne	OK
17	Muž	20	0	Ne	X
18	Muž	24	-4,0	Ano	OK
19	Muž	21	-1,5;-2,5	Ne	X
20	Žena	22	2,0	Ano	X
21	Muž	22	-5,0;-4,5	Ne	OK
22	Muž	23	0	Ne	X
23	Muž	23	0	Ne	X
24	Žena	21	0	Ne	X
25	Muž	21	0	Ne	OK

<b>26</b>	Muž	24	0	Ne	X
<b>27</b>	Žena	23	0	Ne	OK
<b>28</b>	Žena	20	0	Ne	OK
<b>29</b>	Žena	23	0	Ne	OK
<b>30</b>	Muž	23	-3,0;-3,5	Ne	OK
<b>31</b>	Žena	22	0	Ne	OK
<b>32</b>	Žena	21	0	Ne	X
<b>33</b>	Muž	24	3,0	Ne	OK
<b>34</b>	Muž	22	0	Ne	X
<b>35</b>	Muž	25	-0,5	Ne	OK
<b>36</b>	Muž	24	0	Ne	X
<b>37</b>	Žena	21	-0,5	Ne	OK
<b>38</b>	Žena	24	-0,5	Ne	OK

# Příloha I: Vyhodnocení hypotéz - Bilaterální a unilaterální stimulace na Bárányho rotačním křesle

**Tabulka P4:** Vyhodnocení hypotéz - Bilaterální a unilaterální stimulace na Bárányho rotačním křesle

Parametr	Číslo parametru	p-hodnota (Bilaterální, osa vlevo, osa vpravo)	
		perrotační	postrotační
Časová elipsa $\Sigma 1$ SD1	1	0,981	0,393
Časová elipsa $\Sigma 2$ SD1	2	0,740	0,631
Časová elipsa $\Sigma 3$ SD1	3	0,802	0,778
Časová elipsa $\Sigma 4$ SD1	4	0,745	0,929
Časová elipsa $\Sigma 1$ SD2	5	0,837	0,948
Časová elipsa $\Sigma 2$ SD2	6	0,892	0,899
Časová elipsa $\Sigma 3$ SD2	7	0,970	0,816
Časová elipsa $\Sigma 4$ SD2	8	0,883	0,922
Časová elipsa $\Sigma 1$ SD1/SD2	9	0,958	0,147
Časová elipsa $\Sigma 2$ SD1/SD2	10	0,503	0,584
Časová elipsa $\Sigma 3$ SD1/SD2	11	0,768	0,820
Časová elipsa $\Sigma 4$ SD1/SD2	12	0,521	0,704
Časová elipsa $\Sigma 1$ SDRR	13	0,950	0,763
Časová elipsa $\Sigma 2$ SDRR	14	0,867	0,871
Časová elipsa $\Sigma 3$ SDRR	15	0,930	0,834
Časová elipsa $\Sigma 4$ SDRR	16	0,935	0,862
Časová elipsa $\Sigma 1$ CEA analyticky	17	0,955	0,639
Časová elipsa $\Sigma 2$ CEA analyticky	18	0,898	0,771
Časová elipsa $\Sigma 3$ CEA analyticky	19	0,959	0,728
Časová elipsa $\Sigma 4$ CEA analyticky	20	0,939	0,878
Časová elipsa $\Sigma 1$ CEA polyArea	21	0,955	0,639
Časová elipsa $\Sigma 2$ CEA polyArea	22	0,898	0,771
Časová elipsa $\Sigma 3$ CEA polyArea	23	0,959	0,728
Časová elipsa $\Sigma 4$ CEA polyArea	24	0,939	0,878
Časová elipsa $\Sigma 1$ CEC	25	0,950	0,730
Časová elipsa $\Sigma 2$ CEC	26	0,870	0,846
Časová elipsa $\Sigma 3$ CEC	27	0,930	0,827
Časová elipsa $\Sigma 4$ CEC	28	0,952	0,903
Časová elipsa $\Sigma 1$ MAAL	29	0,949	0,946
Časová elipsa $\Sigma 2$ MAAL	30	0,903	0,892
Časová elipsa $\Sigma 3$ MAAL	31	0,917	0,939
Časová elipsa $\Sigma 4$ MAAL	32	0,935	0,806
Časová elipsa $\Sigma 1$ MIAL	33	0,914	0,311
Časová elipsa $\Sigma 2$ MIAL	34	0,842	0,486
Časová elipsa $\Sigma 3$ MIAL	35	0,984	0,504
Časová elipsa $\Sigma 4$ MIAL	36	0,795	0,933
Časová elipsa $\Sigma 1$ CEC/CEA	37	0,952	0,564

Časová elipsa $\Sigma 2$ CEC/CEA	38	0,838	0,610
Časová elipsa $\Sigma 3$ CEC/CEA	39	0,956	0,590
Časová elipsa $\Sigma 4$ CEC/CEA	40	0,808	0,863
Časová elipsa $\Sigma 1$ MAS	41	0,581	0,000
Časová elipsa $\Sigma 2$ MAS	42	0,213	0,675
Časová elipsa $\Sigma 3$ MAS	43	0,652	0,815
Časová elipsa $\Sigma 4$ MAS	44	0,280	0,490
Časová elipsa $\Sigma 1$ X0	45	0,998	0,762
Časová elipsa $\Sigma 2$ X0	46	0,970	0,746
Časová elipsa $\Sigma 3$ X0	47	0,956	0,657
Časová elipsa $\Sigma 4$ X0	48	0,930	0,747
Časová elipsa $\Sigma 1$ Y0	49	0,997	0,819
Časová elipsa $\Sigma 2$ Y0	50	1,000	0,740
Časová elipsa $\Sigma 3$ Y0	51	1,000	0,790
Časová elipsa $\Sigma 4$ Y0	52	0,998	0,752
Amplitudová elipsa $\Sigma 1$ SD1	53	0,947	0,573
Amplitudová elipsa $\Sigma 2$ SD1	54	0,908	0,506
Amplitudová elipsa $\Sigma 3$ SD1	55	0,605	0,033
Amplitudová elipsa $\Sigma 4$ SD1	56	0,494	0,487
Amplitudová elipsa $\Sigma 1$ SD2	57	0,983	0,363
Amplitudová elipsa $\Sigma 2$ SD2	58	0,989	0,421
Amplitudová elipsa $\Sigma 3$ SD2	59	0,635	0,175
Amplitudová elipsa $\Sigma 4$ SD2	60	0,668	0,417
Amplitudová elipsa $\Sigma 1$ SD1/SD2	61	0,659	0,667
Amplitudová elipsa $\Sigma 2$ SD1/SD2	62	0,702	0,753
Amplitudová elipsa $\Sigma 3$ SD1/SD2	63	0,656	0,175
Amplitudová elipsa $\Sigma 4$ SD1/SD2	64	0,920	0,466
Amplitudová elipsa $\Sigma 1$ SDRR	65	0,966	0,499
Amplitudová elipsa $\Sigma 2$ SDRR	66	0,985	0,401
Amplitudová elipsa $\Sigma 3$ SDRR	67	0,605	0,041
Amplitudová elipsa $\Sigma 4$ SDRR	68	0,531	0,480
Amplitudová elipsa $\Sigma 1$ CEA analyticky	69	0,970	0,482
Amplitudová elipsa $\Sigma 2$ CEA analyticky	70	0,999	0,441
Amplitudová elipsa $\Sigma 3$ CEA analyticky	71	0,718	0,046
Amplitudová elipsa $\Sigma 4$ CEA analyticky	72	0,542	0,413
Amplitudová elipsa $\Sigma 1$ CEA polyArea	73	0,970	0,482
Amplitudová elipsa $\Sigma 2$ CEA polyArea	74	0,999	0,441
Amplitudová elipsa $\Sigma 3$ CEA polyArea	75	0,718	0,046
Amplitudová elipsa $\Sigma 4$ CEA polyArea	76	0,542	0,413
Amplitudová elipsa $\Sigma 1$ CEC	77	0,978	0,473
Amplitudová elipsa $\Sigma 2$ CEC	78	0,992	0,406
Amplitudová elipsa $\Sigma 3$ CEC	79	0,662	0,036
Amplitudová elipsa $\Sigma 4$ CEC	80	0,535	0,449
Amplitudová elipsa $\Sigma 1$ MAAL	81	0,947	0,580
Amplitudová elipsa $\Sigma 2$ MAAL	82	0,949	0,511
Amplitudová elipsa $\Sigma 3$ MAAL	83	0,533	0,033
Amplitudová elipsa $\Sigma 4$ MAAL	84	0,526	0,556

Amplitudová elipsa $\Sigma 1$ MIAL	85	0,983	0,367
Amplitudová elipsa $\Sigma 2$ MIAL	86	0,970	0,414
Amplitudová elipsa $\Sigma 3$ MIAL	87	0,740	0,140
Amplitudová elipsa $\Sigma 4$ MIAL	88	0,577	0,436
Amplitudová elipsa $\Sigma 1$ CEC/CEA	89	0,953	0,435
Amplitudová elipsa $\Sigma 2$ CEC/CEA	90	0,998	0,414
Amplitudová elipsa $\Sigma 3$ CEC/CEA	91	0,748	0,097
Amplitudová elipsa $\Sigma 4$ CEC/CEA	92	0,542	0,470
Amplitudová elipsa $\Sigma 1$ MAS	93	0,538	0,087
Amplitudová elipsa $\Sigma 2$ MAS	94	0,279	0,463
Amplitudová elipsa $\Sigma 3$ MAS	95	0,401	0,316
Amplitudová elipsa $\Sigma 4$ MAS	96	0,678	0,566
Amplitudová elipsa $\Sigma 1$ X0	97	0,385	0,463
Amplitudová elipsa $\Sigma 2$ X0	98	0,952	0,223
Amplitudová elipsa $\Sigma 3$ X0	99	0,870	0,422
Amplitudová elipsa $\Sigma 4$ X0	100	0,909	0,429
Amplitudová elipsa $\Sigma 1$ Y0	101	0,992	0,734
Amplitudová elipsa $\Sigma 2$ Y0	102	0,077	0,081
Amplitudová elipsa $\Sigma 3$ Y0	103	0,766	0,515
Amplitudová elipsa $\Sigma 4$ Y0	104	0,915	0,901
Časový elipsoid $\Sigma 1$ CEV	105	0,823	0,576
Časový elipsoid $\Sigma 2$ CEV	106	0,903	0,333
Časový elipsoid $\Sigma 3$ CEV	107	0,730	0,257
Časový elipsoid $\Sigma 4$ CEV	108	0,752	0,570
Časový elipsoid $\Sigma 1$ CES	109	0,862	0,667
Časový elipsoid $\Sigma 2$ CES	110	0,717	0,465
Časový elipsoid $\Sigma 3$ CES	111	0,762	0,134
Časový elipsoid $\Sigma 4$ CES	112	0,459	0,348
Časový elipsoid $\Sigma 1$ CES/CEV	113	0,696	0,356
Časový elipsoid $\Sigma 2$ CES/CEV	114	0,970	0,382
Časový elipsoid $\Sigma 3$ CES/CEV	115	0,794	0,545
Časový elipsoid $\Sigma 4$ CES/CEV	116	0,938	0,875
Časový elipsoid $\Sigma 1$ XC	117	0,743	0,375
Časový elipsoid $\Sigma 2$ XC	118	0,976	0,805
Časový elipsoid $\Sigma 3$ XC	119	0,763	0,674
Časový elipsoid $\Sigma 4$ XC	120	0,547	0,896
Časový elipsoid $\Sigma 1$ YC	121	0,716	0,743
Časový elipsoid $\Sigma 2$ YC	122	0,815	0,761
Časový elipsoid $\Sigma 3$ YC	123	0,763	0,973
Časový elipsoid $\Sigma 4$ YC	124	0,892	0,920
Časový elipsoid $\Sigma 1$ ZC	125	0,715	0,413
Časový elipsoid $\Sigma 2$ ZC	126	0,884	0,196
Časový elipsoid $\Sigma 3$ ZC	127	0,883	0,043
Časový elipsoid $\Sigma 4$ ZC	128	0,489	0,160
Časový elipsoid $\Sigma 1$ AAL	129	0,856	0,310
Časový elipsoid $\Sigma 2$ AAL	130	0,890	0,251
Časový elipsoid $\Sigma 3$ AAL	131	0,846	0,448

Časový elipsoid Σ4 AAL	132	0,863	0,987
Časový elipsoid Σ1 BAL	133	0,504	0,570
Časový elipsoid Σ2 BAL	134	0,628	0,752
Časový elipsoid Σ3 BAL	135	0,556	0,965
Časový elipsoid Σ4 BAL	136	0,822	0,901
Časový elipsoid Σ1 CAL	137	0,837	0,660
Časový elipsoid Σ2 CAL	138	0,743	0,461
Časový elipsoid Σ3 CAL	139	0,564	0,057
Časový elipsoid Σ4 CAL	140	0,467	0,324
Časový elipsoid Σ1 MASx	141	0,499	0,577
Časový elipsoid Σ2 MASx	142	0,580	0,091
Časový elipsoid Σ3 MASx	143	0,649	0,775
Časový elipsoid Σ4 MASx	144	0,884	0,566
Časový elipsoid Σ1 MASy	145	0,432	0,607
Časový elipsoid Σ2 MASy	146	0,096	0,719
Časový elipsoid Σ3 MASy	147	0,142	0,147
Časový elipsoid Σ4 MASy	148	0,608	0,520
Amplitudový elipsoid Σ1 CEV	149	0,906	0,585
Amplitudový elipsoid Σ2 CEV	150	0,573	0,503
Amplitudový elipsoid Σ3 CEV	151	0,995	0,035
Amplitudový elipsoid Σ4 CEV	152	0,391	0,210
Amplitudový elipsoid Σ1 CES	153	0,883	0,448
Amplitudový elipsoid Σ2 CES	154	0,857	0,445
Amplitudový elipsoid Σ3 CES	155	0,807	0,062
Amplitudový elipsoid Σ4 CES	156	0,341	0,294
Amplitudový elipsoid Σ1 CES/CEV	157	0,666	0,750
Amplitudový elipsoid Σ2 CES/CEV	158	0,571	0,589
Amplitudový elipsoid Σ3 CES/CEV	159	0,492	0,683
Amplitudový elipsoid Σ4 CES/CEV	160	0,761	0,688
Amplitudový elipsoid Σ1 XC	161	0,338	0,682
Amplitudový elipsoid Σ2 XC	162	0,184	0,246
Amplitudový elipsoid Σ3 XC	163	0,361	0,947
Amplitudový elipsoid Σ4 XC	164	0,061	0,359
Amplitudový elipsoid Σ1 YC	165	0,449	0,100
Amplitudový elipsoid Σ2 YC	166	0,144	0,762
Amplitudový elipsoid Σ3 YC	167	0,275	0,574
Amplitudový elipsoid Σ4 YC	168	0,554	0,776
Amplitudový elipsoid Σ1 ZC	169	0,716	0,666
Amplitudový elipsoid Σ2 ZC	170	0,917	0,807
Amplitudový elipsoid Σ3 ZC	171	0,981	0,609
Amplitudový elipsoid Σ4 ZC	172	0,990	0,753
Amplitudový elipsoid Σ1 AAL	173	0,676	0,748
Amplitudový elipsoid Σ2 AAL	174	0,556	0,599
Amplitudový elipsoid Σ3 AAL	175	0,473	0,683
Amplitudový elipsoid Σ4 AAL	176	0,756	0,688
Amplitudový elipsoid Σ1 BAL	177	0,854	0,329
Amplitudový elipsoid Σ2 BAL	178	0,910	0,618



Amplitudový elipsoid $\Sigma 3$ BAL	179	0,784	0,142
Amplitudový elipsoid $\Sigma 4$ BAL	180	0,261	0,546
Amplitudový elipsoid $\Sigma 1$ CAL	181	0,919	0,526
Amplitudový elipsoid $\Sigma 2$ CAL	182	0,721	0,318
Amplitudový elipsoid $\Sigma 3$ CAL	183	0,754	0,111
Amplitudový elipsoid $\Sigma 4$ CAL	184	0,497	0,238
Amplitudový elipsoid $\Sigma 1$ MASx	185	0,521	0,796
Amplitudový elipsoid $\Sigma 2$ MASx	186	0,446	0,823
Amplitudový elipsoid $\Sigma 3$ MASx	187	0,129	0,325
Amplitudový elipsoid $\Sigma 4$ MASx	188	0,270	0,844
Amplitudový elipsoid $\Sigma 1$ MASy	189	0,297	0,913
Amplitudový elipsoid $\Sigma 2$ MASy	190	0,805	0,953
Amplitudový elipsoid $\Sigma 3$ MASy	191	0,342	0,938
Amplitudový elipsoid $\Sigma 4$ MASy	192	0,275	0,383
HurstDFAH	193	0,559	0,638
HurstH	194	0,849	0,513
LLE	195	0,915	0,828
SampEn 0,1	196	0,540	0,120
SampEn 0,2	197	0,988	0,990
SampEn 0,3	198	0,995	0,958
SampEn 0,4	199	0,981	0,999
SampEn 0,5	200	0,975	0,982
SampEn 0,6	201	0,922	0,982
SampEn 0,7	202	0,856	0,982
SampEn 0,8	203	0,813	0,948
SampEn 0,9	204	0,804	0,942
SampEn 1,0	205	0,800	0,942
RR	206	0,917	0,765
DET	207	0,777	0,829
Lmax	208	0,260	0,977
ENTR	209	0,863	0,944
LAM	210	0,938	0,854
TT	211	0,956	0,878
lineární regrese - perrotáční část (k)	212	0,639	x
lineární regrese - perrotáční část (q)	213	0,302	x
exponenciální regrese - čas vymizení ( $t_{exp}$ )	214	0,989	0,541

## Příloha J: Vyhodnocení hypotéz - Bilaterální a unilaterální stimulace na Bárányho rotačním křesle

**Tabulka P5:** Vyhodnocení hypotéz - Bilaterální a unilaterální stimulace na Bárányho rotačním křesle

Parametr	p-hodnota (Bilaterální, osa vlevo, osa vpravo)
Průnik časových elips $\Sigma 1$	0,804
Průnik časových elips $\Sigma 2$	0,924
Průnik časových elips $\Sigma 3$	0,616
Průnik časových elips $\Sigma 4$	0,536
Průnik amplitudových elips $\Sigma 1$	0,915
Průnik amplitudových elips $\Sigma 2$	0,757
Průnik amplitudových elips $\Sigma 3$	0,887
Průnik amplitudových elips $\Sigma 4$	0,636
Průnik časových elipsoidů $\Sigma 1$	0,592
Průnik časových elipsoidů $\Sigma 2$	0,370
Průnik časových elipsoidů $\Sigma 3$	0,342
Průnik časových elipsoidů $\Sigma 4$	0,089
Průnik amplitudových elipsoidů $\Sigma 1$	0,623
Průnik amplitudových elipsoidů $\Sigma 2$	0,287
Průnik amplitudových elipsoidů $\Sigma 3$	0,049
Průnik amplitudových elipsoidů $\Sigma 4$	0,002

## Příloha K: Popis projektu

<b>Sylabus výzkumného projektu</b>	
<b>A: Základní údaje o výzkumném projektu:</b>	
Název projektu: Měření kinematických parametrů vestibulárního aparátu pomocí gyro-akcelerometrického systému a optického Mocap systému	
Typ studie:	intervenční
Půjde o práci:	s osobami
Cíl projektu, testovaná hypotéza: Cílem výzkumného projektu je stanovit přesnost, možnosti využití a zdokonalení záznam kinematických veličin vestibulárního aparátu za využití gyro-akcelerometrického systému a optického Mocap systému.	
Přínos projektu v technické, diagnostické, léčebné oblasti, pro lékařské poznání nebo individuální subjekt hodnocení: Záznam kinematických veličin vestibulárního aparátu pro následnou správnou diagnostiku poruch vestibulárního aparátu.	
<b>B: Charakteristika souboru subjektů (osob) klinického hodnocení:</b>	
Počet: 30	Věková struktura: 18 až 50 let
Pohlaví: ženy a muži	Způsob jejich náboru: dobrovolnost při požádání
Odměna za účast: žádná	Jiné: Vylučovacími kritérii jsou abúzus alkoholu a drog, užití látek obsahující imidazole a antibiotik (např. streptomycin) v posledních 3 měsících, gravidita, dřívější problémy s vestibulárním aparátem a rovnováhou.
Doba trvání celého projektu (datum od-do): 22.3. 2017-31.5.2017	Doba trvání pro jeden subjekt hodnocení: 20 minut
Popis nakládání se subjekty, popis intervence, odebírání vzorků apod.: Probandovi bude na hlavu nasazena helma se senzory a markery. Proband vykoná statický stoj, chůzi, lezení po čtyřech, dřep, chůzi do schodů a bude proveden tzv. pulzní rotační test (Head Impulse Test).	
Liší se projekt od standardního postupu v denní praxi: ANO V případě, že ano, popište rozdíly: jedná se o intervenční studii, ve které jsou provedeny zásahy ovlivňující činnost vestibulárního aparátu s umístěnou helmici pro záznam kinematických veličin na hlavě probanda.	
Možná rizika, nesnáze a obtíže pro subjekt hodnocení (včetně etických): Riziko prakticky nulové.	
Jak je zajištěna bezpečnost testovaného subjektu: Zvláštní bezpečnost není třeba zajišťovat.	
Kdo ponese náklady na odškodnění v případě poškození subjektu hodnocení: ČVUT FBMI	
V Kladně dne	
_____ <i>podpis hlavního řešitele</i>	

# Příloha L: Informovaný souhlas

## Informovaný souhlas

### a informace pro subjekt hodnocení

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

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

Vážený probandě,

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

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

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

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

Výškovacími kritérii jsou abuzus alkoholu a drog, užití létek obsahující imidazole a antibiotik (např. streptomycin) v posledních 3 měsících, gravida, dřívější problémy s vestibulárním aparátem a rotovážou.

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

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

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

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

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

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

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

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

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

Jméno probanda:

Odpovědný řešitel:

Podpis probanda:

Datum:

Podpis odpovědného řešitele:

Datum:

# Příloha M: Schválení etickou komisí



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta biomedicínského inženýrství

nám. Sítňá 3105, 272 01 Kladno

## Žádost o projednání výzkumného projektu v etické komisi FBMI ČVUT

*Application for approval of a research project by FBMI CTU Institutional Ethical/Review Board*

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

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

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

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

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

### Seznam příkládaných dokumentů:

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

V Kladně dne 21.5.2017

  
podpis hlavního řešitele

## Vyjádření souhlasu etické komise FBMI ČVUT

*FBMI CTU Institutional Ethical/Review Board approval*

Projekt byl schválen etickou komisí FBMI ČVUT dne: 22.7.2017 platný do: 31.5.2017  
pod číslem: A/1003/17

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

V Kladně dne 21.7.2017

ETICKÁ KOMISE  
České vysoké učení technické v Praze  
Fakulta biomedicínského inženýrství  
nám. Sítňá 3105  
razítko etické komise FBMI ČVUT

  
Mgr. Martina ŠLIKOVÁ  
podpis předsedy etické komise

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

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

IČ: 68407700  
DIČ: CZ68407700  
Bankovní spojení: KB Praha 6  
č.ú. 27-7380010287/0100

## **Příloha N: Ověření excentricity rotace při pulzním rotačním testu**

1. Subjekt je podrobně seznámen s experimentem, jeho průběhem, přínosy a riziky.
2. Subjektu je předložen informovaný souhlas. V případě, že subjekt i nadále souhlasí se svou účastí v experimentu, stvrdí účast svým podpisem a dokument je následně archivován.
3. Subjektu je přiděleno číslo, čímž je zajištěna anonymizace vyšetření. Pod tímto číslem budou následně výsledky vyšetření uchovány.
4. Subjekt je vyšetřen přítomným specialistou v oboru neurologie, který posoudí jeho schopnost podstoupení experimentu spolu s vyloučením příslušných kontraindikací a dalších vlivů, které mohou mít vliv na zdraví subjektu a správnost měřených dat.
5. Subjekt se posadí na vyšetřovací židli
6. Subjektu je nasazena a zafixována helmice zařízení pro měření pohybu labyrintů vestibulárního systému s jednotkami MTx Xsens®.
7. Jednotlivé posuvné desky zařízení pro měření pohybu labyrintů vestibulárního systému jsou pozicovány tak, aby poloha jednotek MTx Xsens® respektovala anatomickou pozici levého a pravého labyrintu vestibulárního systému.
8. Subjekt fixuje očima bod na stěně 1 m kolmo před ním.
9. Vyšetřující stojící za subjektem provádí HIT s časově, amplitudově a směrově proměnlivými parametry.

# Příloha O: Dopis etické komisi

**UNIVERZITA KARLOVA**  
**2. lékařská fakulta**  
**Neurologická klinika**  
přednosta: prof. MUDr. Petr Marusič, PhD  
V úvalu 84, 150 06 Praha 5



Tel.: 2443 6800  
Fax: 2443 6820

V Praze dne: 27.9.2019

MUDR. Vratislav Šmelhaus  
Etická komise FN Motol

Vážený pane předsedo,

dovoluji mi obrátit se na Vás se žádostí o schválení projektu řešeného na naší klinice.

Název projektu:

Nelineární analýza pohybu očí při excentrickém rotačním testu vestibulárního aparátu

Jedná se projekt řešený ve spolupráci s FBMI ČVUT Kladno, která zajišťuje technickou část řešení (tvorba měřicích zařízení, statistická analýza, matematické modelování). Pro naši kliniku bude, kromě publikační aktivity, hlavním přínosem možnost zavedení nových metod vyšetření vestibulárního aparátu, zejména vyšetření excentrické rotace s aplikací nelineárních metod. Excentrická rotace není v ČR dosud rutinně vyšetřována a poskytuje možnost hodnocení otolitové funkce a selektivní vyšetření excentricky umístěného labyrintu rotací, což běžnými metodami není možné. Aplikace nelineárních metod může přinést nové možnosti v rámci diagnostiky poruch vestibulárního aparátu.

Předpokládané výstupy projektu:

- 2 publikace v IF časopise typu ~~biomedical engineering~~ ~~biomedizinische~~ ~~technik~~ apod.
- 2-4 publikace na mezinárodní konferenci s indexací ve SCOPUS
- diplomová práce - Aplikace nelineárních metod při vyšetření vestibulárního systému
- disertační práce - Analýza očních pohybů při excentrické rotaci

děkujeme za pochopení a vyřízení žádosti

prof. MUDr. Petr Marusič, PhD, přednosta kliniky

MUDr. Rudolf Černý CSc, řešitel projektu

přílohy:  
popis projektu  
text informovaného souhlasu

# Příloha P: Popis projektu

## Popis projektu:

### Nelineární analýza pohybu očí při excentrickém rotačním testu vestibulárního aparátu

Cílem projektu je vypracování nového automatizovaného způsobu detekce pohybu oka a získání normativních hodnot při vyšetření rotační dráždivosti labyrintu vnitřního ucha.

Nízkofrekvenční rotační podnět bude realizován na Bárányho křesle. Vyšetřovaný subjekt je podroben rotaci s postupně narůstající rychlostí, následuje fáze konstantní rotace a pak rychlé zastavení křesla. Rotační stimulace bude prováděna ve třech polohách osy otáčení: osa rotace v ose těla, osa rotace posunutá do vertikální osy levé části vestibulárního aparátu, osa rotace posunutá do vertikální osy pravé části vestibulárního aparátu. Excentricita bude individuální v rozsahu cca 2,5-4 cm.

Oční pohyby budou snímány pomocí video-okulografie – na hlavu bude nasazena maska vybavená infračervenými diodami a dvěma kamerami. Tyto kamery pomocí dvojice polopropustných zrcadel umožňují snímání polohy očí resp. zornic. Před samotným měřením proběhne kalibrace těchto brýlí za pomoci rozsvícení bodů na konkávní stěně v horizontální a vertikální rovině.

Doba trvání jednotlivého měření bude cca 2-3 minuty. Celkový čas vyšetření na Bárányho křesle se dá odhadnout na cca 20 minut.

Vyšetření bude prováděno ve vestibulární laboratoři Neurologické kliniky na rotačním křesle Nydiak 500, dodavatel Kúrka Med s.r.o. Zařízení je dlouhodobě rutinně využíváno při vyšetřování pacientů se závratí. Analýzu video-okulografických záznamů a statistickou analýzu zajišťuje spolupracující pracoviště ČVUT.

Cílem diplomové a disertační práce spolu s navázanými odbornými publikacemi je získání skupin pacientů a normativní skupiny pro hodnocení rotace s excentrickou polohou. Vyšetření bude provedeno na skupině zdravých dobrovolníků, předpokládáme 20 subjektů a na skupinách pacientů (pacienti s Ménièreova chorobou, pacienti po operaci Schwannomu, pacienti projektu Beast, pacienti projektu Batman, pacienti s akutní vestibulárními periferními výpadky).

Unikátnost daného přístupu spočívá ve využití nelineárních analýz (Poincaré, Hurstův exponent, Lyapunův exponent, RQA analýza, Entropie) na data horizontální a vertikální výchylky pupily (nystagmu), kdy porovnávají budou trvání a amplituda těchto výchylek mezi měřenými skupinami. V rámci výsledků se předpokládají min. 2 publikace v časopisech s IF a další publikace na konferencích s indexací v databázi SCOPUS.

MUDr. Rudolf Černý CSc, řešitel projektu za Neurologickou kliniku FN Motol

Ing. Petr Volf, řešitel za Fakultu biomedicínského inženýrství, České vysoké učení technické v Praze, Kladno, Česká republika

v Praze dne 27.9.2019



# Příloha Q: Informovaný souhlas

## INFORMOVANÝ SOUHLAS

### Nelineární analýza pohybu očí při excentrickém rotačním testu vestibulárního aparátu

Vážený pane, vážená paní,

byl/a jste vybrán/a do projektu studujícího nový automatizovaný způsob detekce pohybu a polohy oka při vyšetření funkce vestibulárního systému rotačními stimulačními aplikacemi s aplikací analýz nelineárních metod.

Jedná se o neinvazivní vyšetření, které se standardně provádí u pacientů s poruchami rovnováhy a závratí. Cílem studie je získat kontrolní hodnoty dráždivosti vnitřního ucha u zdravých osob, osob s vestibulárními poruchami a využít aplikace analýz nelineárních metod, které v tomto rozsahu nebyly dříve využity.

V rámci vyšetření bude provedeno rotační vyšetření na Bárányho křesle. Oční pohyby budou snímány pomocí speciálních brýlí vybavených infračervenými diodami a dvěma kamerami. Po kalibraci rozsahu očních pohybů bude provedena rotační zkouška, při které budou provedeny 3 nastavení osy rotace. Osa rotace v ose těla, osa rotace posunutá do vertikální osy levé části vestibulárního aparátu, osa rotace posunutá do vertikální osy pravé části vestibulárního aparátu. Doba trvání každého měření bude cca 2-3 minuty. Celkový čas vyšetření na Bárányho křesle se dá odhadnout na cca 20 minut.

Jedná se o neinvazivní postup, který nemůže ohrozit Váš zdravotní stav. V případě jakýchkoliv potíží je možno kdykoli celý test přerušit, či ukončit. V průběhu celého měření bude přítomen lékař – specialista na vyšetřování vestibulárního systému Centra pro poruchy rovnováhy při Neurologické klinice, Fakultní nemocnice Motol.

Účast ve studii je dobrovolná a kdykoliv můžete svou účast odvolat, aniž by to mělo vliv na průběh vaší léčby na naší klinice.

Vaše osobní data nebudou pro účel studie schraňována, Váš záznam bude ukládán pod specifickým automaticky generovaným číslem. Máte právo kdykoliv odstoupit od studie bez udání důvodů. Osobou zodpovědnou za výzkum je MUDr. Rudolf Černý, CSc. Všechny otázky, stížnosti a nápadů směřujte této zodpovědné osobě. Váš věk nesmí být nižší než 18 let.

V případě, že jste důkladně přečetl/a informovaný souhlas a všechny Vaše další otázky byly zodpovězeny, Vaším podpisem stvrzujete, že rozumíte podaným informacím a souhlasíte s účastí na studii.

Děkujeme za spolupráci

Prof. MUDr. Petr Marusič PhD., přednosta kliniky

MUDr. Rudolf Černý CSc, řešitel projektu

Souhlasím s detekcí pohybu oka v průběhu rotačního testu na Bárányho křesle.

v Praze dne:

Jméno :

# Příloha R: Schválení etickou komisí



FN MOTOL

ETICKÁ KOMISE PRO MULTICENTRICKÁ KLINICKÁ HODNOCENÍ  
FAKULTNÍ NEMOCNICE V MOTOLE  
Ethics Committee for Multi-Centric Clinical Trials of the University Hospital Motol

✉ V úvalu 84, 150 06 Praha 5 ☎ 224 431 195 📠 224 431 196 🌐  
[etickakomise@fnmotol.cz](mailto:etickakomise@fnmotol.cz)  
[www.fnmotol.cz](http://www.fnmotol.cz)

## STANOVISKO ETICKÉ KOMISE K VÝZKUMNÉMU PROJEKTU *OPINION OF THE ETHICS COMMITTEE ON RESEARCH PROJECT*

Název projektu / *Full Title of the Project* :

Nelineární analýza pohybu očí při excentrickém rotačním testu vestibulárního aparát

Zadavatel / *Sponsor*

Neurologická klinika 2.LF UK a FN Motol a  
Fakulta biomedicínského inženýrství, ČVÚT v Praze

Žadatel / *Applicant*: Prof. MUDr. Petr Marusič, PhD. a MUDr. Rudolf Černý, CSc,  
Neurologická klinika 2.LF UK a FN Motol

Zkoušející / *Investigators*

MUDr. Rudolf Černý CSc, Neurologická klinika 2.LF UK a FN Motol  
Ing. Petr Volf, Fakulta biomedicínského inženýrství, ČVÚT v Praze, Kladno

**EK vydává / *EC issues*:                      souhlasné stanovisko / *favourable opinion***

Datum přijetí / *Date of Submission*: 27. 9. 2019

Jednací č. / *Reference No.*: EK- 1148/19

Datum jednání EK / *Date of EC Session*: 9. 10. 2019

Etická komise prohlašuje, že byla ustavena a pracuje podle jednacího řádu v souladu se správnou klinickou praxí (GCP) a platnými předpisy / *The Ethics committee hereby declares that it was established and operates in accordance with its Rules of Procedure in compliance with Good Clinical Practice and valid legal regulations.*

9. 10. 2019

MUDr. Vratislav Šmelhaus

.....  
Datum / *Date*

.....  
předseda / *Chairman*

.....  
podpis předsedy EK / *Signature of Chairman*



# Příloha S: Dopis etické komisi

**UNIVERZITA KARLOVA**  
**2. lékařská fakulta**  
**Neurologická klinika**  
přednosta: prof. MUDr. Petr Marusič, PhD  
V úvalu 84, 150 06 Praha 5



Tel.: 2443 6800

Fax: 2443 6820

V Praze dne: 8.2.2018

MUDr. Vratislav Šmelhaus  
Etická komise FN Motol

Vážený pane předsedo,

dovolte mi obrátit se na Vás se žádostí o schválení projektu řešeného na naší klinice.

Název projektu:

**Excentrický rotační test vestibulárního aparátu**

Jedná se projekt řešený ve spolupráci s FBMI ČVUT Kladno, která zajišťuje technickou část řešení (statistická analýza, matematické modelování). Pro naši kliniku bude, kromě publikační aktivity, hlavním přínosem možnost zavedení nových metod vyšetření vestibulárního aparátu - vyšetření excentrické rotace. Excentrická rotace není v ČR dosud rutinně vyšetřována a poskytuje možnost hodnocení otolitové funkce a selektivní vyšetření excentricky umístěného labyrintu rotací, což běžnými metodami není možné.

Předpokládané výstupy projektu:

- publikace v IF časopise typu biomedical engineering/biomedizinische technik apod.
- publikace na mezinárodní konferenci typu EMBEC
- bakalářská práce - Analýza perrotčního a postrotčního nystagmu v průběhu excentrické rotace na Bárányho křesle

děkujeme za pochopení a vyřízení žádosti

prof. MUDr. Petr Marusič, PhD, přednosta kliniky

MUDr. Rudolf Černý CSc, řešitel projektu

přílohy:  
popis projektu  
text informovaného souhlasu

# Příloha T: Popis projektu

## Popis projektu:

### Excentrický rotační test vestibulárního aparátu

Cílem projektu je vypracování nového automatizovaného způsobu detekce pohybu oka a polohy při vyšetření rotační dráždivosti labyrintu vnitřního ucha.

Nízkofrekvenční rotační podnět bude realizován na Bárányho křesle. Vyšetřovaný subjekt je podroben rotaci s postupně narůstající rychlostí, následuje fáze konstantní rotace a pak rychlé zastavení křesla. Rotační stimulace bude prováděna ve třech polohách osy otáčení: osa rotace v ose těla, osa rotace posunutá do vertikální osy levé části vestibulárního aparátu, osa rotace posunutá do vertikální osy pravé části vestibulárního aparátu. Excentricita bude individuální v rozsahu cca 2,5-4 cm.

Oční pohyby budou snímány pomocí video-okulografie – na hlavu bude nasazena maska vybavená infračervenými diodami a dvěma kamerami. Tyto kamery pomocí dvojice polopropustných zrcadel umožňují snímání polohy očí resp. zornic. Před samotným měřením proběhne kalibrace těchto brýlí za pomoci rozsvícení bodů na konkávní stěně v horizontální a vertikální rovině.

Doba trvání jednotlivého měření bude cca 2-3 minuty. Celkový čas vyšetření na Bárányho křesle se dá odhadnout na cca 30 minut.

Vyšetření bude prováděno ve vestibulární laboratoři Neurologické kliniky na rotačním křesle Ekida, které je rutinně využíváno při vyšetřování pacientů se závratí.

Cílem bakalářského projektu je získání skupiny norem pro hodnocení rotace s excentrickou polohou. Vyšetření bude provedeno na skupině zdravých dobrovolníků, předpokládáme 20 až 30 subjektů.

MUDr. Rudolf Černý CSc,

řešitel projektu za Neurologickou kliniku FN Motol

Ing. Petr Volf,

řešitel za Fakultu biomedicínského inženýrství, České vysoké učení technické v Praze, Kladno, Česká republika

v Praze dne

# Příloha U: Informovaný souhlas

## INFORMOVANÝ SOUHLAS:

Vážený pane, vážená paní

Byl/a jste vybrán/a do projektu studujícího nový automatizovaný způsob detekce pohybu a polohy oka při vyšetření funkce vestibulárního systému rotační stimulací.

Jde o neinvazivní vyšetření, které se standardně provádí u pacientů s poruchami rovnováhy a závratí.

Cílem studie je získat kontrolní hodnoty dráždivosti vnitřního ucha u zdravých osob a vyzkoušet nové modifikace rotační zkoušky

V rámci vyšetření bude provedeno rotační vyšetření na Bárányho křesle. Oční pohyby budou snímání pomocí speciálních brýlí vybavených infračervenými diodami a dvěma kamerami. Po kalibraci rozsahu očních pohybů bude provedena rotační zkouška, při které budou provedeny 3 nastavení osy rotace. Osa rotace v ose těla, osa rotace posunutá do vertikální osy levé části vestibulárního aparátu, osa rotace posunutá do vertikální osy pravé části vestibulárního aparátu. Doba trvání každého měření bude cca 2-3 minuty. Celkový čas vyšetření na Bárányho křesle se dá odhadnout na cca 30 minut.

Jedná se o neinvazivní postup, který nemůže ohrozit váš zdravotní stav. V případě jakýchkoliv potíží je možno kdykoli celý test přerušit, či ukončit. V průběhu celého měření bude přítomen lékař – specialista na vyšetřování vestibulárního systému Centra pro poruchy rovnováhy při Neurologické klinice, Fakultní nemocnice Motol.

Účast ve studii je dobrovolná a kdykoliv můžete svou účast odvolat, aniž by to mělo vliv na průběh vaší léčby na naší klinice.

Vaše osobní data nebudou pro účel studie schraňována, Váš záznam bude ukládán pod specifickým automaticky generovaným číslem. Máte právo kdykoliv odstoupit od studie bez udání důvodů. Osobou zodpovědnou za výzkum je MUDr. Rudolf Černý, CSc. Všechny otázky, stížnosti a nápady směřujte této zodpovědné osobě. Váš věk nesmí být nižší než 18 let.

V případě, že jste důkladně přečetl/a informovaný souhlas a všechny Vaše další otázky byly zodpovězeny, Vaším podpisem stvrzujete, že rozumíte podaným informacím a souhlasíte s účastí na studii.

Děkujeme za spolupráci

Profesor MUDr. Petr Marusič PhD., přednosta kliniky

MUDr. Rudolf Černý CSc, řešitel projektu

Souhlasím s detekcí pohybu oka v průběhu rotačního testu na Bárányho křesle.

v Praze dne:

Jméno :

# Příloha V: Schválení etickou komisí strana 1



FN MOTOL

ETICKÁ KOMISE PRO MULTICENTRICKÁ KLINICKÁ HODNOCENÍ  
FAKULTNÍ NEMOCNICE V MOTOLE A 2. LÉKAŘSKÉ FAKULTY UNIVERZITY KARLOVY  
V PRAZE

Ethics Committee for Multi-Centric Clinical Trials of the University Hospital Motol and  
2<sup>nd</sup> Faculty of Medicine, Charles University in Prague

✉ V úvalu 84, 150 06 Praha 5 ☎ 224 431 195 📠 224 431 196 📧 [etickakomise@fnmotol.cz](mailto:etickakomise@fnmotol.cz)  
[www.fnmotol.cz](http://www.fnmotol.cz)

## STANOVISKO ETICKÉ KOMISE K VÝZKUMNÉMU PROJEKTU *OPINION OF THE ETHICS COMMITTEE ON RESEARCH PROJECT*

Název projektu / *Full Title of the Project:*  
**Excentrický rotační test vestibulárního aparátu**

Zadavatel, žadatel a řešitel / *Sponsor, Applicant and Investigator :*  
**MUDr. Rudolf Černý, CSc., Neurologická klinika 21. LF UK a FN v Motole**  
Spoluzkoušející / *Coinvestigator:* **Ing. Petr Volf, FBMI ČVUT Kladno**

**EK vydává / *EC issues***

**souhlasné stanovisko / *favourable opinion***

Datum přijetí / *Date of Submission:* **9. 2. 2018**      Jednací č. / *Reference No.:* **EK - 168/18**  
Datum jednání EK / *Date of EC Session:* **28. 2. 2018**

**28. 2. 2018**      **MUDr. Vratislav Šmelhaus**

.....  
Datum / *Date*

.....  
předseda / *Chairman*

.....  
podpis předsedy EK / *Signature of Chairman*

.....  
Etická komise pro multicentrická hodnocení  
tel: 224 431 195 fax: 224 431 196  
IČ: 00664203 DIČ: CZ00664203

Etická komise prohlašuje, že byla ustavena a pracuje podle jednacího řádu v souladu se správnou klinickou praxí (GCP) a platnými předpisy / *The Ethics committee hereby declares that it was established and operates in accordance with its Rules of Procedure in compliance with Good Clinical Practice and valid legal regulations.*



## Příloha W: Schválení etickou komisí strana 2

Seznam členů Etické komise / List of the IEC members

Jméno a příjmení <i>Name and Surname</i>	Muž / Žena <i>Male / Female</i>	Odbornost <i>Occupation</i>	Závislost <i>Liability</i>	Hlasoval <i>Voted</i>
MUDr. Vratislav Šmelhaus Předseda / <i>Chairman</i>	M	M.D.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Bc. Eva Sarah Al Jamal	F	Officer	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Anna Dobešová	F	Pensioner	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Doc. MUDr. Jiří Dušek, CSc.	M	M.D.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
PharmDr. Petr Horák	M	Pharmacist	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Prof. MUDr. Jakub Hort, Ph.D.	M	M.D.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Prof. MUDr. Michal Hrdlička, CSc.	M	M.D.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Prof. MUDr. Václav Chaloupecký, CSc.	M	M.D.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Prof. MUDr. Jiří Charvát, CSc.	M	M.D.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Mgr. Zuzana Švihelová	M	Lawyer	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
JUDr. Kateřina Královcová	F	Lawyer	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Prim. MUDr. Zdeněk Linke	M	M.D.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Prof. MUDr. Lidka Lisá, DrSc.	F	M.D.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Doc. MUDr. Jitka Zelenková, CSc.	F	M.D.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Doc. MUDr. Jan Zuna, Ph.D.	M	M.D.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

## **Příloha X: protokol měření - Bilaterální a unilaterální stimulace na Bárányho rotačním křesle**

1. Subjekt je podrobně seznámen s experimentem, jeho průběhem, přínosy a riziky.
2. Subjektu je předložen informovaný souhlas. V případě, že subjekt i nadále souhlasí se svou účastí v experimentu, stvrdí účast svým podpisem a dokument je následně archivován.
3. Subjektu je přiděleno číslo, čímž je zajištěna anonymizace vyšetření. Pod tímto číslem budou následně výsledky vyšetření uchovány.
4. Subjekt je vyšetřen přítomným specialistou v oboru neurologie, který posoudí jeho schopnost podstoupení experimentu spolu s vyloučením příslušných kontraindikací a dalších vlivů, které mohou mít vliv na zdraví subjektu a správnost měřených dat.
5. Subjekt se posadí do rotačního křesla. Následně je zabezpečen za využití bezpečnostního pásu. Dolní končetiny subjektu v oblasti kotníku jsou fixovány k rotačnímu křeslu pomocí stahovacího pásu.
6. Subjektu jsou nasazeny snímací VOG brýle. Za současného sledování monitoru, kam je obraz z VOG brýlí přenášen, jsou nastaveny odrazné plochy VOG brýlí tak, aby byl obraz ostrý a pozice pupil byla na středu
7. Následně je zapnuto nahrávání videozáznamu.
8. Kalibrace VOG brýlí: před subjektem se rozsvěcí světelné body. Subjekt je instruován, aby sledoval body bez pohybu hlavy. Rozsah pozic bodů je  $\pm 10^\circ$  vertikálně a  $\pm 20^\circ$  horizontálně.
9. Na brýle je nasazena stínící krytka.
10. Je provedena první bilaterální stimulace. Po skončení rotace je subjekt dotázán, zda se cítí dobře a zda je schopen dále pokračovat.
11. Křeslo je vyoseno ze středové pozice o 3,5 cm pravo. Je provedena první unilaterální stimulace. Po skončení rotace je subjekt dotázán, zda se cítí dobře a zda je schopen dále pokračovat.
12. Křeslo je vyoseno ze středové pozice o 3,5 cm vlevo. Je provedena druhá unilaterální stimulace.
13. Je vypnuto nahrávání videozáznamu.
14. Subjekt si za asistence sejme brýle a je odpoután od rotačního křesla.
15. Následně je subjekt dotázán, zda by mohl vyplnit krátký dotazník (obsahující dotazy jako pohlaví, věk, přítomnost očních vad apod.)
16. Subjekt je zkontrolován přítomným specialistou v oboru neurologie.



# Příloha Y: 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.

### Užitné 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., Kutílek, 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., Kutílek, 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., ... & Kutílek, 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).

#### ***Užité 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., Duskocil, 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., Stehlík, 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., Hána, 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., ... & Duskocil, R. (2019). Brain Electrical Activity Mapping in Military Pilots During Simulator Trainings. In 2019 International Conference on Military Technologies (ICMT) (pp. 1-6). IEEE.

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

Hejda, J., **Volf, 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., **Volf, 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.
- Närviäinen, 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., Närviäinen, 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., **Volf, 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., **Volf, 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., **Volf, 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., **Volf, 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) suppl., S297.

***Užitné vzory***

**Volf, P.**, Hejda, J., Hýbl, J., Adamová, B., Kutílek, 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 technik 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:**

*I. 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 perrotáčního 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.