



FAKULTA APLIKOVANÝCH VĚD
ZÁPADOČESKÉ UNIVERZITY
V PLZNI

KATEDRA INFORMATIKY
A VÝPOČETNÍ TECHNIKY



Bakalářská práce

Analýza signálů odpovědi vestibulárního nervu na záškrub hlavy

Pavla Adamcová





FAKULTA APLIKOVANÝCH VĚD
ZÁPADOČESKÉ UNIVERZITY
V PLZNI

KATEDRA INFORMATIKY
A VÝPOČETNÍ TECHNIKY

Bakalářská práce

Analýza signálů odpovědi vestibulárního nervu na záškub hlavy

Pavla Adamcová

Vedoucí práce

Ing. Pavel Nový, Ph.D.

© Pavla Adamcová, 2025.

Všechna práva vyhrazena. Žádná část tohoto dokumentu nesmí být reprodukována ani rozšiřována jakoukoli formou, elektronicky či mechanicky, fotokopírováním, nahráváním nebo jiným způsobem, nebo uložena v systému pro ukládání a vyhledávání informací bez písemného souhlasu držitelů autorských práv.

Citace v seznamu literatury:

ADAMCOVÁ, Pavla. *Analýza signálů odpovědi vestibulárního nervu na zášklub hlavy*. Plzeň, 2025. Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni, Fakulta aplikovaných věd, Katedra informatiky a výpočetní techniky. Vedoucí práce Ing. Pavel Nový, Ph.D.

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

Fakulta aplikovaných věd
Akademický rok: 2024/2025

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Pavla ADAMCOVÁ**
Osobní číslo: **A22B0175P**
Studijní program: **B0613A140035 Informační systémy**
Téma práce: **Analýza signálů odpovědi vestibulárního nervu na záškub hlavy**
Zadávající katedra: **Katedra informatiky a výpočetní techniky**

Zásady pro vypracování

Popis zadání: Dílčí úloha analýzy odpovědi vestibulárního nervu při použití diagnostické metody Video Head Impulse Test (vHIT). Cílem je vypracovat přehledovou studii metod výpočtů parametru GAIN, vyjadřujícího schopnost kompenzace pohybu hlavy pohybem oka. Na základě testů budou vybrané metody GAIN implementovány do existujícího experimentálního programového systému.

Jednotlivé body zadání:

- Na základě poznatků z fyziologie vestibulárního aparátu, příčin vzniku poruch rovnováhy a vazeb mezi rovnovážným ústrojím a řízením pohybu oka stručně popište vyšetřovací metodu vHIT. Dále se zaměřte na parametr GAIN, kterým je kvantifikována schopnost oka kompenzovat pohyb hlavy. Vypracujte přehledovou studii metod výpočtu parametru GAIN, zejména pak s ohledem na výskyt tzv. covert saccade a jejich filtraci (desakádování) jako rušivého signálu.
- Provedte výběr a testování metod výpočtu parametru GAIN pro normální průběhy pohybu hlavy a oka a pro průběhy patologické. Výsledky porovnejte s údaji GAIN podle systému vHIT ICS Impulse USB. Na základě analýzy a získaných poznatků případně navrhněte modifikace výpočtů parametru GAIN a zařaďte je do testování.
- Metody výpočtu GAIN implementujte do existujícího experimentálního programového systému tak, aby se rozšířily možnosti hodnocení dat importovaných ze systému ICS Impulse USB. Výpočet GAIN může být také aplikován na odhady standardních průběhů signálů pohybu hlavy a oka. Systém doplňte o další potřebné funkcionality a vizualizaci dat.
- Dosažené výsledky vyhodnoťte a diskutujte možnosti uložení vypočítaných parametrů k existujícím záznamům do databáze.

Klíčová slova:

vestibulární ústrojí, nystagmus, vertigo, Video Head Impulse Test, Vestibulo-Ocular Reflex.

Rozsah bakalářské práce: **doporuč. 30 s. původního textu**
Rozsah grafických prací: **dle potřeby**
Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam doporučené literatury:

Dodá vedoucí bakalářské práce.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Pavel Nový, Ph.D.**
Katedra informatiky a výpočetní techniky

Datum zadání bakalářské práce: **30. září 2024**
Termín odevzdání bakalářské práce: **5. května 2025**

L.S.

Doc. Ing. Miloš Železný, Ph.D.
děkan

Doc. Ing. Přemysl Brada, MSc., Ph.D.
vedoucí katedry

V Plzni dne 25. října 2024

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně a výhradně s použitím citovaných pramenů, literatury a dalších odborných zdrojů. Tato práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

Beru na vědomí, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze zákona č. 121/2000 Sb., autorského zákona v platném znění, zejména skutečnost, že Západočeská univerzita v Plzni má právo na uzavření licenční smlouvy o užití této práce jako školního díla podle § 60 odst. 1 autorského zákona.

V Plzni dne 05. května 2025

.....

Pavla Adamcová

V textu jsou použity názvy produktů, technologií, služeb, aplikací, společností apod., které mohou být ochrannými známkami nebo registrovanými ochrannými známkami příslušných vlastníků.

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zaměřuje na analýzu signálů odpovědi vestibulárního nervu získaných při vyšetření vestibulárního ústrojí pomocí metody Video Head Impulse Test (vHIT), se zaměřením na detekci a filtrování skrytých sakád (covert saccade). Práce vychází z předchozího softwarového řešení a rozšiřuje jej o nové algoritmy pro zpracování výstupních dat z komerčního zařízení ICS® Impulse. V rámci řešení je detekce skrytých sakád, jejich aproximace (desakádování) a výpočet hodnoty zesílení (Gain) realizován na základě metod popsanych v odborných publikacích, podpořených vlastními modifikacemi a experimentálními testy. V závěru je provedeno subjektivní porovnání detekce sakád mezi klinickým hodnocením (ORL covert s.) a výsledky generovanými experimentálním softwarem. Výstupem práce je nástroj pro analýzu vHIT dat, který je otevřeně zdokumentován a má potenciál pro další rozšíření.

Abstract

This bachelor's thesis focuses on the analysis of vestibular nerve response signals obtained during vestibular system examination using the Video Head Impulse Test (vHIT), with a focus on the detection and filtering of covert saccades. The work builds on a previous software solution and extends it with new algorithms for processing output data from the commercial device ICS® Impulse. As part of the solution, covert saccade detection, their approximation (desaccading), and the calculation of gain values are implemented based on methods described in scientific literature, supported by custom modifications and experimental testing. In the final part, a subjective comparison is made between saccade detection by clinical evaluation (ORL covert s.) and the results generated by the experimental software. The outcome of this work is a tool for vHIT data analysis, which is openly documented and offers potential for further development.

Klíčová slova

Vestibulární ústrojí • Vide Head Impulse Test (vHIT) • Vestibulookulární reflex (VOR)
• Zesílení (Gain) • Skrytá sakáda • Nystagmus

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala svému příteli, rodině a přátelům, kteří mi během zpracování této bakalářské práce i v průběhu celého studia podávali pomocnou ruku a stáli při mně, kdykoliv jsem to potřebovala. Zvláštní poděkování patří mému vedoucímu bakalářské práce, panu Ing. Pavlu Novému, Ph.D., za jeho neocenitelnou podporu, sdílené odborné znalosti a vstřícné vedení této práce.

Pavla Adamcová,
autorka práce
(květen 2025)

Obsah

1	Úvod	4
2	Vestibulární aparát	6
2.1	Anatomie vestibulárního aparátu	6
2.2	Reflexy	7
2.3	Poruchy vestibulárního ústrojí	7
2.4	Nystagmus	8
2.5	Sakády	10
3	Vyšetření VOR	11
3.1	Obecné druhy vyšetření	11
3.2	Video Head Impulse Test	12
3.3	Popis systému ICS® Impulse	13
3.3.1	Typy testů	14
3.3.2	Sběr impulsů	14
3.3.3	Data	15
3.3.4	Hodnota Gain podle ICS® Impulse	16
3.3.5	Export dat	16
3.3.6	Rozšíření analýzy dat	16
4	Hodnota Gain a metody výpočtu	17
4.1	Veličiny, označení a zobrazení	17
4.2	Obecné metody výpočtu hodnoty Gain	20
4.2.1	Metody PTP Gain	20
4.2.2	Metoda AREA Gain	22
4.2.3	REG metoda	22
4.3	Intervaly pro výpočet hodnoty Gain	24
4.4	Abnormality v naměřených hodnotách	25
4.5	Normální a abnormální hodnoty Gain	26

5	Analýza zesílení Gain	27
5.1	Shrnutí teoretických poznatků a specifikace vstupních parametrů .	27
5.1.1	Relevantní interval signálu	27
5.1.2	Metody výpočtu hodnoty Gain	28
5.1.3	Akcelerace	28
5.2	Výskyt sakád v rámci měření a jejich filtrace	29
5.3	Detekce sakád	31
5.4	Desakádování	35
6	Softwarové a algoritmické řešení	40
6.1	Software	40
6.2	Grafické rozhraní a jeho funkce	40
6.2.1	Správa záznamů	41
6.2.2	Přehled měření	42
6.2.3	Odhad standardního průběhu signálu	42
6.2.4	Analýza impulsů a hodnoty Gain	43
6.3	Analýza impulsů	45
6.3.1	Výběr impulsů	45
6.3.2	Standardní impulsy	46
6.3.3	Individuální impulsy	47
6.3.4	Algoritmus zpracování impulsů a jejich dat	47
6.4	Vizualizace dat	47
6.5	Algoritmus hodnoty Gain	48
6.5.1	Algoritmus detekce skrytých sakáda a následné desakádování	49
6.6	Dosažené výsledky	51
6.6.1	Výsledky testování detekce <i>covert saccade</i>	51
6.6.2	Export výsledků hodnoty Gain	55
6.6.3	Další možné rozšíření práce	55
7	Závěr	57
A	Uživatelská příručka	59
A.1	Úvod	59
A.2	Instalace	59
A.3	První spuštění a výběr databáze	59
A.4	Správa záznamů	60
A.4.1	Vložení nových záznamů	60
A.4.2	Změna databáze	60
A.4.3	Výběr záznamu	61
A.5	Výběr měření	61

A.6	Odhad standardního průběhu signálu	62
A.6.1	Odhad standardního signálu v časové oblasti	62
A.6.2	Odhad standardního signálu ve frekvenční oblasti	63
A.7	Gain	64
A.7.1	Složka <i>Default Graph of Selected Examination</i>	64
A.7.2	Složka <i>Individual Impulses</i>	64
A.7.3	Složka <i>Standard Impulse</i>	66
Bibliografie		68
Seznam obrázků		71
Seznam tabulek		73
Seznam výpisů		74
Seznam zkratek		75

Vestibulookulární reflex (VOR) je zásadní mechanismus zajišťující stabilitu rovnováhy a vidění při pohybu hlavy a těla. Jeho úkolem je především stabilizovat zrak při rychlých pohybech hlavy, a jeho správné fungování je klíčové pro orientaci v prostoru i při každodenních aktivitách. Je také jednou z mnoha oblastí, které jsou svým způsobem komplexnější při diagnostice, v případě nalezení poruch či patologických stavů.

V moderní klinické praxi se k testování a vyhodnocení tohoto reflexu využívá řada diagnostických metod. Tato práce se zabývá výstupy metody Video Head Impulse Test (vHIT), která umožňuje zachycovat a měřit reakce očí při náhlém pohybu hlavy. Přestože zařízení pro měření poskytuje rozsáhlé soubory základních výsledků včetně popisů, popisy metod některých používaných analýz však stále zůstávají uživatelům neznámé. Kromě toho, softwarové vybavení klinického zařízení je uzavřené, tj. neumožňuje implementaci dalších experimentálních metod, které uživatelům nabízí klinická praxe. Z těchto důvodů vznikla potřeba realizovat programové vybavení, oddělené od proprietárního softwaru, které bude pouze využívat export dat z klinického zařízení vHIT.

Jedním z nejpoužívanějších parametrů pro diagnostiku VOR je u metody vHIT parametr zesílení, angl. *Gain*, který vyjadřuje schopnost kompenzace pohybu oka vzhledem k pohybu hlavy. Zdrojem pro výpočet tohoto parametru jsou hodnoty signálů rychlosti pohybu hlavy a rychlosti pohybu oka, které v určitých případech mohou obsahovat poruchové signály. Dále pro výpočet hodnoty Gain je možné použít řadu přístupů, které společně s metodami úpravy signálů (filtrace) nejsou u proprietárního softwaru dostupné.

Proto se tato bakalářská práce zaměřuje svým obsahem na rešerši publikovaných metod výpočtů zesílení Gain, jejich modifikaci a odvození vlastního algoritmu pro výpočet Gain, detekci tzv. skrytých sakád, angl. *covert saccade*, a filtraci těchto, z pohledu hodnoty Gain, poruchových signálů. Práce přispívá svými výsledky k vytváření programového vybavení, odděleného od proprietárního softwaru vHIT, které je postupně realizováno ve spolupráci s Neurologickou klinikou a ORL klinikou FN Motol, a přímo navazuje na bakalářskou práci [Kot19], která se zabývala odhadem

standardního průběhu signálu odpovědi vestibulárního nervu.

Vestibulární aparát

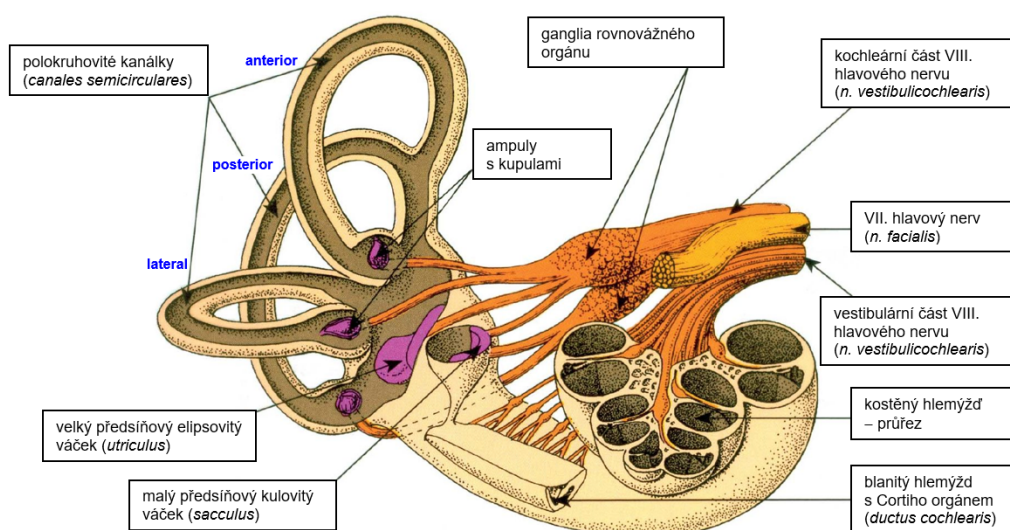
2

2.1 Anatomie vestibulárního aparátu

Vestibulární aparát neboli rovnovážné ústrojí je komplexní statokinetický smyslový orgán a vztahuje se ke vnímání polohy těla a orientaci v prostoru. Nachází se v blanitém labyrintu, který tvarem kopíruje kostěný labyrint ve vnitřním uchu. V meziprostoru mezi kostěným a blanitým labyrintem se nachází tekutina zvaná perilymfa. Blanitý labyrint je naopak vyplněn jinou tekutinou zvanou endolymfa. Ta se při náklonu hlavy přelévá, na což reagují vláskové buňky (mechanoreceptory), které následně přijatou informaci posílají dál do mozku. Vestibulární aparát jako samotný je složen z několika různých částí, které společně poskytují informace o pohybu a poloze hlavy a těla. Tento komplexní systém zahrnuje polokruhovitě kanálky, které tvoří kinetickou část, a vácčky utrikulus a sakulus, které představují statickou část vestibulárního aparátu, viz obr. 2.1. V každém uchu se nachází tři polokruhovitě kanálky:

- Přední polokruhový kanálek (canalis semicircularis anterior),
- Laterální polokruhový kanálek (canalis semicircularis lateralis),
- Zadní polokruhový kanálek (canalis semicircularis posterior).

Rozšířené části každého kanálku (ampuly) jsou tzv. vlastními čivými elementy a zaznamenávají rotační pohyby těla. Pak tu jsou statická čidla, tzv. tíhové vácčky, nazývané utrikulus a sakulus. Ty jsou z velké části tvořeny z makulové tkáně. Makula je tvořena ze smyslových a podpůrných buněk. Tíhové vácčky jsou samy o sobě vlastními čivými elementy, které zaznamenávají lineární zrychlený či zpomalený pohyb hlavy. [Hah19]



Obrázek 2.1: Vnitřní ucho a polokruhovitě kanálky (auris interna et canales semicirculares) [HH14]

2.2 Reflexy

Vestibulární aparát jako součást smyslové soustavy reagující na nervové podněty a je úzce propojen s reflexními mechanismy. Vestibulární systém má několik reflexů, které dohromady zajišťují stabilizaci vidění, držení těla a rovnováhu. Mezi ty nejdůležitější vestibulární reflexy se řadí, viz [Hru+21]:

- **Vestibulospinální reflex (VSR)**, který je nezbytně nutný k autonomnímu udržení rovnováhy. Stará se o dynamickou redistribuci kosterního svalstva. Jedná se o proces aktivování všech potřebných svalů k udržení stability.
- **Vestibulovegetativní reflex (VCR)** patří mezi ty méně známé. Je totiž úzce spojen s autonomním nervovým systémem, který řídí nevědomé funkce těla, jako je dýchání, trávení či srdeční aktivita.
- **Vestibulookulární reflex (VOR)** je autonomní reflex, který aktivuje svalstvo očí (očních bulb) téměř při každé činnosti. Jeho hlavní funkcí je zajištění stability pohledu při pohybech a náklonech hlavy do různých směrů. Pohyb očí je přitom přesně opačný než pohyb hlavy, a to jak směrem, tak i rychlostí, čímž se udržuje stabilní obraz na sítnici a zachovává rovnováha.

2.3 Poruchy vestibulárního ústrojí

U jedince trpícího některou z možných poruch vestibulárního ústrojí se neprojevují pouze obtíže spojené se ztrátou rovnováhy či závratěmi. Zpravidla jsou příznaky

multimorbidní a mohou zahrnovat poruchy sluchu, zraku, čichu či chuti. Příznak dysfunkce VOR však bývá častý u těchto typů poruch, které se dělí na periferní, centrální a smíšené. Každý má své specifické charakteristiky, podle kterých lze dále diagnostikovat původ obtíží, viz [Hah10]:

- Periferní poruchy se obvykle projevují prudkými, náhlými závratěmi, často doprovázenými nevolností či zhoršením sluchu. Tyto příznaky však časem odeznívají a zůstávají pouze závratě rotačního typu při rychlém pohybu.
- Centrální poruchy rovnováhy na druhou stranu bývají chronické. Mezi příznaky patří pocit rotace, kolísání na jednu postiženou stranu, či neostrý zrak. Naopak se nedostavují závratě či sluchové potíže.
- Smíšené poruchy kombinují příznaky obou předchozích typů v různém rozsahu.

U všech typů závratí je ve většině případů přítomný *nystagmus*.

2.4 Nystagmus

Název *nystagmus* pochází z řeckého *nustagmos* (klimbání, ospalost) a jedná se o stav charakterizovaný neovladatelnými, rapidními a opakujícími se pohyby (kmity) očí (očních bulbů). Pohyby mohou být pomalé, rychlé nebo kombinované a mohou probíhat v různých směrech (horizontálním, vertikálním nebo kruhovém). Tento nekontrolovatelný fenomén může být přítomný nepřetržitě, nebo se objevovat pouze za určitých podmínek, například při změně polohy hlavy, těla či při změně nebo fixaci pohledu. To může vést k zhoršení vidění, narušení vnímání rovnováhy a ovlivnění koordinace. Nystagmus však lze odlišit od jiných očních patologií, jako jsou sakády, oscilace či jiné abnormální mimovolní pohyby očí, které jsou rychlé a mohou se nystagmu podobat.

Ačkoliv se nystagmus může vyskytovat jako fyziologický, častěji bývá spojen s patologickými stavy a má významnou diagnostickou hodnotu.

Normální variantu okulo-motorické funkce představuje **fyziologický nystagmus**, který se vyskytuje za určitých podmínek, např.:

- End-point nystagmus - krátké horizontální trhnutí očí při krajním pohledu do strany.
- Per-rotational a post-rotational nystagmus – vyskytuje se při nebo po rotaci hlavy a těla.
- Optokinetický nystagmus – reakce očí na pohybující se vizuální podněty.

- Vestibulookulární reflex (VOR) – reflexní pohyb očí při rotaci hlavy.
- Kalorický nystagmus – vyvolaný teplotní stimulací ušního bubínku vodou.
- Magneticky indukovaný nystagmus – objevuje se během vyšetření v MRI přístroji.

Jeden z významných faktorů při nálezu nystagmu u pacienta je také věk. U dětí se v určitých vývojových obdobích mohou objevit specifické typy nystagmu, které bývají spojeny s různými onemocněními. Naopak výskyt získaného nystagmu v pozdějším věku obvykle vyžaduje podrobné vyšetření k určení jeho příčiny.

Nystagmus u některých pacientů může být patrně i asymptomatický. Nicméně, u většiny pacientů nystagmus způsobuje pocit závratě (*vertigo*), oscilopsii (*iluze pohybujícího se okolí*), rozmazané vidění (*důsledek neustálého pohybu obrazu na sítnici*) nebo abnormální polohu hlavy (*kompensační poloha, při které jsou příznaky mírnější*), což vede k problémům v běžném životě.

Jedním z hlavních problémů při identifikaci **patologického nystagmu** je určení lokalizace postižených abnormálních struktur mozku nebo vestibulárního aparátu a stanovení jeho etiologie. Získaný nystagmus nalezený později v dospívání, nebo v dospívání může naznačovat problém centrálního nervového systému a nemoci jako jsou roztroušená skleróza, nádory na mozku, trauma, metabolické poruchy či toxicita alkoholu či drog.

U patologického nystagmu je rozlišováno několik typů, jako jsou například:

- Spontánní vestibulární nystagmus – vzniká bez vnějších podnětů, často v důsledku poruchy rovnovážného systému.
- Poziční nystagmus – vyvolaný změnou polohy hlavy (např. benigní paroxysmální polohové vertigo – BPPV).
- Latentní nystagmus – projevuje se pouze při zakrytí jednoho oka.
- Pohledem vyvolaný nystagmus – objevuje se při pohledu do určitého směru.
- Vertikální nystagmus - může být způsoben lézemi v oblasti zadní části lební dutiny (např. v mozečku), vedlejšími účinky léků, deficitem vitamínů, zánětlivými a autoimunitními/paraneoplastickými stavy nebo dědičnými a degenerativními poruchami mozečku.

[SCD23] [Bec24]

2.5 Sakády

Sakády představují velmi rychlé, balistické pohyby očí, které nastávají při náhlé změně bodu fixace pohledu. Jedná se o přirozený jev, ke kterému dochází téměř při každé vizuální činnosti. Jejich vychýlení (amplituda) se může výrazně lišit, od drobných výkyvů prováděných například při čtení textu, kdy oči přeskakují z jednoho slova na druhé, až po výrazně větší pohyby při sledování pohybujících se objektů (např. sledování míčku při tenisovém zápasu) nebo při rychlém pohledu z jednoho místa místnosti na druhé.

Sakády lze sice vyvolat vědomě, ale většina z nich probíhá reflexivně, kdykoliv jsou oči otevřené i při fixaci na určitý cíl. Dobrým příkladem jsou také rychlé oční pohyby, které nastávají během REM spánku (Rapid Eye Movement, spánková fáze), které jsou rovněž sakády.

Přívlastek „balistické“ je u sakád používán proto, že jejich pohyb je řízen předem „vypočteným“ motorickým příkazem. Jakmile je stanoven cíl sakády, trvá přibližně 200 ms, než k pohybu dojde. Během této doby systém vyhodnotí polohu cíle vůči centrální části sítnice (fovee), „vypočítá“ rozdíl mezi výchozí a cílovou pozicí (tzv. motorickou chybu) a tento rozdíl převede na motorický signál, který aktivuje oční svalstvo. Nicméně, tento systém, který generuje sakadické pohyby, není schopen během samotného motorického pohybu reagovat na změnu cíle. Proto pokud se cíl během tohoto krátkého okamžiku (15-100 ms) přesune, sakáda jej mine. V takovém případě je nutné provést další opravnou sakádu.

[D+01] [Hah11] [Kou+22]

Vestibulookulární reflex (VOR), viz kap. 2.2, je automatický reflex, který zajišťuje stabilní vnímání okolního světa i během běžných pohybů, např. při chůzi. Díky němu je možné udržet rovnováhu, i když jsou hlava a oči během většiny činností neustále v pohybu. Při jakémkoli pohybu hlavou dojde k okamžité aktivaci očních svalů, které vyvolají opačný (inverzní) pohyb očí se stejnou rychlostí. Tím se kompenzuje pohyb hlavy a zajišťuje se stabilní obraz na sítnici, tj. oči zůstávají v prostoru relativně nehybné a zaměřené na sledovaný objekt, navzdory pohybu hlavy. [SD23]

3.1 Obecné druhy vyšetření

Pro přesnou diagnostiku VOR a nystagmu se využívají různé neinvazivní vyšetřovací metody. Jejich základním principem je vyvolat stav nerovnováhy u pacienta, tj. zajistit stimulaci levého a pravého vestibulárního aparátu a sledovat odezvy pohybu očí. Cílem je zhodnotit funkčnost vestibulárního aparátu a schopnost očí (očních bulbů) reagovat na změny polohy či pohyby hlavy. Mezi tyto metody patří:

- Kalorická zkouška - provádí se pomocí výplachu uší vodou o různých teplotách, čímž dochází ke změně proudění endolymfy v polokruhovitých kanálcích a vyvolání oční odpovědi.
- Rotační zkouška - vyšetřující osoba pohybuje hlavou pacienta (záškuby) v definovaných směrech, které odpovídají anatomickému uspořádání polokruhovitých kanálků kinetické části vestibulárního aparátu (lateral, anterior, posterior). Cílem je vyvolat pohyb endolymfy a stimulovat vláskové buňky (mechanoreceptory).
- Torzní zkouška - provádí se jako poslední po kalorické a rotační zkoušce. Při ní je pacientovi pomalu otáčeno hlavou v rotačním směru. Slouží k doplnění předchozích měření.

[Kot19] [AM14]

3.2 Video Head Impulse Test

Vyšetření metodou vHIT lze zařadit do skupiny tzv. rotačních zkoušek. Provádí se s využitím speciálních, těsně přiléhavých brýlí, viz obr. 3.1, které zaznamenávají pohyby očí a hlavy. Brýle jsou vybaveny malou vysokorychlostní USB videokamerou a polopropustným zrcadlem. Odrazem pacientova oka přes zrcadlo, je obraz oka zaznamenán kamerou. Rychlost pohybu hlavy obstarává gyroskop.

Během vyšetření pacient sedí naproti stěně s vyznačeným fixačním terčím, který je referenčním bodem, na který musí po celou dobu soustředit svůj pohled. Lékař (vyšetřující osoba) následně provádí krátké, rapidní a nepředvídatelné pohyby pacientovou hlavou (záškuby) do různých směrů pod malými úhly v rozmezí 10° - 20° , přičemž zvolený směr pohybu hlavy závisí na konkrétním polokruhovém kanálku, resp. dvojici polokruhovitých kanálků, které jsou v daném momentě vyšetřovány.

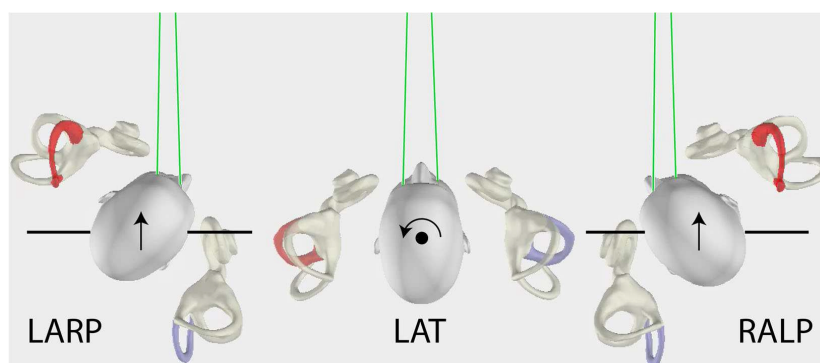


Obrázek 3.1: Příklady speciálních brýlí používaných pro vyšetření vHIT

Pro vyšetření všech šesti kanálků, viz obr. 3.2, platí následující terminologie:

- Lateral (levý, pravý) - horizontální neboli laterální polokruhové kanálky.
- RALP (pravý přední, levý zadní) - vertikální kanálky.
- LARP (levý přední, pravý zadní) - vertikální kanálky.

Jestliže je VOR neporušen, oči zůstanou zafixovány na referenčním bodě. Tím zároveň kopírují pohyb hlavy v opačném směru. Naopak, pokud je VOR porušen, je vyvolána ztráta fixace na referenční bod. To se projevuje řadou možných artefaktů, mezi které nejčastěji patří korekce pomocí sakád zpět na daný referenční bod nebo do jeho blízkosti. [Fra16] [Man+14]



Obrázek 3.2: Schéma pohybů hlavy pro stimulaci LARP, RALP a laterálních polokruhovitých kanálků při pohledu shora, viz [McG+15]

Tato metoda vyšetření byla rozpracována řadou komerčních firem, tabulka 3.1. Přehled systému je podrobně zpracován v publikaci [Kot19]. Tato práce využívá anonymizovaná data ze zařízení Otometrics ICS® Impulse.

Video Head Impulse Test		parametry		
systém vHIT	výrobce	kamera		ORL
ICS® Impulse-Vestibular Testing	Natus Medical Incorporated	monocular	250 fps	FN Motol
eHIT USB - vHIT	BioMed Jena GmbH	binocular	200 fps	FN Plzeň
EyeSeeCam vHIT	Interacoustics A/T	monocular ⁽²⁾	220 fps	
Kopfimpulstest HIT	Homoth Medizintechnik GmbH	binocular	100 fps	
VORTEQ - vHIT testing ⁽¹⁾	Micromedical Technologies Inc.	binocular	250 fps	
Synapsys vHIT	INVENTIS s.r.l. a socio unico	monocular	>100 fps	
⁽¹⁾ programový systém VORTEQ spol. Micromedical Technologies Inc. je nyní v nabídce spol. Interacoustics A/T v rámci balíčku VisualEyes™				
⁽²⁾ monokulární snímací systém, kde je možné umístit kameru tak, že snímá pohyby pravého nebo levého oka				

Tabulka 3.1: Přehled komerčních systému pro vyšetření vHIT

3.3 Popis systému ICS® Impulse

Jedná se o specializované diagnostické zařízení kombinované jak z hardwaru, tak softwaru. Skládá se z přiléhavých brýlí, tvořících měřicí hardwarovou část, a softwarového systému, obecně určeného pro správu a analýzu naměřených dat. Cílem je diagnostika vestibulookulárního reflexu (VOR) a nystagmu, s využitím nástrojů měření, záznamu, vizualizace a analýzy pohybů očí a hlavy.



Obrázek 3.3: vHIT systém ICS® Impulse, viz [Inc23]

3.3.1 Typy testů

Zařízení ICS® Impulse nabízí čtyři základní typy testů:

- okulomotorický,
- hlavový pulz,
- poziční,
- kalorický.

Každý z nich je zaměřen na jinou oblast vyšetření vestibulárního aparátu. Tato práce je úzce zaměřena, viz také [Kot19], na testy typu **hlavový pulz**, které lze ještě rozdělit na:

1. **Pulzní test HIT** (Head Impulse Test), u kterého pacient fixuje svůj pohled na referenční bod (fixační terčík) na stěně.
2. **SHIMP** (*Suppression Head Impulse Test*), test *Paradigma potlačení hlavového impulsu*, kde se na rozdíl od pulzního testu HIT využívá laserová tečka, která je promítaná přímo z brýlí.

Následné zpracování dat a analýza z obou testů jsou pak identické.

3.3.2 Sběr impulsů

Pro sběr dat během vyšetření se postupuje podle následujícího postupu. Pacient během vyšetření sedí naproti stěně či jinému pevnému povrchu a je požádán, aby soustředil svůj pohled na fixační terčík pro **hlavový pulz** nebo laserovou tečku **SHIMP** na ploše. Vyšetření pacienta je prováděné vyšetřující osobou, která otáčí vodorovně pacientovou hlavou trhavými pohyby (záškuby) do zvolených směrů pod úhly 10-20°. Během jednoho záškubu je naměřen signál rychlosti pohybu hlavy a

pohybu oka v rozsahu 250 diskretních vzorků. Po provedení předzpracování je délka záznamů redukována na 175 vzorků, což je pevně definovaný počet vzorků signálu systému ICS® Impulse pro každý **impuls**. Během jednoho typu vyšetření (*Test Type*) může vyšetřující osoba na základě potřeby provést měření různého počtu impulsů. Celkový počet naměřených impulsů je označován jako **sada impulsů**.

Vzhledem k tomu, že snímání probíhá pomocí vysokorychlostní kamery, je u testu **hlavový pulz** zaveden standardní vzorkovací frekvence $f_{vz} = 250$ snímků za sekundu [fps] a jeden vzorek signálu odpovídá časovému intervalu TVZ = 4 ms. [Inc23] V grafech jsou pak data na časové ose zobrazována buď jako pořadí vzorků [samples], nebo jsou převedena na časové jednotky t [ms] podle vztahu:

$$t = (i - 1) \cdot T_{vz} \text{ [ms]}, \quad (3.1)$$

kde:

- i označuje vzorek signálu, kde platí $i \in \langle 1; L \rangle$,
- L je počet vzorků signálu, přičemž $L_{(ICS®Impulse)} = 175$,
- T_{vz} je perioda vzorkování, přičemž $T_{vz (ICS®Impulse)} = 4 \text{ [ms]}$.

3.3.3 Data

Každý jednotlivý impuls v rámci vyšetření je uložen ve formě datového záznamu, který obsahuje klíčové informace nezbytné pro následnou analýzu. Tyto záznamy představují základní jednotku, se kterou aplikace dále pracuje. Zaznamenaná data umožňují detailní vyhodnocení očních pohybů v reálném čase a slouží jako základ pro objektivní analýzu vestibulární funkce. V této části jsou popsány nejdůležitější proměnné, které jsou při každém záskubu uloženy do databáze.

- ImpulseUID - identifikační číslo impulsu,
- HeadVelocitySamples - sada 175 vzorků rychlosti hlavy,
- EyeVelocitySamples - sada 175 vzorků rychlosti oka,
- isDirectionLeft - směr měření (left/right),
- Gain - hodnota zesílení,
- PeakHeadVelocity - maximální hodnota rychlosti hlavy.

Jednotlivý impuls zaznamenává i jiné hodnoty, ale ty nejsou pro analýzu dat významné. [Inc23]

3.3.4 Hodnota Gain podle ICS® Impulse

Významným parametrem, který se využívá v diagnostice VOR, je zesílení (Gain). Gain obecně představuje poměr rychlosti pohybu hlavy a oka. Vyjadřuje, do jaké míry je oko schopné kopírovat nebo kompenzovat dráhu hlavy. Ideální hodnota Gain se blíží 1.0, což znamená dokonalou kompenzaci. Hodnota Gain bývá zpravidla nižší, ale díky artefaktům v signálu rychlosti pohybu oka může dosáhnout hodnoty vyšší než 1.0. Systém ICS® Impulse využívá pro výpočet hodnoty zesílení (Gain) metody, která se nazývá *Position Gain* nebo také *Area Gain*:

$$\text{Gain}_{\text{ICS® Impulse}} = \frac{\sum_{i=\text{START}}^{\text{ZeroCross}} \text{EV}_i}{\sum_{i=\text{START}}^{\text{ZeroCross}} \text{HV}_i}, \quad (3.2)$$

kde:

- HV_i označuje signál rychlosti pohybu hlavy v čase i ,
- EV_i označuje signál rychlosti pohybu oka v čase i ,
- interval $\langle \text{START}; \text{ZeroCross} \rangle$ označuje rozsah výpočtu zisku (Gain).

Popis hodnoty zesílení Area Gain, vychází výhradně ze softwarového řešení systému ICS® Impulse a je citován z oficiálně publikovaných zdrojů. Tato práce se tímto parametrem zabývá podrobněji, viz kapitola 4.2.2, viz vztah 4.4.

[Inc16] [Inc23]

3.3.5 Export dat

Komerční systém ICS® Impulse sice nabízí integrované funkcionality a výpočty, nicméně, neumožňuje přímý zásah do svého vnitřního systému. Pro potřeby dalšího zpracování však poskytuje možnost exportu dat. Zařízení umožňuje exportovat data ve formátu XML, která lze dále analyzovat mimo prostředí samotného systému. Jeden exportovaný soubor obsahuje veškeré informace o vyšetření pacienta, které jsou uloženy v databázi systému ICS® Impulse. Podrobně, viz [Kot19].

3.3.6 Rozšíření analýzy dat

Možnost exportu dat ze systému ICS® Impulse otevírá prostor pro vývoj vlastního **experimentálního softwaru**, který umožňuje provádět širší a detailnější analýzu, viz také [Kot19]. Jejím cílem je tak přesáhnout možnosti integrovaných funkcí komerčních systémů, které jsou z principu uzavřené a neumožňují uživatelský zásah do vnitřních výpočtů či algoritmů.

Hodnota Gain a metody výpočtu

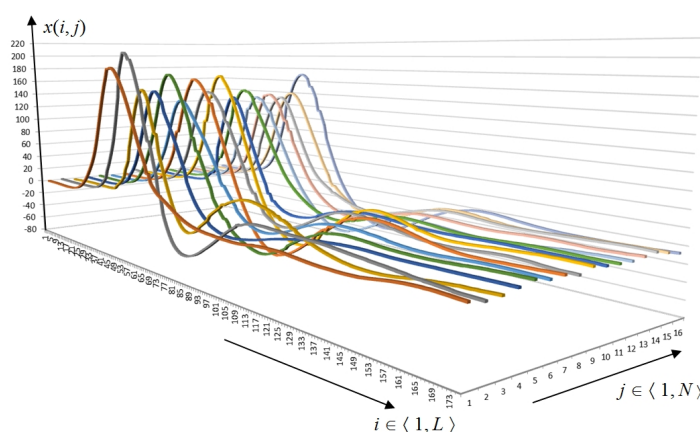
4

Pro výpočet hodnoty zesílení (Gain) je v systémech vHIT používána řada metod. Některé postupy jsou transparentně popsány v uživatelských příručkách, zatímco jiné zůstávají utajeny. Jelikož výpočet hodnoty Gain je poměrně komplexní záležitostí, může se lišit nejen ve způsobu výpočtu, ale i ve využitých filtrech a algoritmech pro analýzu naměřených dat. To může vést k rozdílům ve výsledcích mezi jednotlivými systémy, což je důležité zohlednit při interpretaci diagnostických výstupů.

V rámci této práce byly vybrány metody výpočtu hodnoty Gain, které jsou popsány v odborné literatuře a odpovídají zavedeným postupům ve vestibulární diagnostice. Na základě dostupných zdrojů pak byly zvoleny přístupy, které se jeví jako vhodné pro analýzu dat v kontextu této práce.

4.1 Veličiny, označení a zobrazení

Tato práce navazuje na bakalářskou práci [Kot19], ve které byla zavedena následující základní označení signálů a terminologie. Pro zachování kontinuity popisu jsou tato označení používána i v této práci.



Obrázek 4.1: Vzor obecného značení signálu patřících k jednomu vyšetření vHIT [Kot19]

Vyšetření pomocí systému vHIT se zásadně provádí ve třech rovinách, **Lateral**, **RALP** a **LARP**. V každé z těchto uvedených rovin se dále rozlišují signály pocházející z levého a pravého vestibulárního aparátu, viz obr. 3.2. Z tohoto důvodu je v nadcházejícím textu termín **vyšetření** používán pro označení **šesti skupin naměřených signálů**:

- Lateral - Left
- Lateral - Right
- RALP - Left
- RALP - Right
- LARP - Left
- LARP - Right

Každá taková skupina naměřených signálů, tj. **vyšetření**, obsahuje záznamy odpovídající jednotlivým záškubům hlavy. Každé vyšetření se obecně skládá z N signálů, přičemž počet těchto signálů může být různý pro každé vyšetření. Jednotlivé signály jsou v rámci vyšetření indexovány jako $j = 1, 2, \dots, N$. Signály jsou v systému vHIT označovány jako **Impulse**. Každý impuls obsahuje L vzorků, které jsou indexovány jako $i = 1, 2, \dots, L$, kde $L = 175$ je specifické pro systém ICS® *Impulse*. Obecně tedy proměnná $x(i, j)$ představuje hodnotu i -tého naměřeného vzorku j -tého signálu impulsu v rámci vybraného vyšetření, viz obr. 4.1.

V této práci jsou v souladu s terminologií odborné literatury a používaného softwaru zachovány *anglické* výrazy, a to za účelem sjednocení a přehlednosti.

Pro řádnou analýzu je nezbytné nejprve určit fundamentální veličiny, které slouží jako základ pro následné porovnávání a vyhodnocování. Primární veličinou je *Head velocity* (rychlost hlavy, dále jen HV), která představuje referenční dráhu, kterou by měla následovat a kompenzovat sekundární veličina, *Eye velocity* (rychlost oka, dále jen EV). Obě tyto veličiny představují hrubé údaje získané přímo z naměřených dat z přístroje ICS® *Impulse*.

Vzhledem k zavedenému značení signálů jednoho vyšetření je pak dále značeno:

- HV_{ij} označuje hodnotu i -tého naměřeného vzorku signálu rychlosti pohybu hlavy v j -tém impulsu vybraného vyšetření,
- EV_{ij} označuje hodnotu i -tého naměřeného vzorku signálu rychlosti pohybu oka v j -tém impulsu vybraného vyšetření.

Protože se práce bude také dále zabývat jedním samostatným naměřeným signálem (impulsem) rychlosti hlavy nebo oka, je pro zjednodušení používané značení:

- HV_i označuje hodnotu i -tého naměřeného vzorku signálu rychlosti pohybu hlavy,
- EV_i označuje hodnotu i -tého naměřeného vzorku signálu rychlosti pohybu oka.

Jelikož HV a EV představují veličiny reprezentující *rychlosti* otáčivého pohybu [deg/s], budou v rámci prováděné analýzy dále zpracovány a převedeny na další odvozené veličiny, konkrétně zrychlení (*acceleration*), viz kapitola 5.1.3. Tyto odvozené veličiny již tvoří součást vlastního experimentálního softwaru.

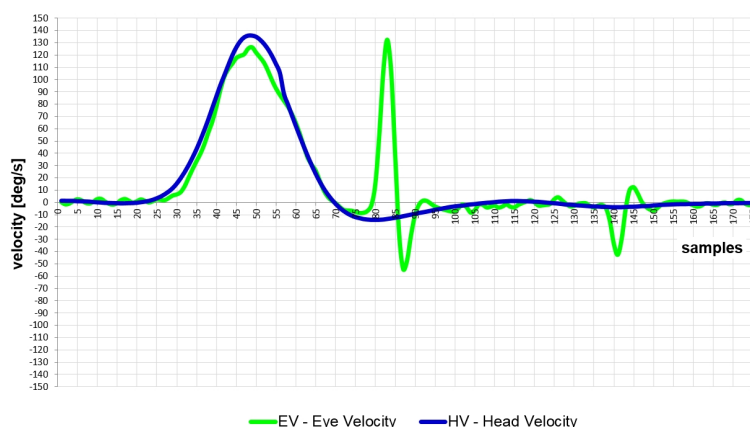
Pro zrychlení bude nadále použito následující značení (uváděno již jen ve zjednodušené podobě):

- HA_i – i -tá hodnota akcelerace signálu pohybu hlavy (Head Acceleration, HA),
- EA_i – i -tá hodnota akcelerace signálu pohybu oka (Eye Acceleration, EA).

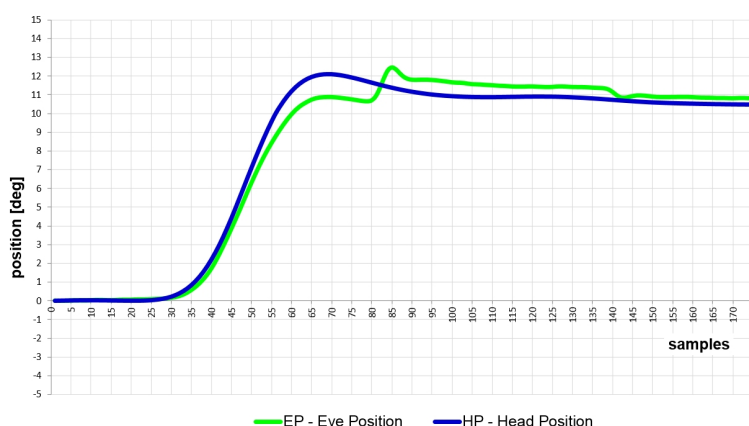
Hodnocení a analýza naměřených dat je také založena na **vizualizaci** naměřených i vypočítaných hodnot prostřednictvím grafů. Z hlediska vizualizace signálů HV a EV se vyskytují dohromady dva základní typy grafů, graf **rychlostní** a **pozice**.

Graf **rychlosti** a akcelerace, viz obr. 4.2, zobrazuje vývoj rychlosti hlavy a oka v čase [deg/s] buď podle jednotlivých vzorků [$samples$] nebo přepočtené na časové jednotky [ms], viz vztah 3.1. Tento typ grafu představuje hlavní nástroj pro analýzu naměřených dat.

Poziční graf, viz obr. 4.3 zobrazuje vývoj natočení hlavy a oka (pozice) [deg] podle jednotlivých vzorků [$samples$] nebo v časových jednotkách [ms]. Vizualizace míry kompenzace pohybu hlavy očima je velmi důležitá při metodě výpočtu Gain, která se nazývá *Are Gain* nebo také *Position Gain*.



Obrázek 4.2: Graf rychlosti pohybu hlavy a oka



Obrázek 4.3: Graf vývoje pozice hlavy a oka

4.2 Obecné metody výpočtu hodnoty Gain

Jak již bylo uvedeno, zesílení (Gain) obecně představuje poměr rychlosti pohybu hlavy a oka. Je mírou toho, jak je oko schopné opisovat nebo kompenzovat dráhu hlavy. Z publikovaných prací, [CHA17], [Zam+20], [Mac+13], [Jan+17], [Inc23] lze odvodit obecné rozdělení metod pro výpočet zesílení (Gain) do tří skupin:

- PTP (Point-To-Point) - někdy označovaná také jako *Velocity Gain*;
- AREA – metody založené na ploše pod křivkou rychlosti;
- REG (regresní) - metody využívající regresní analýzu.

4.2.1 Metody PTP Gain

Jedná se o bodovou metodu, při které se porovnávají hodnoty rychlosti hlavy a oka v daném okamžiku t_{point} (vzorku). Tato metoda může být použita v různých modifikacích, jako je *Single max PTP*, medián PTP v intervalu, PTP Gain s využitím několika bodů kolem vrcholu rychlosti hlavy, průměrný PTP v různých bodech nebo v průběhu vybraného intervalu. Z celého lze odvodit dva základní přístupy, které v sobě tato metoda zahrnuje.

- Metoda PTP v definovaném bodě t_{point} (EV_{point} , HV_{point}). U této metody je ve vzorcích HV_i vybrán izolovaný bod HV_{point} , který odpovídá definovanému časovému okamžiku t_{point} . K tomuto bodu je následně určena jemu odpovídající hodnota EV_{point} .

$$PTP_{\text{point}} = \frac{EV_{\text{point}}}{HV_{\text{point}}}, \quad (4.1)$$

kde:

- EV_{point} označuje hodnotu rychlosti pohybu oka v bodě t_{point} ,
- HV_{point} označuje hodnotu rychlosti pohybu hlavy v bodě t_{point} .

Jak bylo zmíněno, tato metoda je publikována v řadě verzí, např.:

Pro bod t_{point} může platit, že:

- $t_{\text{point}} = 40, 60, 80$ ms po začátku pohybu hlavy (bod $START^1$),
- t_{point} je maximální hodnota rychlosti pohybu hlavy (*Peak Head Velocity*, dále jen PHV); pak platí:

$$PTP_{\text{PHV}} = \frac{EV_{t_{\text{PHV}}}}{HV_{t_{\text{PHV}}}}, \quad (4.2)$$

kde:

- EV_{point} označuje hodnotu rychlosti pohybu oka v bodě t_{PHV} , tj. v časovém okamžiku maximální rychlosti pohybu hlavy PHV,
- HV_{point} označuje hodnotu rychlosti pohybu hlavy v bodě t_{PHV} .

b) Metoda PTP v definovaném intervalu kolem bodu t_{point}

Tato metoda je flexibilnější než pouze výpočet v jednom bodě, jelikož se berou v potaz po sobě jdoucí hodnoty EV_i a HV_i ve stanoveném intervalu. Jako příklad je uveden způsob pomocí střední hodnoty pro n tzv. bodových hodnot Gain:

$$\text{Mean PTP Gain} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{EV_i}{HV_i}, \quad (4.3)$$

kde:

- EV_i označuje hodnotu rychlosti pohybu oka v čase t_i ,
- HV_i označuje hodnotu rychlosti pohybu hlavy v čase t_i ,
- n označuje počet bodů (vzorků) zařazených do hodnoceného intervalu, pro který platí $i \in \langle 1, \dots, t_{\text{point}}, \dots, n \rangle$.

¹Volba bodu START, viz dále, kap. 4.3

4.2.2 Metoda AREA Gain²

Výpočet zesílení (Gain) podle této metody, viz také *Position Gain*, je založen na poměru mezi celkovým součtem rychlostí hlavy HV_i a celkovým součtem rychlostí očí EV_i přes všechny vzorky ve zvoleném časovém intervalu ³. Ve výsledku se jedná o poměr výsledné polohy oka a hlavy [deg], které těchto hodnot dosáhnou za stanovený časový interval měření. Tento vztah je znázorněn také v grafu vývoje pozice, viz obr. 4.3.

$$\text{AREA Gain} = \frac{\sum_{i=1}^n EV_i}{\sum_{i=1}^n HV_i}, \quad (4.4)$$

kde:

- EV_i označuje hodnotu rychlosti pohybu oka v čase t_i ,
- HV_i označuje hodnotu rychlosti pohybu hlavy v čase t_i ,
- n označuje počet vzorků zařazených do hodnoceného intervalu, kde $i \in \langle 1, \dots, n \rangle$, což odpovídá intervalu $\langle \text{START}, \text{STOP} \rangle$, resp. $\langle \text{START}, \text{ZeroCross} \rangle$, viz kap. 4.3.

4.2.3 REG metoda

Výpočet zesílení (Gain) regresní metodou je založen na lineárním modelu pro odhad parametrů α a β regresní přímky, viz vztah 4.5. V tomto případě jsou proměnnými rychlosti pohybu hlavy (HVi) a oka (EV_i).

Je uvažováno n dvojic pozorování náhodné veličiny x_i (nezávislé proměnné), která odpovídá časovému faktoru nebo hodnotám HVi , a odpovídající pozorování y_i (závislé proměnné), reprezentující hodnoty HVi nebo EV_i . Formálně tedy (x_i, y_i) pro všechna $i = 1, \dots, n$, kde $n \geq 2$, viz [Zam+20], [Jam+21], [HL74], [Cen16].

$$y = \alpha + \beta x, \quad (4.5)$$

kde platí:

$$\alpha = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i - \beta \cdot \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i, \quad (4.6)$$

$$\beta = \frac{\sum_{i=1}^n x_i y_i - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \sum_{i=1}^n y_i}{\sum_{i=1}^n x_i^2 - \frac{1}{n} \left(\sum_{i=1}^n x_i \right)^2}. \quad (4.7)$$

²Tato metoda výpočtu Gain je využívána v systému ICS® Impulse.

³Problematika stanovení intervalů pro metodu AREA Gain je vysvětlena v kap.4.3.

Jedna z možných verzí metody je $REG\ Gain_{Zamaro}$, viz [Zam+20], která vychází z předpokladu, že je k dispozici dvojice pozorování typu (HV_i, x_i) a (EV_i, x_i) , kde x_i je časový faktor [ms] nebo [sample]. Pak výpočtem podle vztahu (4.7) se získají sklony regresních přímk pro $HV \approx \beta_{HV}$ a $EV \approx \beta_{EV}$ a pro výpočet $REG\ Gain_{Zamaro}$ platí:

$$REG\ Gain_{Zamaro} = \frac{\beta_{EV}}{\beta_{HV}}. \quad (4.8)$$

Pro β_{EV} a β_{HV} pak podle vztahu 4.8 platí:

$$\beta_{EV} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i \cdot EV_i - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \sum_{i=1}^n EV_i}{\sum_{i=1}^n x_i^2 - \frac{1}{n} \left(\sum_{i=1}^n x_i \right)^2}, \quad (4.9)$$

$$\beta_{HV} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i \cdot HV_i - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \sum_{i=1}^n HV_i}{\sum_{i=1}^n x_i^2 - \frac{1}{n} \left(\sum_{i=1}^n x_i \right)^2}, \quad (4.10)$$

po dosazení a úpravě se dostane výsledný vztah:

$$REG\ Gain_{Zamaro} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i \cdot EV_i - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \sum_{i=1}^n EV_i}{\sum_{i=1}^n x_i \cdot HV_i - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \sum_{i=1}^n HV_i}, \quad (4.11)$$

kde:

- x_i označuje vstupní nezávislou porměnnou (čas – index vzorku),
- EV_i označuje hodnotu rychlosti očí (*Eye Velocity*) v čase i ,
- HV_i označuje hodnotu rychlosti hlavy (*Head Velocity*) v čase i .

Výpočet $REG\ Gain_{Zamaro}$ se provádí pro data EV_i a HV_i v intervalu ± 15 ms kolem bodu *Peak Head Acceleration* (dále jen PHA). Nicméně, používají se také jiné intervaly, např. 100 ms „po zahájení“ pohybu hlavy.

Jiný přístup lze nalézt v materiálech Interacoustics A/T [Aca17]. Celý výpočet $REG\ Gain_{Interacoustics}$ je založen na tom, že se uvažuje rozložení dvojic pozorování $(y_i, x_i) \approx (HV_i, EV_i)$, tj. vychází se z uspořádání dat hlavy a oka, kdy je předpokládáno, že rychlost pohybu oka EV je funkcí rychlosti pohybu hlavy HV. Platí:

$$REG\ Gain_{Interacoustics} = \beta_{INT} = \frac{\sum_{i=1}^n (HV_i - \overline{HV})(EV_i - \overline{EV})}{\sum_{i=1}^n (HV_i - \overline{HV})^2}, \quad (4.12)$$

kde:

$$\overline{HV} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n HV_i, \quad \overline{EV} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n EV_i.$$

Pro výpočet $REG\ Gain_{Interacoustics}$ se používá interval 100 ms po zahájení⁴ pohybu hlavy.

⁴„Zahájením“ se rozumí okamžik překročení prahové rychlosti pohybu hlavy.

4.3 Intervaly pro výpočet hodnoty Gain

V předchozí podkapitole bylo několikrát zmíněno, že výpočty se provádějí na stanovených intervalech. Důvodem je, že při výpočtech na celé množině 175 prvků je vysoká pravděpodobnost, že výsledek negativně ovlivní výskyt abnormalit.

Hodnoty v rozmezí stanoveného intervalu jsou brány jako relevantní hodnoty z celého měření. Z toho důvodu pro správné určení intervalu je klíčové zvolit vhodné body, které definují jeho rozmezí. Tyto body ovlivňují přesnost výpočtu a celkovou interpretaci výsledků, a proto je jejich správný výběr nezbytný pro získání relevantních dat. Tyto body jsou v práci pojmenovány jako **START** a **STOP**.

Podle publikace [CHA17] jsou možné okamžiky začátku (START) a konce (STOP) intervalu metody popsány níže.

Určení okamžiku **START** intervalu odpovědi je definováno následujícími přístupy:

- (1) START označuje časový okamžik, kdy hodnota HV (rychlosti hlavy) přesáhne prahovou hodnotu TH_{HV} (*Threshold of Head Velocity*) a současně pro všechny následující vzorky (rostoucí indexy) platí:

$$HV > TH_{HV} \quad \text{a současně} \quad HV \leq PHV.$$

Na základě experimentů a z fyziologie se předpokládá $TH_{HV} = 20^\circ/\text{s}$. Alternativně se někdy používá prahování pro $TH_{HV} = 0^\circ/\text{s}$.

- (2) START⁵ označuje časový okamžik, který předchází dosažení maximálního zrychlení pohybu hlavy (*Peak Head Acceleration*, dále jen PHA) o 60 ms. Tento přístup je také v práci použit, jelikož nabízí konzistentní a opakovatelný způsob detekce začátku relevantního intervalu, zejména v případech, kdy jiné přístupy neposkytují jednoznačný výsledek.

Na určení okamžiku **STOP** intervalu odpovědi se odborná literatura shoduje, že relevantní část měření končí v okamžiku, kdy hodnota HV překročí nulovou osu, a to vždy až po dosažení maximální hodnoty rychlosti hlavy (*Peak Head Velocity*, PHV).

Tento okamžik je také nazýván **ZERO CROSS**.

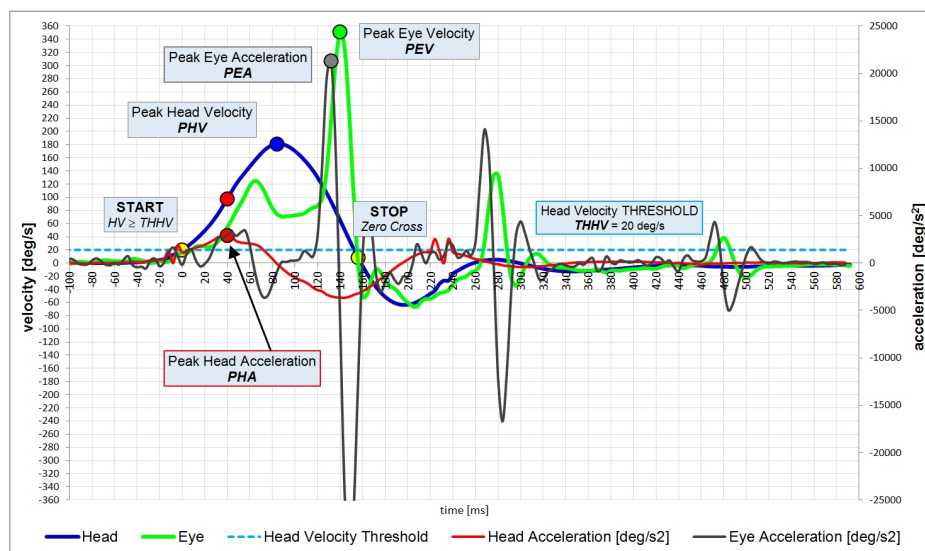
Po této základní definici se uvádí řešení „okrajových podmínek“, např. pokud HV nedosáhne bodu Zero Cross do 120 ms od bodu PHV, je konečný bod STOP intervalu odpovědi určen:

$$ZeroCross = PHV + 120 \text{ [ms]}.$$

⁵Tato definice bodu START je součástí metod analýzy VOR v systému ICS® Impulse.

V publikaci [CHA17] je zmíněn alternativní způsob „ustřižení intervalu“ v případě, že nenastane protnutí HV nulovou osou do 120 ms po dosažení PHV. Ten způsob spočívá v ukončení intervalu v okamžik, kdy HA *prvně* protne nulovou osu. Nicméně, tento způsob se experimentálně neověřil, a to ze skutečnosti, že HA protne nulovou hodnotu *vždy* v rozmezí 1–2 vzorků kolem vrcholu PHV. Tento přístup je z pohledu analýzy velmi strohý a pro účely analýzy nebyl v této práci uplatněn.

Schématicky jsou klíčové body označeny v obrázku 4.4



Obrázek 4.4: Označení klíčových bodů pro výpočet Gain

4.4 Abnormality v naměřených hodnotách

V rámci měření vestibulookulárního reflexu (VOR) se v zaznamenaných odezvách mohou vyskytnout různé „poruchové jevy“, např. defekty či odchylky, které se v této oblasti označují jako *artefakty*. Mezi významné artefakty patří *sakády*. Obecně tyto rušivé prvky, artefakty, mohou být vyvolané například mimovolnými pohyby očí, nedostatečnou fixací nebo technickými nedokonalostmi měření. To může mít za následek narušení interpretace výsledků z vyšetření, popř. mohou vyvolat falešnou indikaci patologií. Tato záležitost je velice podstatná v dalším zpracování dat a jejich analýzách. Z tohoto důvodu je klíčové jejich přítomnost správně rozpoznat, analyzovat a v případě potřeby vhodným způsobem filtrovat, viz kap. 5.4, aby výsledky měření co nejpřesněji odrážely reálný stav.

Důležitý faktor v této problematice je správné rozpoznání sakády v rámci dalších netypických artefaktů.

Sakáda, na rozdíl od artefaktů, představuje specifický pohyb očí, který je součástí přirozeného chování při změně fixace pohledu. Jedná se o rychlý, balistický pohyb,

který je většinou předvídatelný a související s cílenými vizuálními úkony, jako je např. čtení nebo sledování objektů.

Jiné „nesakádové“ artefakty naopak představuje jakoukoliv *nežádoucí chybu* nebo signál, který může být vyvolaný různými faktory, jako je například porucha měření (pohyb brýlí), technická závada přístroje nebo neúmyslný pohyb pacienta.

Pokud se signál s vlastnostmi sakády objeví nezamýšleně nebo nepředvídatelně, například v důsledku vnějších vlivů nebo poruchy systému, může být považována za „nesakádový“ artefakt. V takovém případě je důležité rozlišovat mezi standardní fyziologickou sakádou a sakádou falešnou, která může zkreslit výsledky analýzy.

4.5 Normální a abnormální hodnoty Gain

Ačkoli bylo zmíněno, že výsledek hodnoty Gain se blíží hodnotě 1.0, tato hodnota je ve většině případů nižší. Mohou ale nastat případy, kdy je hodnota *Gain* > 1.0 . To může být zapříčiněno špatnou kalibrací hardwaru nebo sklouznutím brýlí na pokožce pacienta. Tato skutečnost však nijak neovlivňuje celkový výstup vyšetření, jelikož se jedná o individuální případy. [Man+14]

Analýza zesílení Gain

5

Tato kapitola se zabývá podrobnější analýzou parametru Gain v kontextu vestibulookulárního reflexu (VOR). Nejprve jsou shrnuty teoretické poznatky, které vycházejí z odborných prací a článků, a které sloužily jako základ pro vymezení relevantních aspektů problematiky. Následně je popsáno algoritmické řešení aplikace, které vychází ze studovaných metod a je přizpůsobeno konkrétním datům a cílům této práce.

Hlavním cílem této části je definovat klíčové body, na jejichž základě lze rozhodnout, zda daný záznam vykazuje přítomnost patologického nystagmu, či nikoli.

5.1 Shrnutí teoretických poznatků a specifikace vstupních parametrů

Tato sekce navazuje na řešeršní část v kapitole 4. Je zaměřena na analýzu dat získaných ze systému ICS® Impulse, na která je tato práce primárně orientována. Na základě dostupných odborných publikací byly identifikovány klíčové veličiny, body a postupy, které tvoří základ pro následné algoritmické zpracování a analýzu.

5.1.1 Relevantní interval signálu

Základním prvkem pro analýzu signálu a výpočtu parametru Gain je časový interval $\langle \text{START}, \text{STOP} \rangle$, viz 4.3, který vymezuje relevantní oblast z jednoho naměřeného záznamu (impulsu). Tento interval je definován na základě dynamiky pohybu hlavy a oka, přičemž byl stanoven s ohledem na přirozené trvání VOR.

Okamžiky START a STOP byly zvoleny na základě metod popsanych v podkapitole 4.3.

Pro určení počátečního bodu START pro další výpočty v rámci softwaru byla zvolena metoda (2), viz kap. 4.3, tj. začátek relevantního intervalu jako časový okamžik 60 ms před maximálním zrychlením pohybu hlavy (PHA). Tato metoda byla zvolena mimo jiné proto, že je také používána v systému ICS® Impulse.

Zvolením této metody je také snaha o přiblížení se výsledným hodnotám Gain, které poskytuje právě zařízení ICS® Impulse, a tím zajistit srovnatelnost výsledků.

Nicméně, v aplikaci jsou pro úplnost vizualizovány i zbylé metody určení počátečního okamžiku START, které sice nebyly zvoleny pro samotný výpočet hodnoty Gain v rámci analýzy, avšak mohou sloužit jako další parametr k hlubší analýze výsledků.

K určení konce relevantního okamžiku je metoda *Zero Cross*, tj. okamžik, kdy signál HV protne nulovou osu. Tato metoda patří mezi nejčastěji používané v odborné literatuře.

5.1.2 Metody výpočtu hodnoty Gain

Pro výpočet hodnoty Gain se v této práci primárně vychází z metody AREA Gain (Position Gain), ale i z dalších výpočetních přístupů, jako je PTP Gain či REG Gain, viz kap. 4.2.

Shrnutí:

- AREA Gain poskytuje průměrné zhodnocení vztahu mezi okem a hlavou během celého pohybu v intervalu $\langle \text{START}, \text{STOP} \rangle$, a z toho důvodu je senzitivní na přítomnost rušivých artefaktů, viz kap. 4.2.2.
- PTP Gain nabízí různé modifikace v přístupu k výpočtu. Obecně se však zaměřuje na specificky vybrané okamžiky (či vícero okamžiků okolo PHV nebo PHA) a nezohledňuje tak celý průběh signálu, viz kap. 4.2.1.
- REG Gain je robustní vůči šumu, kdy jsou hodnoty rychlosti pohybu hlavy HV a oka EV ve vybraném intervalu linearizovány regresní přímkou metodou nejmenších čtverců. Modifikace přístupu k výpočtu hodnoty Gain popisují publikace. Výpočet lze pojmut jako poměr sklonů lineárních regresních přímek hlavy a oka, nebo vypočítat sklon lineární regresní přímky dvou proměnných, nezávislé (HV) a závislé (EV), viz kap. 4.2.3.

5.1.3 Akcelerace

Jak již bylo zmíněno v kapitole 4.1, akcelerace (zrychlení, *acceleration*) je jednou z odvozených veličin, která vzniká zpracováním původních signálů pohybu hlavy (HV) a pohybu oka (EV). Akcelerace vyjadřuje změnu rychlosti v čase, tedy numericky odpovídá první derivaci rychlosti. Vzhledem k tomu, že jsou zpracovaná data diskrétního charakteru, viz kap. 3.3.2, je nutné pro výpočet derivace použít numerické metody.

V této práci byly uvažovány následující způsoby numerické aproximace první derivace:

1. První difference vpřed (forward difference):

$$y(k) = \frac{x(k+h) - x(k)}{h} \quad (5.1)$$

2. První centrální difference (central difference):

$$y(k) = \frac{x(k+h) - x(k-h)}{2h} \quad (5.2)$$

3. Čtyřbodová centrální difference (vyšší přesnost):

$$y(k) = \frac{-x(k+2h) + 8x(k+h) - 8x(k-h) + x(k-2h)}{12h} \quad (5.3)$$

kde:

- $x(k)$ označuje k -tý vzorek signálu vstupní posloupnosti,
- $y(k)$ označuje k -tý vzorek signálu výstupní posloupnosti,
- k označuje pořadí vzorku,
- h označuje vzdálenost mezi vzorky; pro případ $[sample] = 1$, $[\Delta f] = 4ms$.

Pro výpočet akcelerace byla zvolena metoda **první centrální difference** (rovnice 5.2).

Výsledná akcelerace je dále využívána v algoritmu pro detekci sakád, kde je porovnávána s prahovou hodnotou TH_{EA} , viz kapitola 5.3.

5.2 Výskyt sakád v rámci měření a jejich filtrace

Tato kapitola se věnuje popisu a objasnění sakád a jejich výskytu v rámci měření.

Sakády jsou rychlé, balistické pohyby očí, viz kap. 2.5, které se dějí při změně fixace pohledu. Přestože se jedná o přirozený, fyziologický jev, jejich přítomnost v rámci měření vHIT má zásadní diagnostický význam.

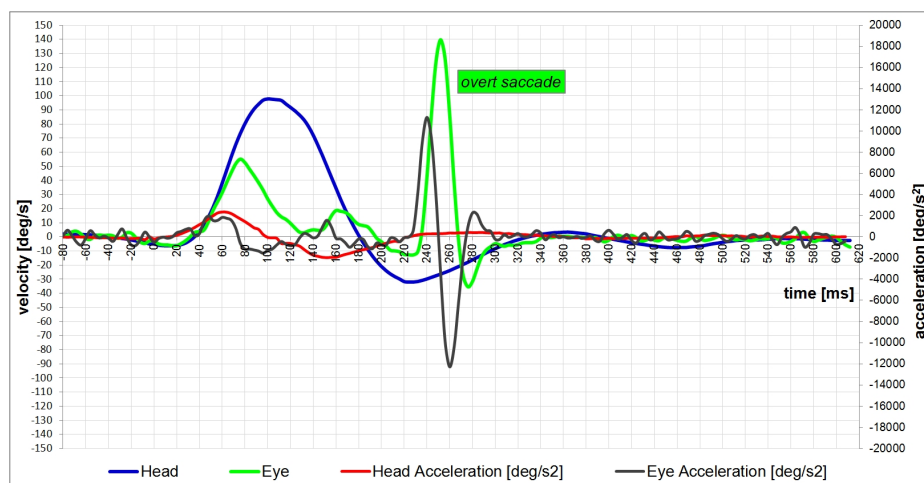
V rámci měření jsou sakády rozpoznatelné především vysokou akcelerací a krátkým trváním $[ms]$.

Během vyšetření vHIT je testován VOR a jeho funkčnost a schopnost vyvolat kompenzační pohyby očí v opačném směru pohybu hlavy a udržet tak stabilizovaný pohled na fixační bod. Nicméně, pokud VOR není plně funkční a nastane, že oči se nepohnou dostatečně opačným směrem, tj. oči zůstávají téměř rovně vzhledem k pozici hlavy, mozkový kmen vyvolá rychlý pohyb oka ve *stejném směru*, jaký by normálně vyvolal VOR, aby tuto nedostatečnost kompenzoval a snížil vizuální chybu. Tento oční pohyb se označuje jako „dohánějící“ (*catch-up*) sakáda. [Yac+18]

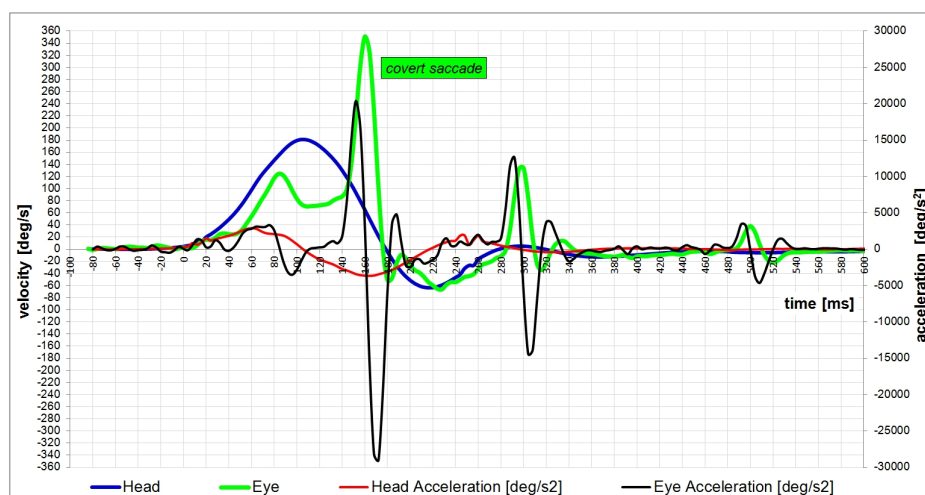
Jsou rozlišovány dva typy sakád (*catch-up saccades*):

- **Viditelné sakády (*overt saccades*)**, viz obr. 5.1 se standardně objevují až po ukončení pohybu hlavy, tedy po její stabilizaci. Jejich latence obvykle nastává v rozmezí 150 – 250 ms. Předpokládá se, že hlavním spouštěčem je vizuální podnět, konkrétně retinální skluz. Nicméně, jejich výskyt také může být do určité míry ovlivněn vestibulárními signály. [Yac+18]
- **Skryté sakády (*covert saccades*)**, viz obr. 5.2 se na rozdíl od viditelné sakády objevují **během samotného pohybu hlavy**. Typicky nastávají do 100 ms od začátku pohybu hlavy. Avšak tento časový parametr se liší v závislosti na tom, zda se jedná o **aktivní** či **pasivní** pohyb hlavy. Při aktivním pohybu, kdy pacient pohne hlavou sám z vlastní vůle, má mozek čas vyvolat kompenzační sakádu dříve, což výrazně zkracuje její latenci a současně ztěžuje její detekci. Naopak při pasivním pohybu, kdy je hlavou pacienta náhle a neočekávaně pohybováno vyšetřující osobou, je latence vyšší a skryté sakády lze snáze pozorovat pomocí vHIT měření. [KP23]

Tyto typy se liší především v časové latenci, tedy lze předpokládat, že jsou řízeny odlišnými mechanismy. [Yac+18]



Obrázek 5.1: Příklad grafu s viditelnou sakádou (*overt saccade*)

Obrázek 5.2: Příklad grafu se skrytou sakádou (*covert saccade*)

Správná **detekce** sakád je **klíčová**, neboť výskyt skryté sakády (*covert saccade*) v relevantním intervalu měření může výrazně ovlivnit výsledek vypočítané hodnoty Gain, typicky jej zvýší, což vede ke zkreslení výsledného hodnocení. Aby se těmto nepřesnostem předešlo, je nutné skrytou sakádu správně detekovat v pásmu pohybu oka v intervalu $\langle START; STOP \rangle$ a následně provést **desakádování**, tj. filtrovat signál EV s cílem eliminovat vliv *covert saccade* na hodnotu Gain. Jedná se v podstatě o odhad (aproximaci) hodnoty funkce $EV(t)$ v místě, kdy nastává *covert saccade*.

5.3 Detekce sakád

Prvním krokem k přesné aproximaci sakády, je správné určení, zda se v daném signálu EV vůbec sakáda vyskytuje, a pokud ano, zda se jedná o skrytou sakádu (*covert saccade*) nebo o viditelnou sakádu (*overt saccade*). V rámci této práce je toto rozhodnutí založeno na vyhodnocení čtyř specifických podmínek.

1. Detekční metody jsou založené na analýze akcelerace pohybu oka (*Eye Acceleration*, dále jen EA), viz kap. o akceleraci 5.1.3. Základním principem je **prahování**, tj. porovnávání aktuální hodnoty EA s předem definovanou prahovou hodnotou (*Threshold of Eye Acceleration*, dále jen TH_{EA}). Tyto prahové hodnoty byly určeny dle publikovaných prací, viz [CHA17], [Mac+13], určeny experimentálně.

Typicky se uvádí hodnoty prahu:

$$TH_{EA} = 5000 \text{ deg/s}^2,$$

přičemž alternativně bývá uváděná také nižší prahová hodnota:

$$TH_{EA_2} = 4000 \text{ deg/s}^2.$$

Pokud akcelerace pohybu oka od bodu *START* překročí prahovou hodnotu, tj. $EA > TH_{EA}$, pak daný signál **může** obsahovat skrytou sakádu (*covert saccade*), viditelnou sakádu (*overt saccade*) nebo jiné artefakty.

2. a) **Skrytá sakáda** (*covert saccade*) je identifikována následujícím způsobem. Pokud bod t_{THEA} , ve kterém EA překročí prahovou hodnotu TH_{EA} a současně leží v intervalu mezi okamžikem maximální rychlosti pohybu hlavy (*Peak Head Velocity*, dále jen PHV) a okamžikem, kdy rychlost hlavy překročí nulovou osu (*Zero Cross Head Velocity*, dále jen ZHV), pak signál s vysokou pravděpodobností **obsahuje skrytou sakádu** (*covert saccade*).

$$t_{THEA} \in \langle t_{PHV}; t_{ZHV} \rangle, \quad (5.4)$$

kde:

- t_{THEA} představuje okamžik (vzorek signálu, časový okamžik), který odpovídá okamžiku, kdy hodnota zrychlení pohybu oka EA překročí prahovou hodnotu, tj. $EA > TH_{EA}$,
- t_{PHV} představuje okamžik (vzorek signálu, časový okamžik), který odpovídá PHV (*Peak Head Velocity*),
- t_{ZHV} představuje okamžik (vzorek signálu, časový okamžik), který odpovídá ZHV (*Zero Cross Head Velocity*).

- b) **Viditelná sakáda** (*overt saccade*) je identifikována na základě stejných kritérií, s tím rozdílem, že její výskyt nastává až po skončení relevantního intervalu, tedy jestliže bod t_{THEA} **neleží** v intervalu $\langle START, ZHV \rangle$. Pak signál s vysokou pravděpodobností **obsahuje viditelnou sakádu** (*overt saccade*).

$$t_{THEA} > t_{ZHV} \quad (5.5)$$

Viditelná sakáda (*overt saccade*) neovlivňuje výslednou hodnotu Gain, protože k jejímu výskytu dochází až po skončení relevantního intervalu $\langle START, ZHV \rangle$, resp. $\langle START, STOP \rangle$. Z praktického hlediska tedy není nutné viditelné sakády filtrovat (tzv. desakádovat).

Následující dvě podmínky jsou doplňující, avšak klíčové k potvrzení výskytu **skryté sakády**.

3. a) Nastane-li okamžik t_{PEA} maximálního zrychlení pohybu oka (*Peak Eye Acceleration*, dále jen **PEA**) před okamžikem t_{PEV} , který odpovídá maximální hodnotě rychlosti pohybu oka (**PEV**), pak tento fakt **potvrzuje** výskyt **covert saccade** v daném záznamu EV.

$$t_{PEV} > t_{PEA}, \quad (5.6)$$

kde:

- t_{PEV} představuje okamžik (vzorek signálu, časový okamžik), který odpovídá *PEV* – *Peak Eye Velocity*;
- t_{PEA} představuje okamžik (vzorek signálu, časový okamžik), který odpovídá *PEA* – *Peak Eye Acceleration*.

- b) Poslední kritérium je splněno, jestliže hodnota maximální rychlost oka je vyšší než hodnota maximální rychlosti hlavy.

$$PEV > PHV, \quad (5.7)$$

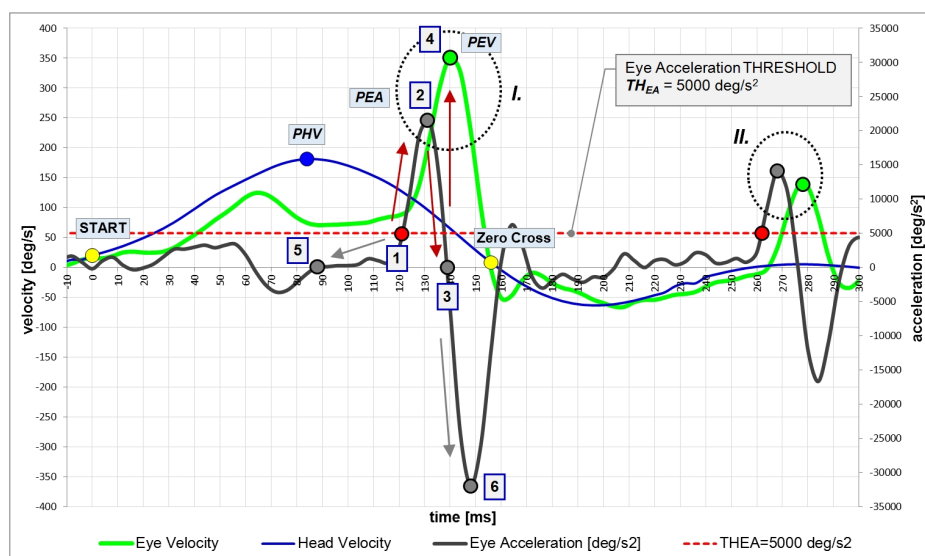
kde:

- *PEV* je hodnota maximální rychlosti pohybu oka,
- *PHV* je hodnota maximální rychlosti pohybu hlavy

K těmto podmínkám se váže důležitá skutečnost. Aby bylo možné tyto podmínky korektně testovat, je téměř nezbytné, aby byly k sobě pro testování podmínek **správně přiřazeny** sobě odpovídající hodnoty *HV*, *EV* a *EA*, obr 5.3.

Jelikož všechny hodnoty jsou diskrétní (výsledkem vzorkování), není určení konkrétního bodu na základě stanovených kritérií vždy jednoznačné. Do této skupiny obtížnosti spadá také třetí podmínka, která se skládá ze dvou doplňujících podmínek pro detekci skryté sakády. Podmínka $PEV > PHV$ jako sama o sobě je velmi striktní a výsledné vyhodnocení může vést k zavádějícím nebo matoucím výsledkům. Mimo jiné je pravděpodobné, že *PEA* překročí prahovou hodnotu $Threshold = 5000 \text{ deg/s}^2$ ve více okamžicích, to je další důvod ke kontrole správného přiřazení akcelerace a maxima rychlosti hlavy. Jestliže je splněna podmínka $TH_{EA} > 5000 \text{ deg/s}^2$ je nutné nalézt odpovídající hodnotu *EV*, která páruje okamžik $t_{TH_{EA}}$. Z tohoto důvodu byl formulován algoritmus, který ověřuje, zda je podmínka skutečně validní.

Pro ilustraci popsaného algoritmu slouží klíčové body označené jako **body 1–6** na obr. 5.3.

Obrázek 5.3: Označení klíčových bodů pro detekci *covert saccade*

- Je splněna podmínka $TH_{EA} > 5000 \text{ deg/s}^2$ a **současně** platí $t_{THEA} \in (t_{PHV}; t_{ZHV})$, tj. **může** se jednat o výskyt **covert saccade**.
- Je-li znám bod průchodu signálu EA prahovou hodnotou TH_{EA} , bod [1], pak ve směru rostoucích indexů (vzorků, času) je hledáno první maximum, tj. PEA bod [2]:
- Z PEA, resp. z bodu [2], se postupuje ve směru rostoucích indexů (vzorků, časů) do okamžiku, kdy následující hodnota EA překročí nulovou osu do záporných hodnot, bod [3]. S ohledem na vzorkovací frekvenci a přesnost algoritmu je navíc porovnávána hodnota před (kladná) a po (záporná) průchodu nulovou hodnotou (osou). Je zvolena ta hodnota, která je absolutní hodnotou nejbližší nule.
- Tento bod [3] současně odkazuje svojí polohou (vzorkem, časem) na bod PEV, bod [4]. Obecně tento bod může ležet mimo interval $\langle START; STOP \rangle$. Bod PEV je lokálním maximem rychlosti pohybu oka EV, ale u důvodu vzorkování a způsobu stanovení bodu průchodu EA nulou, nemusí sobě bod [3] a bod PEV, resp. bod [4], podle obr. 5.3 přesně odpovídat. Proto je přesné určení bodu PEV realizováno hledáním lokálního maxima v okně délky 5 nebo 7 bodů se středem, který odpovídá indexu bodu [3], viz schéma na obr. 5.4.
- Pokud pro hodnotu v bodě [3], tj. PEV platí:

$$PEV > k_{\text{covert}} \times PHV,$$

pak se jedná (podle výše uvedených kritérií) o přítomnost *covert saccade*. V případě, že tato uvedená podmínka není splněna, jedná se z pohledu výpočtu

Gain o blíže nespecifikovaný artefakt v odpovědi VOR. Koeficient k_{covert} nechť je „váha“ pro nastavení citlivosti této podmínky, kde $k_{\text{covert}} \in (0; 1)$.

Jestliže se navíc vyskytují další případy, kdy EA překročí prahovou hodnotu akcelerace oka

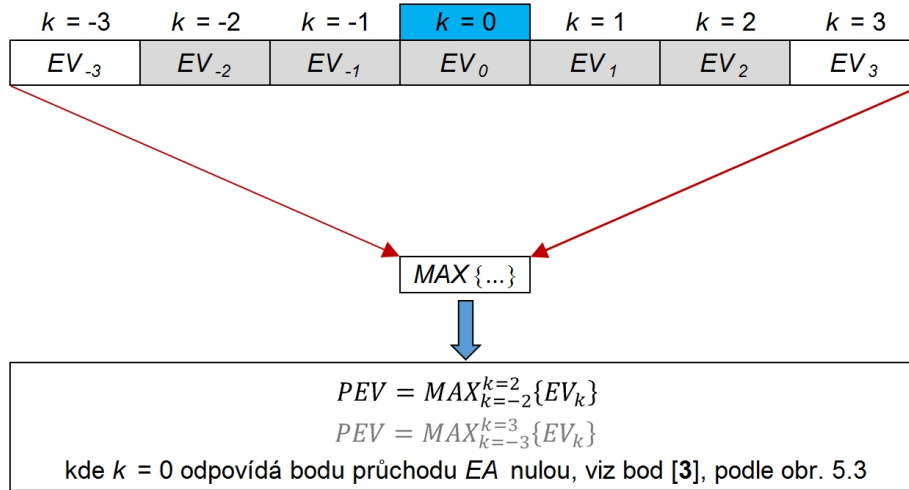
$$[TH_{EA} > 5000 \text{ deg/s}^2] \text{ AND } [t_{TH_{EA}} \notin \langle t_{PHV}; t_{ZHV} \rangle] \text{ AND } [t_{TH_{EA}} > t_{ZHV}],$$

pak se s největší pravděpodobností jedná o *overt saccade*.

- f) Doplnující body [5] a [6] slouží jako referenční body při procesu desakádování, viz kap. 5.4.

Bod [5] označuje místo zkrácení intervalu pro výpočet hodnoty Gain bez samotného desakádování, viz *zkrácení intervalu*. Naopak bod [6] je bodem minimální hodnoty EA a slouží k určení souřadnice $B = (x_B, y_B)$, která je využita pro aproximaci pomocí lineární přímky, viz *lineární interpolace*.

V případě, že výše uvedená podmínka není splněna, jedná se z pohledu výpočtu hodnoty Gain o blíže nespecifikovaný artefakt v odpovědi VOR. Pokud navíc existují další výskyty, kdy EA překročí prahovou hodnotu akcelerace oka $TH_{EA} > 5000 \text{ deg/s}^2$, které nenáležejí intervalu $t_{TH_{EA}} \in (t_{PHV}; t_{ZHV})$, pak se s největší pravděpodobností jedná o **overt saccade**, která nemá vliv na výpočet hodnoty Gain.



Obrázek 5.4: Schéma určení bodu PEV (lokálního maxima rychlosti pohybu oka EV) při detekci *covert saccade*

5.4 Desakádování

Proces desakádování nastává v okamžiku, až když jsou splněna všechna kritéria pro detekci přítomnosti skryté sakády (*covert saccade*).

Motivace desakádování se provádí z toho důvodu, že skryté sakády (*covert saccades*) výrazně ovlivňují výslednou vypočítanou hodnotu Gain a zkreslují tak interpretaci výsledků a následného rozhodování.

Problematika desakádování (aproximace) skrytých sakád spočívá v tom, že jeho použití je pouze ve vědeckých publikacích **zmiňováno**, avšak přesný algoritmický postup, jakým jsou tyto sakády detekovány a upravovány v komerčních systémech ICS® Impulse **není veřejně dostupný**. Z toho důvodu je v této práci navržen vlastní algoritmus pro detekci a aproximaci skrytých sakád (*covert saccade*).

Nicméně, existují odborné literatury, které popisují možné způsoby, jak skrytou sakádu aproximovat.

1. Prvním výpočetním přístupem, který popisuje odborná práce [CHA17], je tzv. *zkrácení výpočetního intervalu*. V tomto přístupu je interval ukončen dříve, než nastane okamžik *Zero Cross of Head Velocity*, a to z důvodu detekce skryté sakády. Tento dřívější bod ukončení je určen na základě okamžiku, kdy akcelerace oka (EA) překročí prahovou hodnotu $TH_{EA} = 5000 \text{ deg/s}^2$.

Po detekci skryté sakády je lokalizován bod překročení této prahové hodnoty a také bod PHV (čas dosažení maximální rychlosti hlavy), od kterého je zpětně hledán bod splňující následující podmínky:

$$EA_i \geq 0 \quad \text{a současně} \quad EA_i \leq TH_{EA},$$

Jinými slovy, hledá se okamžik, kdy akcelerace oka (EA) ještě nepřekročila prahovou hodnotu a současně je kladná, tj. bod, kdy EA protíná nulovou osu "směrem nahoru". Tento okamžik je následně zvolen jako nový (dřívější) koncový bod výpočetního intervalu.

2. Druhým přístupem je použití **lineární interpolace**. Tento způsob není v literatuře explicitně popsán, v práci [Mac+13] lze nalézt jen zmínky. Proto se tato práce zaměřuje na nalezení a testování metody desakádování pomocí *lineární aproximace*. Principem metody je nahrazení té části signálu oka EV, která je ve smyslu výpočtu Gain „degradována“ výskytem sakády (*covert saccade*), přímkou. Tímto způsobem je tedy možné pro účely výpočtu Gain upravit (filtrovat) EV. Interpolace se provádí mezi dvěma body, které ohraničují segment signálu EV, který je narušen poruchou typu *covert saccade*. Volba těchto bodů je založena na využití charakteristických bodů signálu akcelerace oka EA. Interpolací části signálu EV přímkou je získán filtrovaný signál EV'. Je předpokládáno, že signál EV' pak lépe reprezentuje fyziologický průběh bez sakadického artefaktu. Princip metody je znázorněn na obr. 5.5.

Z experimentálního hlediska jsou uvažované možné dvě metody algoritmického postupu pro nalezení krajních bodů lineární interpolace A a B :

- (1) První metoda je založena na průsečíku signálů rychlosti pohybu hlavy (HV) a oka (EV).
- (a) Je předpokládáno, že byla detekována skrytá sakáda (*covert saccade*), viz kap. 5.3.
 - (b) Je určen bod průniku signálů rychlosti pohybu hlavy (HV) a oka (EV) v okamžiku t_{HEVC} , kdy HV klesá a EV roste v intervalu $\langle t_{PHV}, t_{ZHV} \rangle$
 - (c) Pokud nastal okamžik překročení prahové hodnoty t_{THEA} před okamžikem t_{HEVC} , tj. $t_{THEA} < t_{HEVC}$, pak:
 - bod t_{THEA} je označen jako x_A ,
 - hodnota EV v tomto bodě jako y_A .
 Tím jsou nalezeny souřadnice (x_A, y_A) bodu A, který představuje počáteční bod přímky použité pro lineární interpolaci v místě výskytu *covert saccade*.
 - (d) Jestliže rychlost pohybu oka (EV) od již určeného bodu A protne nulovou hodnotu v okamžiku t_{ZEV} , může tento okamžik nastat jak před, tak i po okamžiku t_{ZHV} , tedy platí:

$$(t_{ZEV} \leq t_{ZHV}) \text{ NEBO } (t_{ZEV} > t_{ZHV}),$$

kde:

- t_{ZHV} představuje vzorek signálu (časový okamžik), který odpovídá ZHV (*Zero Cross of Head Velocity*)
- t_{ZEV} představuje vzorek signálu (časový okamžik), který odpovídá ZEV (*Zero Cross of Eye Velocity*)

pak:

- bod t_{ZEV} je označen jako x_B ,
- hodnota EV v tomto bodě jako y_B .

Souřadnice (x_B, y_B) reprezentují bod B, který je koncovým bodem přímky použité pro lineární interpolaci signálu EV v místě výskytu *covert saccade*.

- (2) Druhá navržená metoda ke stanovení bodů A a B lineární interpolace, využívá vlastnosti akcelerace pohybu oka EA z metody detekce skryté sakády, viz kap. 5.3. Konkrétně jsou tyto body určeny na základě lokálních extrémů a nulových průchodů EA v blízkosti výskytu detekované sakády. Metoda tak představuje alternativní přístup k výpočtu aproximace skrytých sakád, který kombinuje informace zrychlení a rychlosti pohybu oka.
- (a) Je předpokládáno, že byla detekována skrytá sakáda (*covert saccade*) a jsou k dispozici následující parametry z předchozích detekčních algoritmů, viz kap. 5.3:

- PEV označuje maximální hodnotu rychlosti EV pohybu oka, která odpovídá PEA, resp. t_{PEA} ,
 - t_{PEV} označuje bod (vzorek, čas), kdy nastává PEV,
 - PEA označuje maximální hodnotu akcelerace EA pohybu oka, která nastává pro $EA > TH_{EA}$,
 - t_{PEA} označuje bod (vzorek, čas), kdy nastává PEA,
 - ZEV označuje hodnotu EV při průchodu nulové hodnoty rychlosti pohybu oka po PEV,
 - t_{ZEV} označuje bod (vzorek, čas), kdy nastává ZEV,
 - t_{THEA} označuje bod (vzorek, čas), kdy EA překročí TH_{EA} .
- (b) Na základě průběhu signálu akcelerace oka (EA) je nejprve identifikován bod PEA a časový okamžik t_{PEA} , kdy EA dosáhne svého lokálního maxima během sakády, tj. po protnutí prahovou hodnotou TH_{EA} po maximálním zrychlení hlavy PHV. Od tohoto bodu je signál EA sledován ve směru **klesajících časových indexů** ($\forall k < t_{PEA}$), přičemž je hledán bod, kdy EA:
- protne nulovou hodnotu (kladná $\rightarrow$ záporná), nebo
 - dosáhne svého lokálního minima.
- Tento bod označíme jako x_A , přičemž hodnota signálu rychlosti oka (EV) v tomto bodě je y_A . Souřadnice (x_A, y_A) pak představují bod **A**, který tvoří počáteční bod přímky použité pro lineární interpolaci v místě výskytu *covert saccade*.
- (c) Následně je vyhledán bod PEV v čase t_{PEV} , který odpovídá okamžiku, kdy rychlost oka (EV) dosahuje svého maxima a začíná klesat. Z matematického hlediska se jedná o nulový bod derivace EV, tedy bod, kde EA (akcelerace) přechází z kladných do záporných hodnot.
- (d) Ve směru **rostoucích časových indexů** ($\forall k > t_{PEV}$) je v intervalu (t_{PEV}, t_{ZEV}) hledán bod, kde EA dosáhne svého minima EA_{MIN} .
- (e) Od tohoto bodu EA_{MIN} pokračuje analýza dále ve směru rostoucích indexů. Sledovány jsou hodnoty EA, dokud:
- signál EA neprotne nulovou hodnotu ve směru **záporné** $\rightarrow$ **kladné**, nebo
 - není detekováno **lokální maximum** v oblasti záporných hodnot.

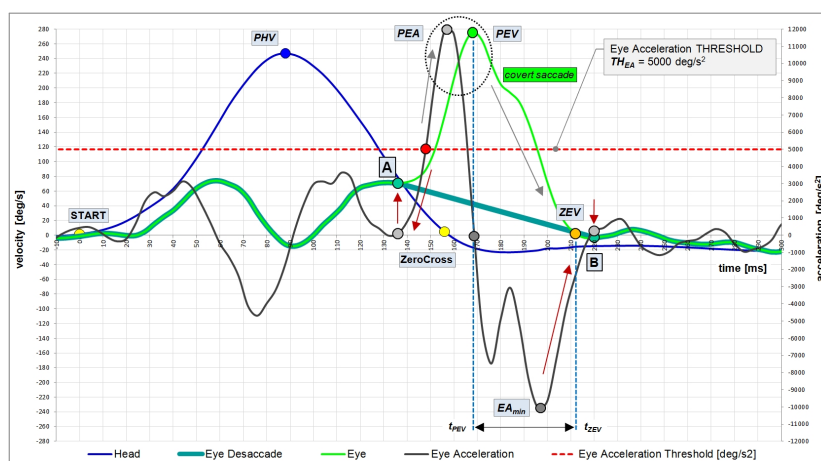
Časový index tohoto bodu je označen jako x_B a hodnota EV v tomto bodě jako y_B . Souřadnice (x_B, y_B) reprezentují bod **B**, který je kon-

covým bodem přímky použité pro lineární interpolaci signálu EV v místě výskytu *covert saccade*.

Body **A** a **B** jsou následně spojeny úsečkou dle vztah:

$$y_i = y_A + \left(\frac{y_B - y_A}{x_B - x_A} \right) (x_i - x_A), \quad (5.8)$$

kde platí: $x_i \in \langle x_A; x_B \rangle$ a $y_i \in \langle y_A; y_B \rangle$ pro $\forall i$, udávající jednotlivé diskrétní body (vzorky signálu, časové okamžiky) na intervalu $\langle x_A; x_B \rangle$.



Obrázek 5.5: Označení klíčových bodů pro desakádování *lineární aproximací covert saccade* s využitím vlastností zrychlení pohybu oka (EA)

Po filtraci, resp. desakádování, signálu EV je získán upravený signál rychlosti pohybu hlavy EV', pro který se provádí výpočet hodnoty Gain. Tento výpočet se však provádí pouze pro metodu výpočtu *AREA Gain* (viz kap. 4.2.2), protože tato metoda zohledňuje celý relevantní interval $\langle START, STOP \rangle$.

Naproti tomu metoda typu *PTP Gain* (viz kap. 4.2.1) pracuje pouze s konkrétními bodovými hodnotami, a metoda *REGGain* (viz kap. 4.2.3) je standardně aplikována pouze na intervalu kolem bodu PHA, nebo v experimentálních případech do okamžiku PHV, kde skryté sakády přítomny nejsou.

Úplný přehled způsobu výpočtů Gain v rámci aplikace je popsán v kapitole 6.5.

Softwarové a algoritmické řešení

6

Tato kapitola se věnuje samotnému softwarovému řešení vytvořenému v rámci této práce. Jsou zde popsány principy a některé algoritmy, pomocí kterých probíhá zpracování a analýza dat z vestibulárního vyšetření pomocí zařízení ICS® Impulse.

6.1 Software

Aplikace, která byla dále rozvíjena, vychází z původního softwarového řešení vytvořeného v bakalářské práci [Kot19]. Vývoj probíhal ve vývojovém prostředí *Visual Studio 2022* za využití programovacího jazyka C#. Uživatelské rozhraní aplikace je implementováno pomocí knihovny tříd *Windows Forms*, která umožňuje tvorbu grafického rozhraní pro desktopové aplikace běžící na platformě .NET Framework.

Společně se softwarem byla převzata i databáze, která je založena v nástroji *MS Access* od společnosti *Microsoft*, která se skládá ze tří tabulek (*ICSPatient*, *HITest*, *HIImpulse*).

Pro bližší informace ohledně softwaru a databázového řešení, viz [Kot19].

6.2 Grafické rozhraní a jeho funkce

Grafické uživatelské rozhraní prošlo oproti původní verzi výraznou aktualizací, která byla v rámci této práce nezbytná. Celá aplikace je rozdělena do čtyř samostatných oken (*Windows Forms*), přičemž každé z nich plní specifickou funkci v rámci zpracování a analýzy dat. Tento modulární přístup přispívá k přehlednosti celého systému. Rozdělení oken je následující:

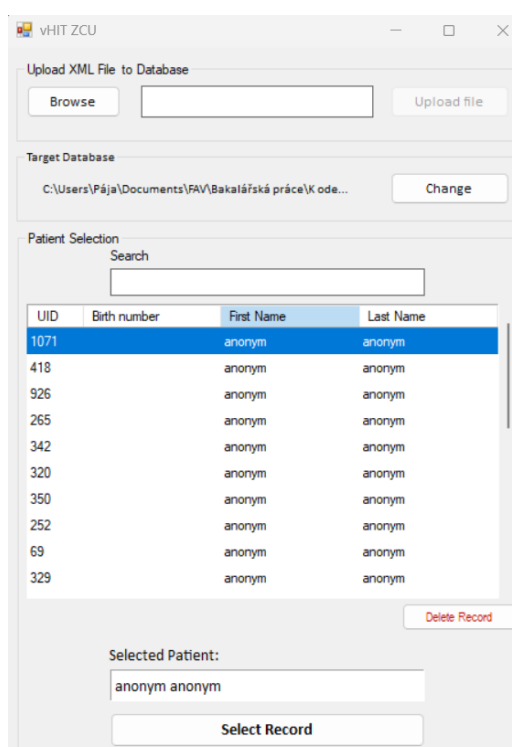
1. nahrání XML souborů, správa výchozí databáze a výběr pacienta, viz kap. 6.2.1,
2. výběr vyšetření (měření) pacienta, viz kap. 6.2.2,
3. odhad standardního průběhu signálu (z původní práce [Kot19]), viz kap. 6.2.3,

4. analýza impulsů a hodnoty Gain, viz kap. 6.2.4.

6.2.1 Správa záznamů

Pro správu, vkládání a přehled záznamů v aplikaci slouží první *Windows Form*. K načítání dat z XML souborů je nadále využíván koncept řešení z práce, viz [Kot19]. Koncept databáze zůstal beze změny, i když se postupně díky zkušenostem nabízejí dílčí úpravy.

Vkládání obstarává třída `Insert_Data.cs`, jejíž instance je tvořena s parametrem cesty k souborům vybraným uživatelem. Poté je navázáno spojení s databází a všechny položky z XML souborů jsou do ní nahrány.



Obrázek 6.1: Okno ke správě záznamů

V rámci aplikace bylo nutné zohlednit změny ve struktuře XML souborů exportovaných ze zařízení ICS® Impulse, ke kterým došlo během časového období mezi touto prací a prací [Kot19]

V současnosti existují dvě verze:

- verze „2021“,
- verze „2024“.

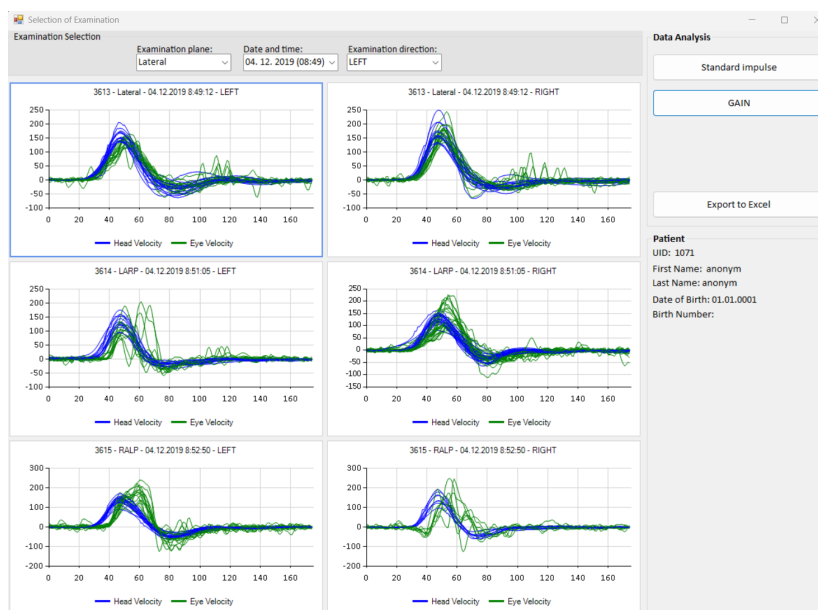
Změny nastaly v pojmenování hlavního uzlu a v názvech některých vnořených elementů.

Struktura	Verze 2021	Verze 2024
Kořenový element	ICSSuiteDBPMRDataSet	PMRExportDataSet
Testovací data	HITest	VW_HITest
Impulsy	HIImpulse	VW_HIImpulse

Tabulka 6.1: Přehled hlavních rozdílů mezi verzemi XML souborů

6.2.2 Přehled měření

Aplikace umožňuje po výběru pacienta vizualizovat všechna jeho dostupná měření, vytríděná podle data, směru a strany vyšetření uložených v aplikační databázi. Jedná se o základní přehled, který může poskytnout rychlou orientaci ve výsledcích a umožňuje odhadnout, v jakém směru či na jaké straně se nachází případný výskyt patologie nebo neobvyklé výkyvy.



Obrázek 6.2: Příklad okna přehledu a výběru měření

6.2.3 Odhad standardního průběhu signálu

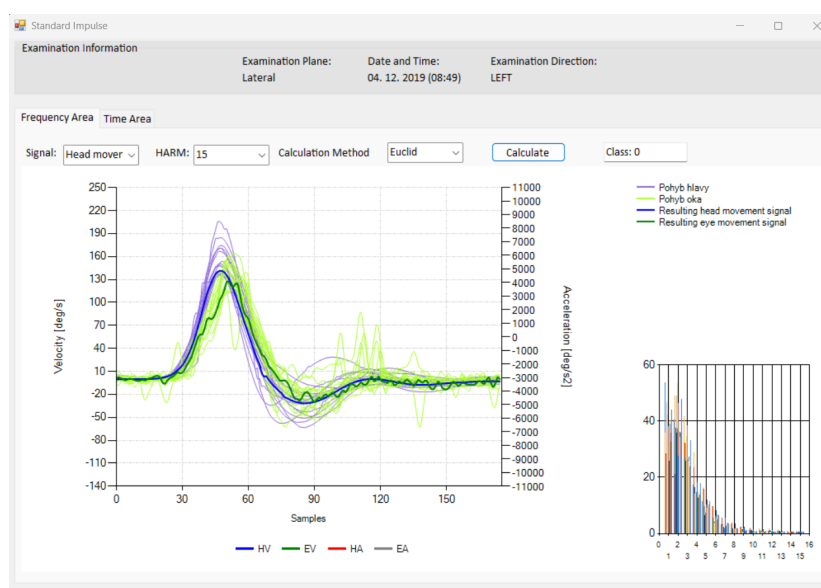
Součástí aplikace je samostatné okno, které zahrnuje plnou funkcionalitu z bakalářské práce [Kot19]. Komponenty byly převzaty a vizuálně upraveny podle potřeby novější aplikace.

Tato komponenta slouží k výběru reprezentativního, tj. standardního, signálu z impulsů měření jednoho vyšetření.

Výběr standardního signálu je možné provést ve dvou oblastech (frekvenční, časové).

- Frekvenční oblast využívá metodu Fourierova rozvoje. Ta zahrnuje výpočet Fourierových koeficientů, jejich normalizaci, a následnou rekonstrukci průběhu signálu. Pro výběr standardního impulsu je možné využít hodnocení na základě *minimální Euklidovské vzdálenosti mediánu amplitudového spektra* nebo *skórování na základě četnosti výskytu hodnot ve spektru*.
- Časová oblast spočívá v analýze jednotlivých impulsů vybraného měření a následném výpočtu jejich průměrných nebo mediánových hodnot v každém časovém okamžiku. Výsledný signál tak představuje typický časový průběh signálu odpovědi, zachycující charakteristické vlastnosti celého souboru měření bez transformace do frekvenční oblasti.

Pro bližší popis funkčnosti a způsobu výpočtu, viz [Kot19].



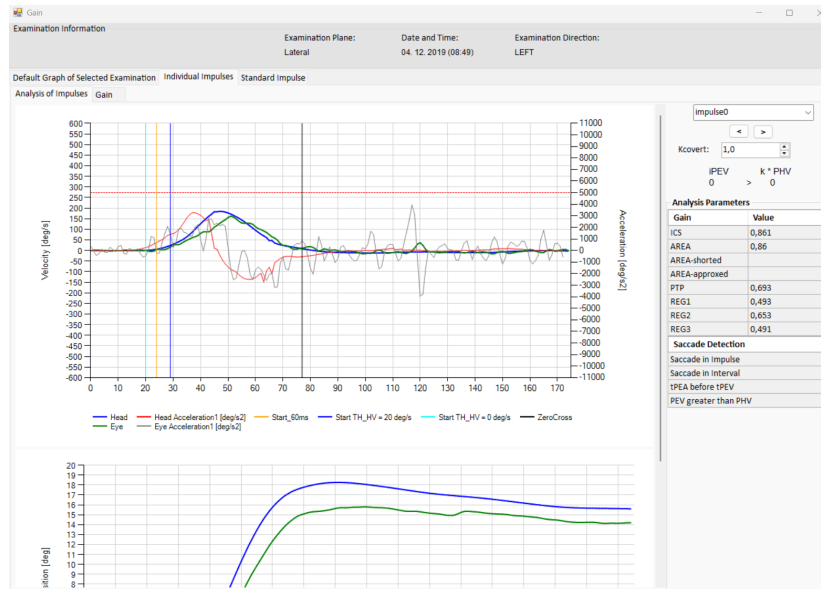
Obrázek 6.3: Příklad okna odhadu standardního signálu, [Kot19]

6.2.4 Analýza impulsů a hodnoty Gain

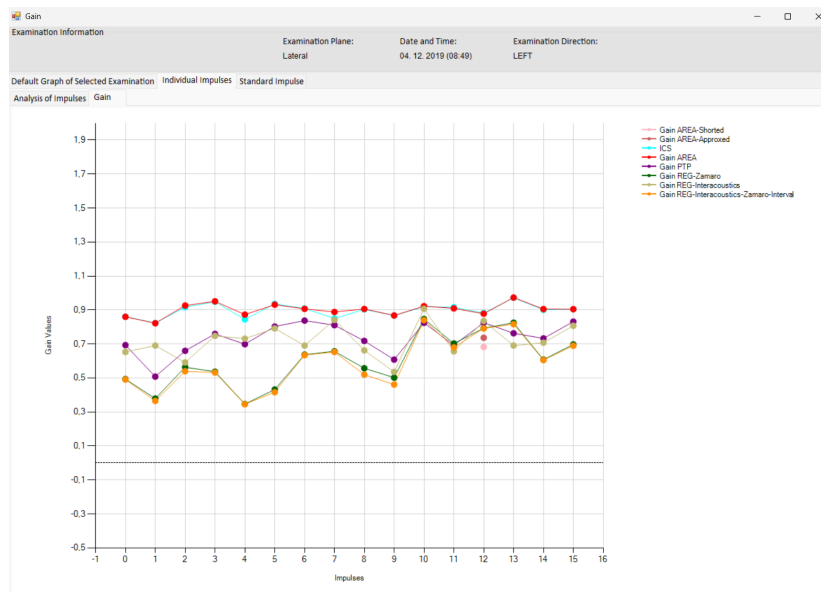
Poslední okno grafického rozhraní představuje komponentu pro analýzu impulsů, viz kap. 6.3, a výpočet hodnoty Gain, viz kap. 6.5. Umožňuje komplexní přehled o jednotlivých impulsech z vybraného měření a provádět bližší analýzu. Součástí okna je vyhodnocení individuálních impulsů, výpočet a vyhodnocení standardního (reprezentativního) impulsu a následný výpočet hodnoty Gain pro každý impuls. Výsledné číselné hodnoty Gain jsou vypisované v přehledné tabulkové struktuře

jednotlivých impulsů a pro celkový přehled interpretovány v bodovém grafu obr. 6.5.

Detailněji je vysvětleno v kap. 6.3.



Obrázek 6.4: Příklad okna analýzy Gain - Individuální impulsy



Obrázek 6.5: Příklad okna analýzy Gain - Bodový graf všech hodnot Gain individuálních impulsů

6.3 Analýza impulsů

Následující kapitoly jsou především zaměřeny na funkce v okně sloužící k analýze impulsů a hodnoty Gain, viz předchozí kapitola.

Po výběru měření je umožněno vstoupit do sekce zaměřené na samotnou analýzu impulsů a jejich hodnoty Gain.

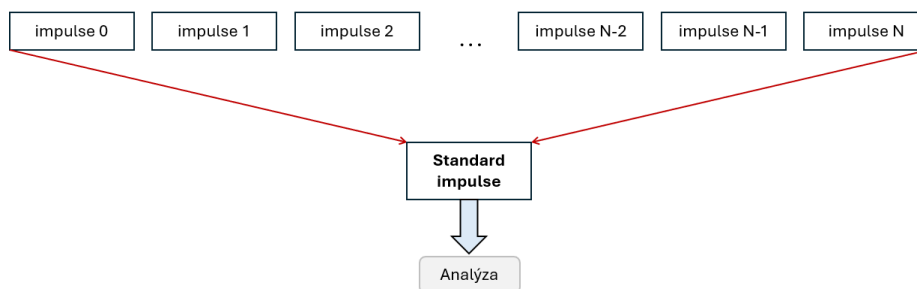
Tento *Windows Form* s názvem *Gain* se soustředí na hlavní téma této práce, tedy analýzu vestibulookulárního reflexu a s tím související výpočet hodnoty Gain za pomoci metod detekce, filtrování a vizualizace sakád. Proporcionální uspořádání jednotlivých prvků a komponent je rozvrženo tak, aby byla umožněna dostupnost ke grafům a vypočteným hodnotám Gain.

6.3.1 Výběr impulsů

Softwarové řešení umožňuje analýzu jak na základě odhadu standardního impulsu [Kot19], což představuje sloučený signál specifikovaný na základě kritérií vycházejících ze souboru jednotlivých impulsů v rámci jednoho vyšetření, tak na každém individuálním impulsu samostatně. Tento přístup umožňuje flexibilitu při zkoumání dat, kdy vyšetřující osoba může volit mezi analýzou celkového trendu signálu, reprezentovaného standardním impulsem, nebo podrobným vyhodnocením každého jednotlivého impulsu, což může být užitečné pro detekci jemných odchylek, specifických vzorců v datech nebo artefaktů. Analýza na základě standardního impulsu poskytuje *zjednodušený* přehled o celkovém průběhu měření, zatímco analýza individuálních impulsů umožňuje *detailnější* zkoumání každého jednotlivého vzorku a přesnější identifikaci specifických vzorců nebo problémů.



Obrázek 6.6: Vizualní příklad analýzy a výpočtů nad individuálními impulsy



Obrázek 6.7: Vizuální příklad analýzy a výpočtů nad standardními impulsy

6.3.2 Standardní impulsy

Standardní impuls, neboli *metoda odhadu standardního průběhu signálu*, byl převzat v plné míře z práce [Kot19], která se touto metodou podrobněji zabývala. [Kot19]

Jedná se o nástroj, který umožňuje reprezentovat výsledné vyhodnocení jednoho vyšetření, které obsahuje několik impulsů. Standardní impuls dokáže na základě zvoleného kritéria agregovat všechny informace a určit tak signál (dvojici signálů HV a EV), jenž *nejlépe*, podle daného kritéria, reprezentuje dané vyšetření.

V softwaru je možné provádět analýzu nad těmito vybranými standardními impulsy, přičemž analýza probíhá na základě následujících kritérií:

- Average - Průměr,
- Average Minimum Deviation - Minimální odchylka od průměru,
- Average Minimum Distance - Minimální vzdálenost od průměru,
- Median - Medián,
- Median Minimum Deviation - Minimální odchylka od mediánu,
- Median Minimum Distance - Minimální vzdálenost od mediánu,
- SCORE Sigma Deviation – signál s nejmenší odchylkou v pásmech σ , 2σ , 3σ ,
- Freq-Eye-Euclid (15 harm) - Signál s nejmenší odchylkou amplitud od mediánu (15 harm.),
- Freq-Eye-Histogram (15harm) - Signál s nejvyšší četností hodnot amplitudového spektra (15 harm.).

Tento seznam vybraných standardních impulsů je možné algoritmicky kdykoli rozšířit podle potřeby.

6.3.3 Individuální impulsy

Jestliže vizualizace standardních impulsů neposkytuje dostatečně informativní nebo jednoznačný výstup, je vhodné přistoupit k detailnějšímu prozkoumání každého impulsu zvlášť. V tomto případě není na pozadí vybírán žádný reprezentativní průběh signálu; veškerá analýza je provedena přímo nad "hrubými" daty, která byla exportována ze zařízení ICS® Impulse. Tento přístup umožňuje přesnější identifikaci možných odchylek, artefaktů či specifických vzorců v jednotlivých měřeních, které by při použití zpracovaného standardního signálu mohly zůstat skryty.

6.3.4 Algoritmus zpracování impulsů a jejich dat

Veškeré potřebné výpočty jednotlivých impulsů se provádějí po zvolení konkrétního měření a následném vstupu do okna "Gain". Klíčovou roli zde sehrává třída *GainManager.cs*, která zajišťuje zpracování dat a implementaci výpočetních algoritmů.

Výpočty jsou prováděny nad všemi standardními impulsy (existujícími v rámci aplikace, viz kap. 6.3.2) a nad všemi individuálními impulsy z vybraného měření. Toto řešení zastřešuje metoda ve třídě *Gain.cs* jménem *CoverGainManagement*.

Pro zachování přehlednosti a efektivity je hlavní třída doplněna o několik pomocných výpočetních tříd, které jsou zodpovědné za jednotlivé kroky analýzy, více viz kap. 6.5. Tato modulární struktura umožňuje snadné rozšíření funkcionality, což je důležité zejména s ohledem na experimentální charakter vyvíjeného softwaru.

6.4 Vizualizace dat

Pro účely této práce je vhodné jasně stanovit hranici mezi *domnělým* normálním nálezem a patologickým stavem. Vymezení těchto hodnot je fundamentální pro správnou interpretaci výsledků a následné rozhodování o dalším postupu. Definování kritérií, která určují, zda naměřené hodnoty spadají do fyziologického rozmezí, nebo naopak signalizují patologii, umožňuje objektivní vyhodnocení každého jednotlivého měření. Objevují se však situace, kdy se naměřené hodnoty pohybují v *hraničním pásmu rozhodovacích kritérií*. V takových případech je vhodné těmto nálezům věnovat zvýšenou pozornost, neboť nemusí být jednoznačně klasifikovatelné jako fyziologické či patologické. Je doporučeno brát tyto hodnoty v potaz při komplexnějším vyhodnocení, případně je podrobit opakovanému měření nebo dalšímu doplňujícímu vyšetření.

Přehled usnadňuje pochopení zesílení Gain a související problematiky s ním spojené.

V případech standardního odhadu impulsu (signálu) u *zdravého pacienta* jsou křivky grafu většinou *vzhledově* ideálním výsledkem měření. Takto ideálně (hladký, pravidelný) vyhlížející průběh signálu je ale spíše výjimkou, nebo se případně může

jednat o zmíněný výsledek předchozího filtrování a zpracování dat právě po výpočtu odhadu standardního průběhu signálu [Kot19]. V reálné praxi se častěji objevují nerovné a vizuálně "nečisté" průběhy signálů. Tyto odchylky však ve většině případů nemusí znamenat abnormalitu či patologii. Často se jedná o běžnou variabilitu měření, která může být ovlivněna například pohybovými artefakty, kvalitou záznamu nebo individuálními rozdíly mezi pacienty.

Vizualizace průběhu signálů odpovědi v experimentálním softwaru představuje důležitý nástroj pro celkový přehled o měření i pro základní analýzu. V případech hraničních nebo nejednoznačných výsledků je však doporučeno provést podrobnější vyhodnocení s důrazem na individuální kontext daného záznamu.

6.5 Algoritmus hodnoty Gain

Samotný algoritmický výpočet hodnot Gain, jak již bylo zmíněno dříve, je složen z několika pomocných tříd. Tento modulární přístup umožňuje přehlednější strukturu a současně usnadňuje orientaci v kódu. Způsob zpracování a ukládání dat byl zvolen tak, aby odpovídal požadavkům na přehlednost, zejména při ladění (*debugging*) nebo při zpětné kontrole výpočtů.

Základní třídou, která reprezentuje jednotlivé impulsy a uchovává klíčová data, je třída *Examination*. Obsahuje všechny nezbytné informace a datové struktury, které jsou následně využívány při dalším zpracování v rámci analýzy.

Mezi nejdůležitější proměnné této třídy patří:

- *ImpulseName* - název konkrétního impulsu,
- *HeadEyeData* - objekt uchovávající původní hodnoty HV a EV ze zařízení ICS® Impulse,
- *Gain* - slovník obsahující názvy jednotlivých metod výpočtu a jejich příslušné hodnoty (viz kap. 5.1.2),
- *SaccadeDetecition* - třída reprezentující výsledky detekce sakád na základě čtyř podmínek (viz kap. 5.3),
- *Approximation* - třída obsahující desakádovaná (aproximovaná) data,
- **Start** a **Stop** - slovníky obsahující časové okamžiky počátku a konce impulsu podle publikací.

Zpracování a plnění těchto proměnných probíhá automaticky již při načtení zvoleného měření. V tomto kroku se zároveň vypočítají klíčové hodnoty, jako je akcelerace pohybu rychlosti hlavy a oka (HA a EA). Poté se vypočítá hodnota Gain pro

všechny metody výpočtů, viz kap. 5.1.2. Jako poslední se provede proces detekování skrytých sakád a následně na to i samotné filtrování (desakádování), více v kapitole 6.5.1.

Hodnoty Gain, jak již bylo zmíněno výše, jsou uloženy ve slovníku, který obsahuje jejich názvy spolu s příslušnými vypočtenými hodnotami. V případě, že v daném impulsu došlo k výskytu skryté sakády, a tedy i k následné aproximaci pomocí vybraných metod, viz kap. 5.4, obsahuje tak instance daného impulsu kromě standardních hodnot Gain také rozšířené hodnoty po aproximaci. Těmito hodnotami jsou *AREA-shorted* a *AREA-approxed*, viz **odstavec**.

V softwaru jsou generovány *vypočtené* hodnoty Gain:

- GAIN-AREA
- GAIN-AREA-shorted
- GAIN-AREA-approxed
- GAIN-PTP
- GAIN-REG1 - viz výpočet 4.11
- GAIN-REG2 - viz výpočet 4.12
- GAIN-REG3 - experimentální modifikace, kdy kdy je výpočet proveden dle 4.12 s použitím intervalu podle 4.11

6.5.1 Algoritmus detekce skrytých sakáda a následné desakádování

Cílem algoritmu je identifikovat skryté sakády v záznamu očních pohybů a následně je odfiltrovat, aby bylo možné analyzovat čistou odpověď VOR bez nechtěných saka-dických artefaktů. Detekce sakád a proces desakádování (aproximace) spolu úzce souvisí.

Algoritmus je vytvořen na základě metod z odborných publikací a testování v rámci této práce, viz kap. 5.3.

Detekce skrytých sakád (*covert saccades*) v softwaru probíhá ve třech navazujících krocích:

- **Prvotní detekce** pomocí prahování akcelerace oka `SaccadeDetectionThreshold`.
- **Ověření v časovém intervalu** poklesu rychlosti hlavy `SaccadeDetectionThresholdInterval`.
- **Dodatečné kontroly** přes dodatečné podmínky v oblasti akcelerace pohybu oka s porovnáváním hodnot rychlosti pohybu oka `SaccadeDetectionAdditional1`, `SaccadeDetectionAdditional2`.

Níže je výřez kódu, který tuto logiku realizuje:

```

1
2 bool thresholdDetected = SaccadeDetection(eyeAccDegS2 ,
    EV);
3
4 bool threshholdInterval =
    IsCovertSaccadeBasedOnClusters(clusters , tPHV ,
    eyeAccDegS2 , impulse.Stop["ZeroCross"]);
5
6 impulse.SaccadeDetection.SaccadeDetectionThreshold =
    thresholdDetected;
7
8 if (thresholdDetected && threshholdInterval)
9 {
10     impulse.SaccadeDetection.
        SaccadeDetectionThresholdInterval =
11         CovertSaccadeDetectionInterval(headAccDegS , HV ,
        eyeAccDegS2 , impulse , EV);
12     impulse.SaccadeDetection.
        SaccadeDetectionAdditional1 =
13         CovertSaccadeDetectionAdditional1(impulse ,
        impulse.Start["60ms"] , impulse.Stop["ZeroCross"]);
14     impulse.SaccadeDetection.
        SaccadeDetectionAdditional2 =
15         CovertSaccadeDetectionAdditional2(impulse ,
        impulse.Stop["ZeroCross"]);
16 }

```

Zdrojový kód 6.1: Ukázkový výpis kódu k detekci *covert saccade*

K jednotlivým funkcím:

- `SaccadeDetection()` – základní detekce na základě překročení prahové hodnoty akcelerace oka.
- `CovertSaccadeDetectionInterval()` – validace, že detekce nastala v relevantním intervalu poklesu rychlosti hlavy.
- `CovertSaccadeDetectionAdditional1()` – dodatečné ověření založené porovnávání časových okamžiku rychlosti pohybu oka a zrychlení pohybu oka.
- `CovertSaccadeDetectionAdditional1()` - dodatečné ověření založené na porovnávání hodnot globálního maximálního pohybu hlavy a lokálního maximálního pohybu oka.

Teprve pokud jsou všechny klíčové podmínky splněny, je signál označen jako obsahující skrytou sakádu a je možné přejít do procesu desakádování.

```

1
2 if (impulse.SaccadeDetection.SaccadeDetectionThreshold
   &&
3     impulse.SaccadeDetection.
   SaccadeDetectionThresholdInterval &&
4     impulse.SaccadeDetection.
   SaccadeDetectionAdditional1 &&
5     impulse.SaccadeDetection.
   SaccadeDetectionAdditional2)
6 {
7     Desaccade(impulse);
8 }

```

Zdrojový kód 6.2: Ukázkový výpis kódu k ověření všech podmínek k potvrzení výskytu *covert saccade* a vstoupení do procesu desakádování

6.6 Dosažené výsledky

Nad dostupnými reálnými daty ze zařízení ICS® Impulse, bylo provedeno testování softwaru formou vizuální inspekce, přičemž byly zohledněny klíčové body a kritéria ovlivňující průběh signálů a výsledky hodnoty Gain.

Referenční hodnotou pro výpočty a testování Gain byly výsledky zařízení ICS® Impulse, kterým bylo cílem se co nejpresněji přiblížit prostřednictvím metod popsaných v odborných publikacích nebo vlastním experimentálním ověřováním. Důvodem byl veřejně neznámý algoritmus, který firma ICS využívá k filtraci sakád.

6.6.1 Výsledky testování detekce *covert saccade*

Klíčovou funkcionalitou pro výpočet hodnoty Gain je správná detekce relevantního intervalu a následně *covert saccade*. Zejména pak při použití výpočtu Gain AREA, včetně filtrace signálu EV, tzv. desakádování je detekce *covert saccade* stěžejní. K dispozici byly anonymní záznamy vyšetření, strukturované do skupin, viz kap. 4.1:

- LATERAL-LEFT,
- LATERAL-RIGHT,
- LARP-LEFT,
- LARP-RIGHT,

- RALP-LEFT,
- RALP-RIGHT.

Pro vlastní analýzu řešeného problému a návrh algoritmů byly použity vybrané „typické“ signály rychlosti pohybu hlavy HV a rychlosti pohybu oka EV. Většinou se jednalo o signály s artefakty a bez artefaktů a účelově vybrané z množiny dostupných impulsů HIT. Výběr případů byl motivován publikací [Man+14]. Po odladění algoritmu byl celý programový systém, spec. detekce *covert saccade* testován nad souborem, který obsahoval celkem 66 jednotlivých vyšetření a 996 jednotlivých záznamů záškubů hlavy, tj. dvojic (HV, EV). Výsledky jsou uspořádány do dvou tabulek, Tab. 6.2 a 6.3.

Podstatné je, že subjektivně (*ORL covert s.*) bylo v počtu 996 záznamů detekováno 96 *covert saccade*, algoritmus aplikace detekoval 93 *covert saccade*, tj. chybovost vzhledem k celkovému počtu záznamů 996 je 0,30% a vzhledem k počtu subjektivně detekovaných 96 *covert saccade* to je 3,13%.

Použité testovací záznamy (impuls) nebyly nijak upravovány, ani jejich výběr nebyl ovlivněn. V podstatě se jedná o 11 záznamů vyšetření různých osob, bez rozdílu pohlaví, věku, diagnózy. Proto tato množina obsahuje záznamy zatížené šumem (*trace oscillations*, viz obr. 6.9), chybnou kalibrací zařízení (*wrong calibration*, viz obr. 6.8), záznamy s pseudo sakádami (*blink*) a dalšími poruchami, [Man+14].

Algoritmus se chová "opatrně" při rozhodování o přítomnosti *covert saccade* a případném dalším desakádování. Výpočty hodnoty Gain metodami typu Gain AREA jsou pak prováděny podle vztahu (4.4) s naměřenými daty HV a EV na intervalu $\langle \text{START}; \text{ZeroCross} \rangle^1$.

vHIT - test			chyba detekce <i>covert s.</i>	
UID = 11	vyšetření	impulse	počet	[%]
celkem	66	996	3	0,30
LAT - Left	11	196	1	0,51
LAT - Right	11	209	1	0,48
LARP - Left	11	132	0	0,00
LARP - Right	11	155	0	0,00
RALP - Left	11	160	1	0,63
RALP - Right	11	144	0	0,00

Tabulka 6.2: Tabulka výsledků testování detekce covert saccade, výsledky jsou počítány vzhledem k celkovému počtu testovaných impulsů

¹ Během testování na vzorku 996 signálů proběhlo určení intervalu $\langle \text{START}; \text{ZeroCross} \rangle$ správně ve 100 %.

vHIT - test				chyba detekce covert s.	
UID = 11	vyšetření	ORL covert s.	vHIT covert s.	počet	[%]
celkem	66	96	93	3	3,13
LAT - Left	11	20	19	1	5,00
LAT - Right	11	37	36	1	2,70
LARP - Left	11	8	8	0	0,00
LARP - Right	11	9	9	0	0,00
RALP - Left	11	10	9	1	10,00
RALP - Right	11	12	12	0	0,00

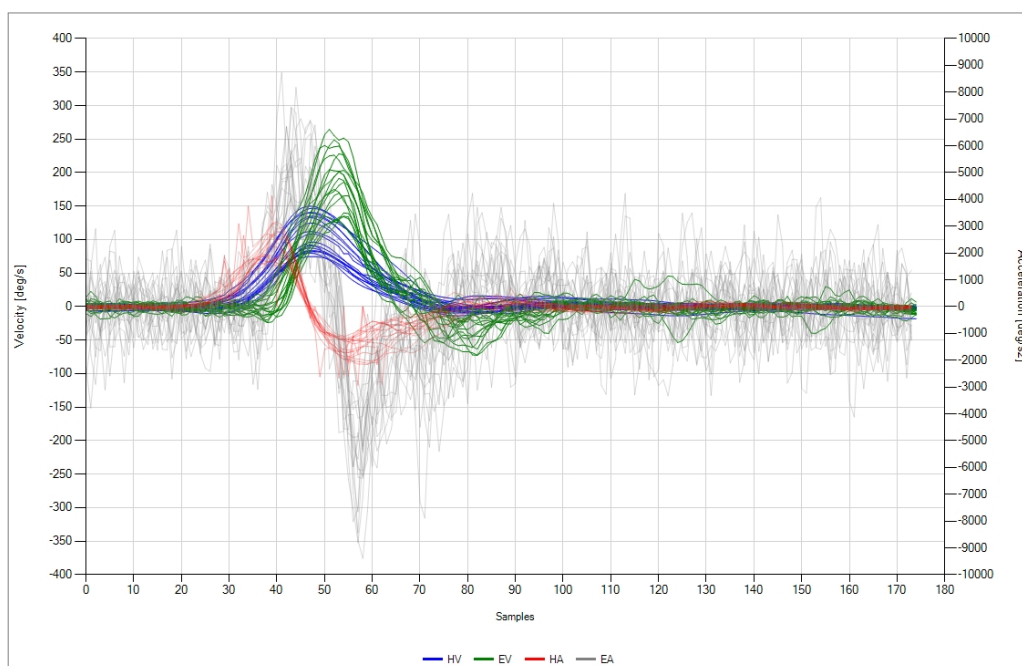
Tabulka 6.3: Tabulka výsledků testování detekce covert saccade, výsledky jsou počítány vzhledem k počtu *covert s.*, určený subjektivně (*ORL covert s.*)

Dalším krokem bylo testování výsledků desakádování. Výchozím počtem testovaných záznamů (impuls) byly ty záznamy, které obsahují covert saccade (detekováno jako *vHIT covert s.*). V tomto případě se jedná o 93 záznamů. Subjektivním posouzením (*vHIT desaccade*) bylo u 90 záznamů indikováno správné desakádování, tab. 6.4.

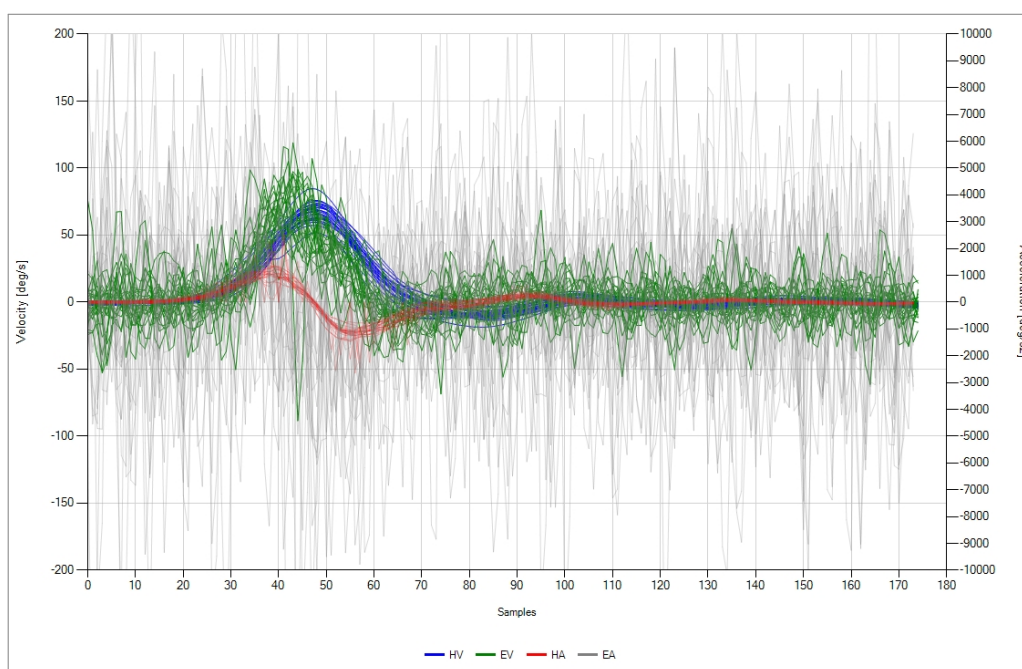
vHIT - test				chyba v desakádování	
UID = 11	vyšetření	vHIT covert s.	vHIT desaccade	počet	[%]
celkem	66	93	90	3	3,23
LAT - Left	11	19	19	0	0,00
LAT - Right	11	36	35	1	2,78
LARP - Left	11	8	8	0	0,00
LARP - Right	11	9	9	0	0,00
RALP - Left	11	9	9	0	0,00
RALP - Right	11	12	10	2	16,67

Tabulka 6.4: Tabulka výsledků testování desakádování covert saccade, výsledky jsou počítány vzhledem k počtu *covert s.*, určených (*ORL covert s.*)

K „neúspěšné“ detekci *covert saccade* a chybně provedenému desakádování lze závěrem poznamenat, že se jednalo o případy záznamů, které patřily do kategorie špatné kalibrace (*wrong calibration*) a zejména do kategorie zatížení šumem (*trace oscillations*). Speciálně v tomto případě se jednalo o zákmity EV v intervalu $\langle START, ZeroCross \rangle$, které vyvolávaly řadu případů, kdy platilo $EA > TH_{EA}$. Pokud rozmístění těchto časových okamžiků $t_{TH_{EA}}$ kolidovalo s časovými okamžiky t_{PEV} výskytu PEV, docházelo k chybám v detekci *covert saccade* a v případě desakádování k odhadu polohy bodu „A“, viz kap. 5.4, vztah (5.8).



Obrázek 6.8: Příklad jednoho z vyšetření (RALP–Right, 18 impulsů), kde se jedná o špatnou kalibraci (*wrong calibration*), kde algoritmus detekoval několik neexistujících *covert saccade*



Obrázek 6.9: Příklad jednoho z vyšetření (RALP–Left, 25 impulsů), které je zatíženo šumem v signálu EV (*trace oscillations*), kde již subjektivní hodnocení bylo obtížné a algoritmus detekoval chybně

6.6.2 Export výsledků hodnoty Gain

Pro individuální analýzu nebo další zpracování dat mimo tento experimentální software je možné výsledky hodnot Gain všech impulsů (jednotlivých, tak i standardních) exportovat do tabulkového formátu *Microsoft Excel*. Tato funkcionality poskytuje uživateli flexibilitu při dalším zpracování a interpretaci dat podle vlastního uvážení.

Pro ilustraci je uveden příklad, viz tab. 6.5, korelačních vazeb mezi hodnotami Gain-ICS, tj. hodnot zesílení, které jsou exportovány společně se záznamy HV a EV ze zařízení ICS® Impulse v XML formátu² a vypočítanými hodnotami základní metodou typu Gain-AREA, viz vztah (4.4). Pro tuto analýzu nejsou využívány modifikované verze Gain-AREA-shorted a Gain-AREA-approxed, viz 5.4, protože jsou určovány v případě výskytu *covert saccade* a díky nízkému počtu těchto sakád (celkem 93, resp. po desakádování 90) nemusí být korelační vazba s Gain-ICS reprezentativní.

UID = 11	Korelační vazba mezi GAIN-ICS a GAIN-AREA										
vyšetření	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
LAT - LEFT	0,9549	0,2439	0,3381	0,9944	0,7612	0,9070	-0,0207	0,1284	0,9496	0,9763	0,7356
LAT - RIGHT	0,9770	0,9288	0,6236	0,6729	0,9770	0,1651	0,3858	0,9483	0,9975	0,6803	-0,6421
LARP - LEFT	0,8353	0,8661	0,3677	0,8796	0,9931	0,9401	0,8859	0,9700	0,9652	0,9873	0,9212
LARP - RIGHT	0,9304	0,9637	0,9927	0,9346	0,8434	0,1065	0,9760	0,9693	0,9978	0,9100	0,7568
RALP - LEFT	0,4956	0,8248	0,4638	0,9745	0,2120	0,6939	0,9517	0,8056	0,9860	0,9658	0,8623
RALP - RIGHT	0,4961	0,1679	-0,4129	0,5905	0,5356	0,2512	0,9627	0,7024	0,9977	0,9974	0,7872

Tabulka 6.5: Tabulka korelačních vazeb mezi Gain-ICS a Gain-AREA. Pro hodnoty $k_R < 0,75$ jsou jednotlivé korelační koeficienty podbarveny

6.6.3 Další možné rozšíření práce

Software se nadále nachází ve fázi aktivního vývoje a nabízí prostor pro řadu dalších vylepšení a rozšíření funkcí.

Mezi možná budoucí vylepšení softwaru patří revize struktury databáze, zejména úprava datových typů jednotlivých proměnných.

Jedním z prvních rozšíření se nabízí implementace a otestování alternativní metody desakádování, viz kap. 5.4, popis algoritmu (2). V takovém případě bude následovat rozšíření testování na větší množství záznamů vyšetření, zejména na ty, které obsahují vyšší počet artefaktů typu *covert saccade*.

Na dosavadní implementace navazuje další možný směr rozvoje a tím je analýza tzv. *W-signálu*, která by mohla sloužit k detekci hyporeflexie. Jedná se o artefakt nacházející se, stejně jako skrytá sakáda (*covert saccade*), v intervalu $\langle START, ZeroCross \rangle$. Název *W-signál* vychází z jeho charakteristického tvaru připomínajícího písmeno W. Nicméně, se *nejedná* o *covert saccade*, ale následuje po něm standardně *overt saccade*.

²Přesný způsob výpočtu, detekce *covert* a *overt saccade* a desakádování není dostupný.

Důležitý poznatek je, že analýza rychlosti pohybu hlavy (HV) a rychlosti pohybu oka (EV), která je prováděna v rámci této práce při výpočtech hodnoty Gain, představuje první krok a současně předstupěň pro detekci *W-signálu*.

Tato bakalářská práce se věnovala analýze odpovědi vestibulárního nervu na záškub hlavy při vyšetření metodou Video Head Impulse Test (vHIT). Odpověď vestibulárního nervu úzce souvisí s funkcí vestibulárního ústrojí, konkrétně s vestibulookulárním reflexem (VOR).

Jedním z cílů práce bylo provést rozsáhlou rešerši publikovaných metod výpočtu zesílení Gain, která vyjadřuje schopnost oka kompenzovat pohyb (záškub) hlavy. Jelikož je výpočet Gain úzce provázán s přítomností artefaktů v signálu rychlosti pohybu oka, byla pozornost věnována i problematice jejich detekce a odstranění, konkrétně detekci a filtrování (desakádování) skrytých sakád (covert saccades). Proto byla rešeršní činnost zaměřena i tímto směrem s tím, že pro správný výpočet Gain je nezbytně nutná správná detekce rušivých artefaktů (covert saccade).

Z pohledu detekce *covert saccade* byla na základě dostupných informací a zavedených postupů navržena vlastní metoda, která vychází z kombinace analýzy průběhu signálů rychlosti pohybu hlavy a rychlosti pohybu oka, doplněná analýzou akcelerace pohybu oka. Výpočty jsou řešeny v tzv. relevantním intervalu, který je z hlediska fyziologie vymezen okamžikem začátku a ukončení pohybu hlavy. V rámci toho byly testovány různé modifikace algoritmu, který byl založen na jednom principu s tím, že modifikace se postupně upřesňovaly s počtem kazuistik, které byly použity v testování. Výsledkem je aktuální „neúspěšnost“ cca 3,1% v detekci *covert saccade*.

Podobným způsobem byla řešena problematika filtrace (desakádování) signálu rychlosti pohybu oka. Kromě metod tzv. zkrácení intervalu byla navržena vlastní verze lineární interpolace signálu rychlosti pohybu oka v časovém úseku, kdy byla detekována *covert saccade*. Opět existuje několik verzí algoritmu, kterým jsou definovány počáteční bod $[A]$ a koncový bod $[B]$ úsečky aproximující signál *covert saccade*. Výsledkem je úspěšnost desakádování cca 3,2%.

Pro výpočet Gain byly zvoleny tři principiální přístupy. Jako primární je zvolena metoda Gain-AREA, vč. modifikace v podobě krácení intervalu, která je základní metodou komerčního zařízení vHIT, ICS® Impulse. Dalšími metodami jsou metody typu Point to Point a metody regrese, které jsou svým charakterem odlišné od Gain-

AREA.

Navržené algoritmy byly implementovány do experimentálního softwaru určeného pro zpracování výstupních dat z komerčního zařízení ICS® Impulse. Tento software, který byl prvotně vyvinut v bakalářské práci [Kot19] byl pro účely této práce převzat a rozšířen o nové funkce. Cíl vytvoření tohoto experimentálního softwaru byl stanoven s ohledem na absenci dostupné dokumentace poskytující existující komerční algoritmy a na potřebu vytvořit vlastní, otevřeně zdokumentovaný přístup k analýze dat ze systému ICS® Impulse nebo podobných systémů vHIT.

Tato práce se ve výsledku postupně více zaměřila na problematiku detekce skrytých sakád (*covert saccade*) a desakádování. Pro tuto potřebu byl implementován nástroj pro detailní analýzu jednotlivých impulsů z měření jednoho vyšetření, stejně tak pro analýzu standardních impulsů ze všech impulsů měření jednoho vyšetření (převzato z bakalářské práce [Kot19]).

Úplným závěrem této práce bylo realizovat jednoduché porovnání výsledků hodnot Gain-ICS, které generuje systém ICS® Impulse, které byly brány jako referenční, s výslednými hodnotami Gain získanými z experimentálního softwaru. K posouzení shody hodnot Gain byla použita korelační analýza. Současně tato analýza, která je provedena v nástroji *Microsoft Excel*, ukazuje možnosti reportů výsledků v exportovaném *Excel* souboru pro další individuální analýzy.

Uživatelská příručka



A.1 Úvod

Tato uživatelská příručka slouží jako návod krok po kroku, jak úspěšně nainstalovat a používat aplikaci k analýze odpovědi vestibulárního nervu na záskub hlavy.

A.2 Instalace

Ke spuštění aplikace je nutná její instalace. V adresáři `Aplikace_a_knihovny/Setup_vHT_ZCU` se nachází samotný instalační soubor aplikace s názvem `setup`.

Po kliknutí na soubor `setup` se s vysokou pravděpodobností zobrazí bezpečnostní upozornění systému Windows s ochranou, protože aplikace není digitálně podepsaná. V tomto okně klikněte na odkaz *Další informace*, čímž se zpřístupní tlačítko **Přesto spustit**. Kliknutím na něj pokračujete v instalaci.

Následně se zobrazí uvítací okno Průvodce instalací. Po kliknutí na tlačítko **Další** budete vyzváni k výběru cílové složky, do které se má aplikace nainstalovat. Po zvolení požadovaného umístění pokračujte opět kliknutím na **Další**. Poté se zobrazí poslední krok *Potvrzení instalace*. Klikněte na **Další** pro zahájení instalace.

Před dokončením instalace se Vás může systémový firewall zeptat na povolení přístupu aplikace k síti. Tento přístup prosím potvrďte kliknutím na **Povolit přístup**, aby mohla aplikace správně fungovat.

Po úspěšné instalaci by se měl na ploše automaticky vytvořit zástupce aplikace.

A.3 První spuštění a výběr databáze

Po prvním spuštění budete vyzváni k výběru databáze, ze které aplikace čte a do které ukládá data. Pro účely této práce je k dispozici anonymizovaná databáze s názvem `vHIT_Database_anonym`. Tuto databázi naleznete ve složce `Vstupni_data`. Po výběru databáze můžete začít s aplikací plně pracovat.

A.4 Správa záznamů

Po úspěšném zvolení databáze se zobrazí první okno aplikace se správou záznamů, obr. A.1.

The screenshot shows the 'vHIT ZCU' application window. It contains three main sections: 'Upload XML File to Database' with 'Browse' and 'Upload file' buttons; 'Target Database' with a text field showing a file path and a 'Change' button; and 'Patient Selection' which includes a search bar and a table of patient records. The table has columns for UID, Birth number, First Name, and Last Name. The first row is highlighted in blue. Below the table is a 'Delete Record' button. At the bottom, there is a 'Selected Patient:' label, a text field, and a 'Select Record' button.

UID	Birth number	First Name	Last Name
1071		anonym	anonym
418		anonym	anonym
926		anonym	anonym
265		anonym	anonym
342		anonym	anonym
320		anonym	anonym
350		anonym	anonym
252		anonym	anonym
69		anonym	anonym
329		anonym	anonym

Obrázek A.1: Okno správa záznamů

A.4.1 Vložení nových záznamů

Pro vložení nových záznamů v XML formátu slouží tlačítko **Browse** v sekci *Upload XML File to Database*. Po kliknutí se otevře průzkumník souborů, ve kterém lze vybrat jeden nebo více XML souborů. Po výběru souborů stačí kliknout na tlačítko **Upload file** pro nahrání dat. Pokud je vybraný XML soubor platný, nepoškozený a dosud není v databázi, zobrazí se informační text potvrzující úspěšné nahrání.

A.4.2 Změna databáze

V případě potřeby změny databáze lze v sekci *Target Database* provést změnu kliknutím na tlačítko **Change**. Otevře se průzkumník souborů, kde stačí vybrat novou cílovou databázi.

A.4.3 Výběr záznamu

Sekce *Patient Selection* slouží k výběru záznamu (pacienta) k analýze. Nachází se zde také vyhledávací pole, ve kterém lze vyhledávat podle libovolného údaje zobrazovaného v tabulce.

V pravém dolním rohu ve stejné sekci se nachází tlačítko **Delete Record** pro smazání záznamu z databáze.

Po výběru záznamu se zpřístupní tlačítko **Select Record**, jehož kliknutím se otevře další okno pro výběr měření daného pacienta.

A.5 Výběr měření

Toto okno slouží k přehledné vizualizaci všech nalezených měření vybraného pacienta v databázi, která jsou filtrována podle typu, směru a času daného vyšetření.

Upozornění: Okno s grafy je **skrolovatelné**, v případě více jak šesti nalezených vyšetření.



Obrázek A.2: Okno výběru měření

V sekci *Patient* v pravé části okna se nachází základní informace o zvoleném pacientovi.

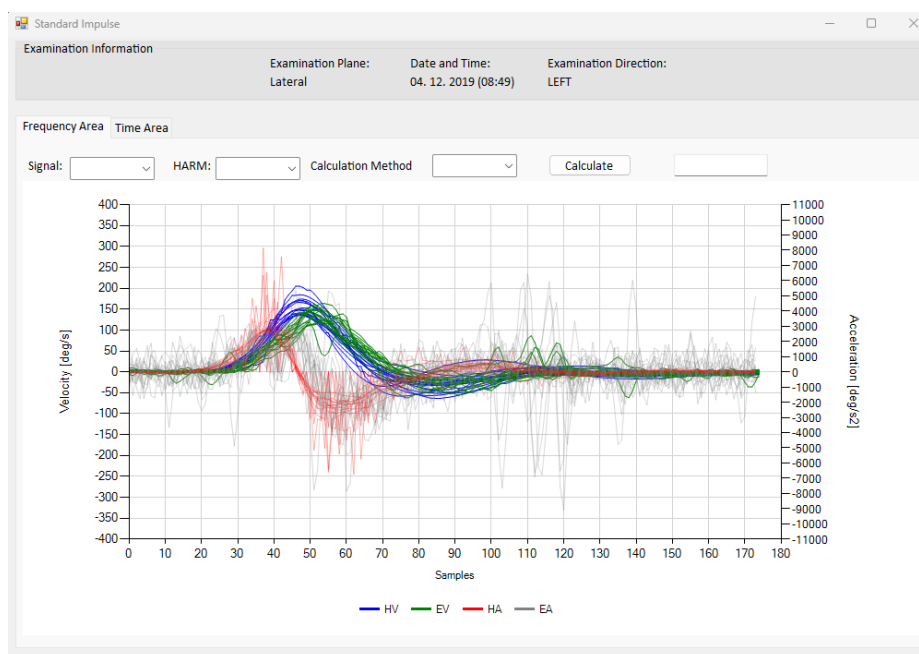
Výběr konkrétního měření lze provést buď rychlým kliknutím na příslušný graf vyšetření, nebo ručně výběrem z jednotlivých polí v horní části okna v sekci *Examination Selection*.

Po výběru měření lze zvolit další akce dostupné v sekci *Data Analysis*. Uživatel může vstoupit do okna *Standard Impulse* nebo *Gain*, případně exportovat záznam pomocí tlačítka **Export to Excel**.

A.6 Odhad standardního průběhu signálu

Funkce okna pro výběr standardního průběhu signálu vychází z jiné bakalářské práce [Kot19], která obsahuje vlastní uživatelskou příručku. Pro lepší přístupnost a přehlednost je v této práci převzat a citován postup popsáný v uvedené příručce.

Po otevření okna se zobrazí základní graf daného měření, který zahrnuje všechny impulsy v rámci záznamu. Graf zobrazuje veličiny: rychlost pohybu hlavy, rychlost pohybu oka, zrychlení pohybu hlavy a zrychlení pohybu oka. Po výběru výpočtu se graf změní na příslušný vygenerovaný graf.



Obrázek A.3: Okno odhadu standardního signálu po otevření

A.6.1 Odhad standardního signálu v časové oblasti

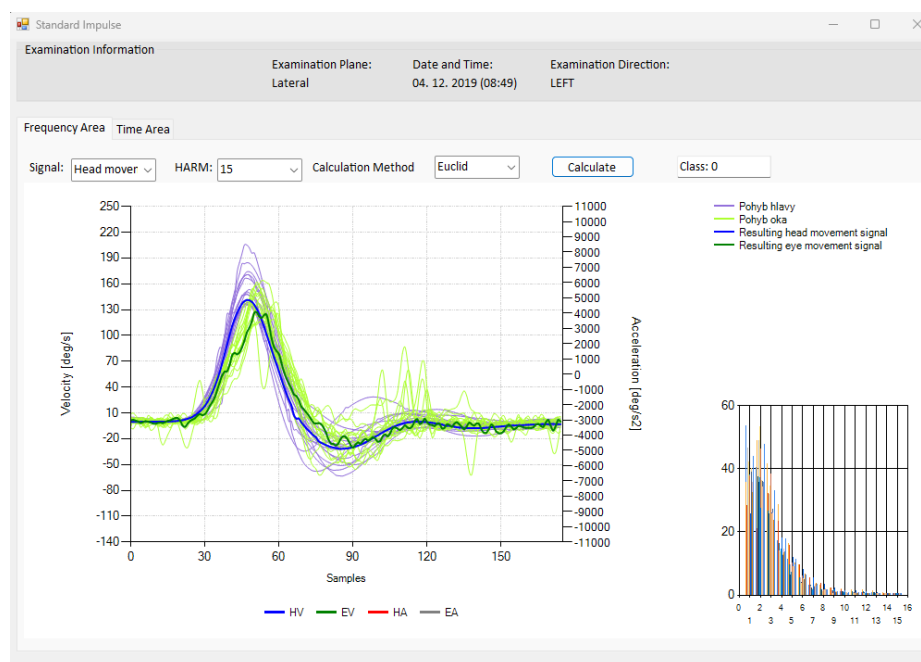
Pro odhad standardního signálu v časové oblasti (viz obr. A.4) je nejprve nutné zvolit, zda má být odhad proveden podle signálů rychlosti hlavy nebo oka. Následně uživatel vybere jednu z implementovaných metod výpočtu a stiskne tlačítko **Vypočítat**. V příslušném grafu se poté zobrazí soubor naměřených signálů z jednoho vyšetření se zvýrazněným odhadnutým standardním signálem.



Obrázek A.4: Okno odhadu standardního signálu v časové oblasti

A.6.2 Odhad standardního signálu ve frekvenční oblasti

Uživatel nejprve zvolí, zda chce provádět odhad podle signálů rychlosti pohybu hlavy nebo oka. Následně vyplní počet harmonických (HARM), které budou použity pro Fourierovu transformaci. Maximální počet harmonických je stanoven na 25. Po výběru metody odhadu standardního signálu může uživatel kliknout na tlačítko **Vypočítat**. Na grafu v levé spodní části okna (viz obr. A.5) se zobrazí soubor naměřených signálů a odhadnutý standardní signál. Zároveň je v pravé spodní části okna zobrazen graf amplitudového spektra.



Obrázek A.5: Okno odhadu standardního signálu ve frekvenční oblasti

A.7 Gain

Okno *Gain* slouží k analýze impulsů s ohledem na parametr zesílení Gain.

V horní části okna se nachází sekce *Examination Information*, která zobrazuje informace o zvoleném měření.

Hlavní část okna je rozdělena do několika složek pro přehlednost.

A.7.1 Složka *Default Graph of Selected Examination*

První složka, *Default Graph of Selected Examination*, obsahuje základní graf daného měření, podobně jako v okně *Standard Impulse*. Tento graf zobrazuje všechny impulsy v rámci záznamu a veličiny: rychlost pohybu hlavy, rychlost pohybu oka, zrychlení pohybu hlavy a zrychlení pohybu oka.

A.7.2 Složka *Individual Impulses*

Druhá složka, *Individual Impulses*, viz obr. A.6, slouží k analýze jednotlivých (individuálních) impulsů v rámci daného měření. Tato složka je rozdělena do podložek *Analysis of Impulses* a *Gain*.

Podsložka *Analysis of Impulses* je určena pro samotnou analýzu impulsů.

V pravé části okna se nachází tlačítka pro přepínání jednotlivých impulsů (také lze přepínat pomocí kolečka myši, pokud je kurzor umístěn na *Combo Boxu*). Pod

těmito tlačítky se nachází numerický box *Covert*, který slouží k nastavení tzv. koeficientu skryté sakády. Tento koeficient určuje citlivost poslední doplňující podmínky pro detekci skryté sakády.

- *iPEV* představuje příslušné maximální zrychlení pohybu oka, které závisí na dané podmínce.
- $k * PHV$ označuje výpočet maximálního globálního zrychlení pohybu hlavy, které je řízeno právě daným koeficientem k .

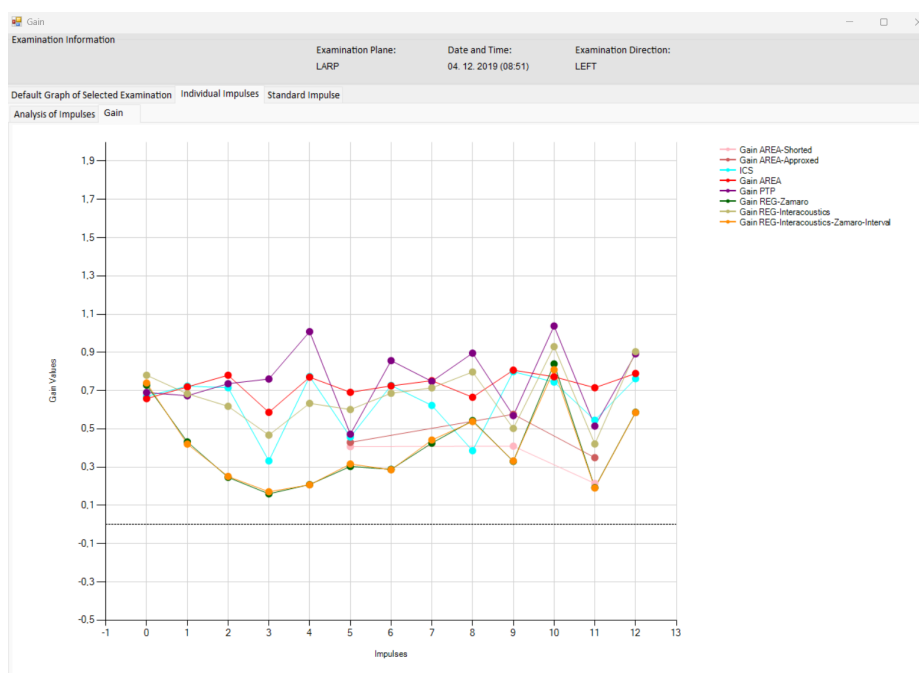
V pravé spodní části okna se nachází sekce *Analysis Parameters*, která obsahuje tabulku s vypočtenými hodnotami Gain pomocí implementovaných metod. Pod touto tabulkou se nachází další tabulka, která zobrazuje jednotlivé podmínky pro detekci skryté sakády (*covert saccade*). Pokud je některá podmínka splněna, buňky v tabulce se zbarví do červena jako upozornění.

Otazník, nacházející se v dolním pravém rohu sekce *Analysis Parameters*, slouží jako nápověda pro vysvětlení významu hodnot označených jako REG Gain. Tyto hodnoty jsou takto pojmenovány z důvodu dlouhého názvu.



Obrázek A.6: Okno analýzy individuálních impulsů

Podsložka *Gain*, viz obr. A.7, obsahuje přehledný bodový graf, který zobrazuje hodnoty vypočteného Gain pro všechny implementované metody.



Obrázek A.7: Okno podsložky jednotlivých impulsů s hodnotami Gain

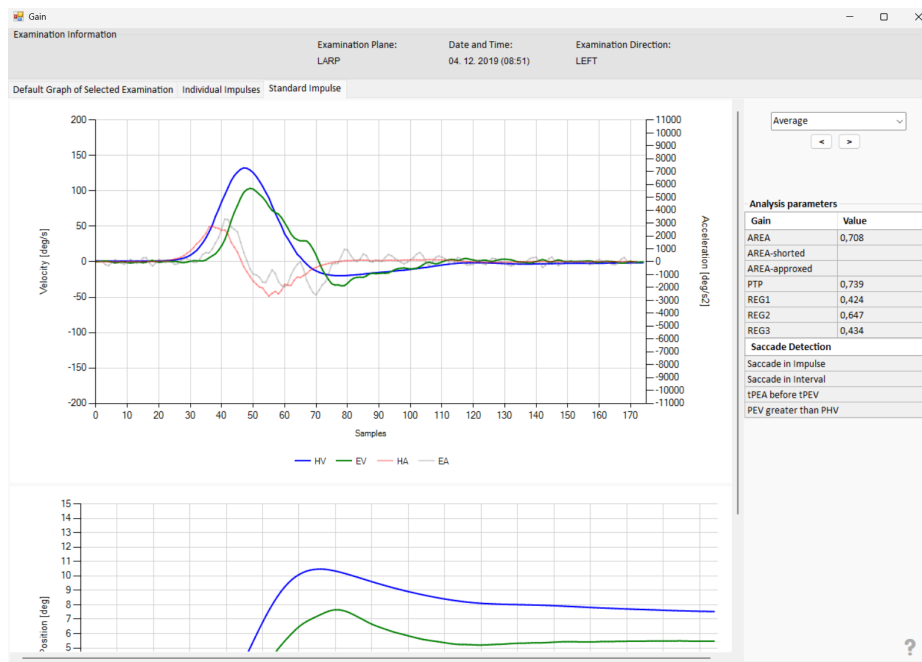
A.7.3 Složka Standard Impulse

Třetí podsložka, *Standard Impulses*, viz obr. A.8, slouží k jednodušší analýze implementovaných standardních impulsů, přičemž využívá stejné funkce, jaké jsou popsány v kapitole A.6.

V pravé části okna se nachází tlačítka pro přepínání jednotlivých **implementovaných standardních** impulsů (také lze přepínat pomocí kolečka myši, pokud je kurzor umístěn na *Combo Boxu*).

V pravé spodní části okna se nachází sekce *Analysis Parameters*, která obsahuje tabulku s vypočtenými hodnotami Gain pomocí implementovaných metod. Pod touto tabulkou se nachází další tabulka, která zobrazuje jednotlivé podmínky pro detekci skryté sakády (*covert saccade*). Pokud je některá podmínka splněna, buňky v tabulce se zbarví do červena jako upozornění.

Otazník, nacházející se v dolním pravém rohu sekce *Analysis Parameters*, slouží jako nápověda pro vysvětlení významu hodnot označených jako REG Gain. Tyto hodnoty jsou takto pojmenovány z důvodu dlouhého názvu.



Obrázek A.8: Okno analýzy standardních impulsů

Bibliografie

- [Aca17] ACADEMY, Interacoustics. *Gain Calculation Methods in vHIT Testing*. Interacoustics, 2017-03-29. Dostupné také z: <https://www.interacoustics.com/academy/balance-testing-training/video-head-impulse-test/gain-calculation-methods-in-vhit-testing>.
- [AM14] ALBERNAZ, P.; MAIA, F. *The video head impulse test*. Acta Oto-laryngologica, 2014-11. Dostupné z doi: 10.3109/00016489.2014.942439.
- [Bec24] BECK, Robert. *Nystagmus: Symptoms, Causes, and Treatments*. WebMD, 2024-09-19. Dostupné také z: <https://www.webmd.com/eye-health/nystagmus>.
- [Cen16] CENTRE, Math Stats Support. *Jednoduchá lineární regrese*. Ekonomicko-správní fakulta, Masarykova univerzita, 2016. Dostupné také z: <https://mathstat.econ.muni.cz/media/19031/linearni-regrese.pdf>.
- [CHA17] CLEWORTH, Taylor; HONEGGER, Flurin; ALLUM, John. *Differences in head impulse test results due to analysis techniques*. Audio Neorotology, 2017-06. Dostupné z doi: 10.3233/VES-170614.
- [D+01] D., Purves; G.J., Augustine; D., Fitzpatrick; AL., et. *Types of Eye Movements and Their Functions*. Sinauer Associates, 2001. Dostupné také z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK10991/>.
- [Fra16] FRANEC, D. *Laboratorní úloha měření vHIT*. 2016. Bachelor's Thesis. Technická univerzita Ostrava.
- [Hah10] HAHN, Aleš. *Závratě z pohledu otorhinolaryngologa*. Medicína pro praxi, 2010. Dostupné také z: <https://www.medicinapropraxi.cz>. Medicína pro praxi, 2010; 7(6 a 7): 284–286.
- [Hah11] HAHN, Aleš. *Otoneurologie Diagnostika a léčba závratí*. Grada, 2011. ISBN 978-80-247-6248-7.
- [Hah19] HAHN, Aleš. *Otorinolaryngologie a foniatrie v současné praxi*. Grada, 2019. ISBN 978-80-271-0572-4.

- [HH14] HANZLOVÁ, Jitka; HEMZA, Jan. *Základy anatomie – nervový systém a čivy*. Fakulta sportovních studií, Masarykova univerzita, 2014. Dostupné také z: https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/zaklady_anatomie/zakl_anatomie_IV/pages/civy.html.
- [HL74] HÁTLE, Jaroslav; LIKEŠ, Jiří. *Základy počtu pravděpodobnosti a matematické statistiky*. Praha: SNTL, 1974.
- [Hru+21] HRUŠKOVÁ, Jana et al. *31. Stabilometrie*. Masarykova univerzita, 2021. Dostupné také z: https://is.muni.cz/do/rect/el/estud/lf/js21/fyziologie/web/pages/31_stabilometrie.html.
- [Inc16] INCORPORATED, Natus Medical. *ICS® Impulse vHIT FAQ*. GN Otometrics, 2016. Dostupné také z: http://wiki.gnotometrics.biz/lib/exe/fetch.php?media=wiki:vestibularis:ics_impulse:ics_impulse_faq_7-26-8801-en_08.web-1.pdf.
- [Inc23] INCORPORATED, Natus Medical. *ICS® Impulse - Vestibulární testování*. Natus, 2023. Dostupné také z: <https://natus.com/sensory/ics-impulse/>.
- [Jam+21] JAMES, Gareth; WITTEN, Daniela; HASTIE, Trevor; TIBSHIRANI, Robert. *An Introduction to Statistical Learning with Applications in R*. Springer, 2021-07-30. Dostupné také z: https://www.karlin.mff.cuni.cz/~pesta/NMFM334/StatLearning/Book2nd/ISLRv2_website.pdf.
- [Jan+17] JANKY, K. L.; PATTERSON, J. N.; SHEPARD, N. T.; THOMAS, M. L. A.; HONAKER, J. A. *Effects of device on video head impulse test (vHIT) gain*. Journal of the American Academy of Audiology, 2017-10. Dostupné také z: https://www.researchgate.net/publication/317384130_Effects_of_Device_on_Video_Head_Impulse_Test_vHIT_Gain.
- [KP23] KOJIMA, Yoshiko; PHILLIPS, James O. *Compensatory saccade in the vestibular impaired monkey*. Frontiers in Neurology, 2023-09-14. Dostupné také z: <https://www.frontiersin.org/journals/neurology/articles/10.3389/fneur.2023.1198274/full>.
- [Kot19] KOTĚŠOVCOVÁ, Ester. *Odhad standardního průběhu signálu odpovědi vestibulárního nervu*. 2019. Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni, Fakulta aplikovaných věd.
- [Kou+22] KOUCKÝ, Vladimír et al. *Akutní závrať: příručka pro praxi*. Maxdorf Jessenius, 2022. ISBN 978-80-7345-721-1.

- [Mac+13] MACDOUGALL, Hamish Gavin; MCGARVIE, Leigh Andrew; HALMAGYI, Gabor Michael; CURTHOYS, Ian Stewart; WEBER, Konrad Peter. *The Video Head Impulse Test (vHIT) Detects Vertical Semicircular Canal Dysfunction*. PLOS ONE, 2013-04-22. Dostupné také z: <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0061488>.
- [Man+14] MANTOKOUDIS, Georgios et al. *Quantifying the Vestibulo-Ocular Reflex with Video-Oculography: Nature and Frequency of Artifacts*. Audio Neorotology, 2014-12-09. Dostupné z DOI: 10.1159/000362780.
- [McG+15] MCGARVIE, Leigh A. et al. *The Video Head Impulse Test (vHIT) of Semicircular Canal Function – Age-Dependent Normative Values of VOR Gain in Healthy Subjects*. Frontiers in Neurology, 2015-06-09. Dostupné také z: <https://www.frontiersin.org/journals/neurology/articles/10.3389/fneur.2015.00154/full>.
- [SCD23] SEKHON, Rupinder K.; CABRERO, Franklyn Rocha; DEIBEL, Jonathon P. *Nystagmus Types*. StatPearls Publishing, 2023-02-27. Dostupné také z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK539711/>.
- [SD23] SOMISETTY, Swathi; DAS, Joe M. *Neuroanatomy, Vestibulo-ocular Reflex*. StatPearls Publishing, 2023-07-25. Dostupné také z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK545297/>.
- [Yac+18] YACOVINO, Dario Andres; MARTIN, Leigh Alexander; AKLY, Manuel Perez; HAIN, Timothy Carl. *Characteristics of vestibular corrective saccades in patients with slow visual saccades, vestibular disorders and controls: A descriptive analysis*. PLOS ONE, 2018-05-30. Dostupné také z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5976173/>.
- [Zam+20] ZAMARO, Ewa et al. VOR gain calculation methods in video head impulse recordings. *Journal of Vestibular Research*. 2020, roč. 30, č. 4, s. 225–234. Dostupné z DOI: 10.3233/VES-200708.

Seznam obrázků

2.1	Vnitřní ucho a polokruhovitě kanálky (auris interna et canales semicirculares) [HH14]	7
3.1	Příklady speciálních brýlí používaných pro vyšetření vHIT	12
3.2	Schéma pohybů hlavy pro stimulaci LARP, RALP a laterálních polokruhovitých kanálků při pohledu shora, viz [McG+15]	13
3.3	vHIT systém ICS® Impulse, viz [Inc23]	14
4.1	Vzor obecného značení signálu patřících k jednomu vyšetření vHIT [Kot19]	17
4.2	Graf rychlosti pohybu hlavy a oka	19
4.3	Graf vývoje pozice hlavy a oka	20
4.4	Označení klíčových bodů pro výpočet Gain	25
5.1	Příklad grafu s viditelnou sakádou (<i>overt saccade</i>)	30
5.2	Příklad grafu se skrytou sakádou (<i>covert saccade</i>)	31
5.3	Označení klíčových bodů pro detekci <i>covert saccade</i>	34
5.4	Schéma určení bodu PEV (lokálního maxima rychlosti pohybu oka EV) při detekci <i>covert saccade</i>	35
5.5	Označení klíčových bodů pro desakádování <i>lineární aproximací covert saccade</i> s využitím vlastností zrychlení pohybu oka (EA)	39
6.1	Okno ke správě záznamů	41
6.2	Příklad okna přehledu a výběru měření	42
6.3	Příklad okna odhadu standardního signálu, [Kot19]	43
6.4	Příklad okna analýzy Gain - Individuální impulsy	44
6.5	Příklad okna analýzy Gain - Bodový graf všech hodnot Gain individuálních impulsů	44
6.6	Vizuální příklad analýzy a výpočtů nad individuálními impulsy	45
6.7	Vizuální příklad analýzy a výpočtů nad standardními impulsy	46

6.8	Příklad jednoho z vyšetření (RALP–Right, 18 impulsů), kde se jedná o špatnou kalibraci (<i>wrong calibration</i>), kde algoritmus detekoval několik neexistujících <i>covert saccade</i>	54
6.9	Příklad jednoho z vyšetření (RALP–Left, 25 impulsů), které je zatíženo šumem v signálu EV (<i>trace oscillations</i>), kde již subjektivní hodnocení bylo obtížné a algoritmus detekoval chybně	54
A.1	Okno správa záznamů	60
A.2	Okno výběru měření	61
A.3	Okno odhadu standardního signálu po otevření	62
A.4	Okno odhadu standardního signálu v časové oblasti	63
A.5	Okno odhadu standardního signálu ve frekvenční oblasti	64
A.6	Okno analýzy individuálních impulsů	65
A.7	Okno podsložky jednotlivých impulsů s hodnotami Gain	66
A.8	Okno analýzy standardních impulsů	67

Seznam tabulek

3.1	Přehled komerčních systému pro vyšetření vHIT	13
6.1	Přehled hlavních rozdílů mezi verzemi XML souborů	42
6.2	Tabulka výsledků testování detekce covert saccade, výsledky jsou počítány vzhledem k celkovému počtu testovaných impulsů	52
6.3	Tabulka výsledků testování detekce covert saccade, výsledky jsou počítány vzhledem k počtu <i>covert s.</i> , určený subjektivně (<i>ORL covert s.</i>) . .	53
6.4	Tabulka výsledků testování desakádování covert saccade, výsledky jsou počítány vzhledem k počtu <i>covert s.</i> , určených (<i>ORL covert s.</i>)	53
6.5	Tabulka korelačních vazeb mezi Gain-ICS a Gain-AREA. Pro hodnoty $k_R < 0,75$ jsou jednotlivé korelační koeficienty podbarveny	55

Seznam výpisů

6.1	Ukázkový výpis kódu k detekci <i>covert saccade</i>	50
6.2	Ukázkový výpis kódu k ověření všech podmínek k potvrzení výskytu <i>covert saccade</i> a vstoupení do procesu desakádování	51

Seznam zkratk

Hodnoty signálů hlavy a oka:

HV – Head Velocity (rychlost pohybu hlavy) [deg/s]

EV – Eye Velocity (rychlost pohybu oka) [deg/s]

PHV – Peak Head Velocity (maximální rychlost pohybu hlavy) [deg/s]

PEV – Peak Eye Velocity (maximální rychlost pohybu oka) [deg/s]

EA – Eye Acceleration (akcelerace pohybu oka) [deg/s^2]

HA – Head Acceleration (akcelerace pohybu hlavy) [deg/s^2]

PHA – Peak Head Acceleration (maximální akcelerace pohybu hlavy) [deg/s^2]

PEA – Peak Eye Acceleration (maximální akcelerace pohybu oka) [deg/s^2]

TH – Threshold (prahová hodnota)

TH_{HV} – Threshold of Head Velocity (20 deg/s) (prahová hodnota rychlosti pohybu hlavy)

TH_{EA} – Threshold of Eye Acceleration (5000 deg/s^2) (prahová hodnota akcelerace pohybu oka) [deg/s^2]

START – Start of Head Velocity (počátek pohybu hlavy) [deg/s]

ZHV – Zero Cross of Head Velocity (průchod nulou rychlosti hlavy) [deg/s]

ZEV – Zero Cross of Eye Velocity (průchod nulou rychlosti oka) [deg/s]

HEVC – Value of Head and Eye Velocity Crossing (bod průsečíku rychlosti hlavy a oka) [deg/s]

a jim odpovídající označení jednotlivých vzorků, resp. časových okamžiků:

t_{START} – vzorek (časový okamžik) hodnoty START

$t_{TH_{HV}}$ – vzorek (časový okamžik) hodnoty TH_{HV}

t_{PHV} – vzorek (časový okamžik) hodnoty PHV

t_{PEV} – vzorek (časový okamžik) hodnoty PEV

t_{PHA} – vzorek (časový okamžik) hodnoty PHA

t_{PEA} – vzorek (časový okamžik) hodnoty PEA

t_{ZHV} – vzorek (časový okamžik) hodnoty ZHV

t_{ZEV} – vzorek (časový okamžik) hodnoty ZEV

$t_{TH_{EA}}$ – vzorek (časový okamžik) hodnoty TH_{EA}

t_{HEVC} – vzorek (časový okamžik) hodnoty $HEVC$

Ostatní zkratky:

HIT – Head Impulse Test (test hlavového impulsu)

vHIT – Video Head Impulse Test (video test hlavového impulsu)

VOR – Vestibular-ocular Reflex (vestibulookulární reflex)

LARP – Left Anterior, Right Posterior (levý přední, pravý zadní polokruhový kanálek)

RALP – Right Anterior, Left Posterior (pravý přední, levý zadní polokruhový kanálek)

PTP – Point To Point (bod k bodu)

1101001 1100001
10101100001110010 1100001
101011010101 1100001



11010011101101001
01100001 1100001
1110001010111 1100001