

Západočeská univerzita v Plzni
Fakulta aplikovaných věd
Katedra informatiky a výpočetní techniky

Bakalářská práce

Odhad standardního průběhu signálu odpovědi vestibulárního nervu

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

Fakulta aplikovaných věd
Akademický rok: 2022/2023

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Ester KOTĚŠOVCOVÁ**
Osobní číslo: **A19B0583P**
Studijní program: **B3902 Inženýrská informatika**
Studijní obor: **Informační systémy**
Téma práce: **Odhad standardního průběhu signálu odpovědi vestibulárního nervu**
Zadávající katedra: **Katedra informatiky a výpočetní techniky**

Zásady pro vypracování

1. Popište stručně metodu vyšetření vHIT (video Head Impulse Test) ve vazbě na poznatky z fyziologie vestibulárního ústrojí a vzniku poruch rovnováhy. Analyzujte a popište strukturu výstupních dat z diagnostického zařízení ICS Impulse USB a vypracujte návrh odpovídajícího úložiště dat pro experimentální práci s těmito daty.
2. Proveďte výběr a testování vhodných metod, pomocí kterých z množiny naměřených signálů pohybu hlavy a oka vypočítáte odhady jejich reprezentativních průběhů, vždy pro daného pacienta, typ a čas vyšetření. Diskutujte vhodnost použitých metod.
3. Navrhněte a implementujte programový systém, který umožní import dat z formátu systému ICS Impulse USB do úložiště pro data a realizuje výpočty odhadu reprezentativních průběhů signálů pohybu hlavy a oka vybranými metodami. Systém bude plně funkční pro operační systém MS Windows.
4. Dosažené výsledky vyhodnotte, včetně funkčního uložení dat z hlediska dalšího možného vývoje systému (prospektivní databáze).

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: **3. října 2022**
Termín odevzdání bakalářské práce: **4. května 2023**

L.S.

Doc. Ing. Miloš Železný, Ph.D.
děkan

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

V Plzni dne 25. října 2022

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a výhradně s použitím citovaných pramenů.

V Plzni dne 6. května 2023

Ester Kotěšovcová

Poděkování

Moc děkuji vedoucímu své bakalářské práce panu Ing. Pavlu Novému, Ph.D., za oporu, pomoc a za velkou trpělivost, se kterou se mi při zpracování věnoval.

Abstract

This thesis focuses on processing a set of response signals of the vestibular nerve, which are measured during one examination by the vHIT (video Head Impulse Test) system, especially by the ICS Impulse[®] device. It extends the possibilities of analyzing one-dimensional signals by creating experimental software in which methods for estimating a standard signal are implemented. A standard signal is a signal that is representative for the measured set of examinations according to the selected methods. The methods process signals in both the time and frequency domain and are based on the calculation of the resulting estimate of a standard signal or on the selection of a real signal that meets the specified criteria. The basis of estimation methods is the average of signals according to individual samples. This method is often part of commercial vHIT systems. However, for specific examination recordings, this method can also filter out artifacts that are important for saccade detection. Therefore, seven additional standard signal estimation methods were proposed and tested. The experimental software is equipped with a module for importing data from the vHIT system in XML format and a database of records.

Abstrakt

Tato práce se zabývá zpracováním souboru signálů odpovědi vestibulárního nervu, který je naměřen během jednoho vyšetření systémem vHIT (video Head Impulse Test), spec. zařízením ICS Impulse[®]. Jedná se o rozšíření možností analýzy jednorozměrných signálů vytvořením experimentálního softwaru, ve kterém jsou implementovány metody pro odhad standardního signálu, tedy signálu, který je podle zvolených metod pro naměřený soubor vyšetření reprezentativní. Metody zpracovávají signály jak v časové, tak ve frekvenční oblasti a jsou založeny na výpočtu výsledného odhadu standardního signálu nebo na výběru skutečného signálu, který splňuje stanovená kritéria. Základem metod odhadu je průměrování signálů podle jednotlivých vzorků. Tato metoda bývá součástí komerčních systémů vHIT. Pro specifické záznamy vyšetření však může tato metoda filtrovat i artefakty, které jsou důležité např. pro detekci sakád. Proto bylo navrženo a testováno dalších sedm metod odhadu standardního signálu. Experimentální software je vybaven modulem pro import dat ze systému vHIT v XML formátu a databází záznamů.

Obsah

Seznam použitých zkratek	9
1 Úvod	10
2 Ucho a vestibulární ústrojí	11
2.1 Anatomie ucha	11
2.1.1 Zevní ucho	11
2.1.2 Střední ucho	12
2.1.3 Vnitřní ucho	12
2.2 Anatomie a fyziologie vestibulárního ústrojí	12
2.2.1 Vestibulum	13
2.2.2 Polokruhovitě kanálky	14
2.2.3 Sluchověrovnováží nerv	14
2.3 Typy očních pohybů	15
2.3.1 Fixační pohyby	15
2.3.2 Sakadické pohyby	15
2.3.3 Vestibulo-okulární reflex	15
2.3.4 Nystagmus	15
2.4 Poruchy vestibulárního ústrojí	16
2.5 Vyšetření záměrně vyvolaných nystagmů	16
2.5.1 Kalorická zkouška	16
2.5.2 Rotační zkouška	17
2.5.3 Torzní krční zkouška	17
3 Vyšetření vHIT	18
3.1 Princip vyšetření	18
3.1.1 Vyšetření polokruhovitých kanálků	18
3.2 Systémy pro vyšetření vHIT	19
3.2.1 eHIT USB	20
3.2.2 EyeSeeCam vHIT	20
3.2.3 Kopfimpulstest HIT	20
3.2.4 VORTEQ	20
3.2.5 Synapsis VHIT	21
3.3 ICS Impulse®	21
3.3.1 Analýza dat	22
3.3.2 Zobrazení dat	23

3.3.3	Uložení dat	23
3.3.4	Formát exportovaných dat	25
3.3.5	Rozšíření analýzy dat	26
4	Metody odhadu standardního průběhu signálu	27
4.1	Časová oblast	28
4.1.1	Výpočet standardního signálu	28
4.1.2	Výběr standardního signálu	30
4.2	Frekvenční oblast	33
4.2.1	Fourierův rozvoj	34
5	Softwarové řešení	37
5.1	Databáze	37
5.2	Software	38
5.2.1	Grafické rozhraní	40
5.2.2	Vložení záznamů do databáze	42
5.2.3	Vybrání záznamů z databáze	43
5.2.4	Datová reprezentace	43
5.2.5	Určení standardního signálu v časové oblasti	43
5.2.6	Určení standardního signálu ve frekvenční oblasti	44
5.3	Testování aplikace	45
6	Dosažené výsledky	46
6.1	Hodnocení použitých metod pro určení standardního signálu	46
6.1.1	Zobrazení výsledků	47
6.2	Uložení dat	50
6.3	Možné další rozšíření práce	50
6.3.1	Návrh klasifikace	50
7	Závěr	55
	Literatura	56

Seznam použitých zkratek

- VOR – *Vestibular-Ocular Reflex*
- vHIT – *video Head Impulse Test*
- LARP – *Left Anterior, Right Posterior*
- RALP – *Right Anterior, Left Posterior*
- RA – *Right Anterior*
- LP – *Left Posterior*
- RP – *Right Posterior*
- LA – *Left Anterior*
- LED – *Light-Emitting Diode*
- ERA – *Entity Relation Attribute*
- SQL – *Structured Query Language*
- CLR – *Common Language Runtime*
- CLI – *Common Language Infrastructure*
- GUI – *Graphic User Interface*
- FD – *Fourier Descriptors*

1 Úvod

Vestibulární ústrojí uložené v labyrintu vnitřního ucha je základním smyslovým orgánem sloužícím k udržení rovnováhy, orientaci a vnímání polohy hlavy a těla v prostoru. Poruchy rovnováhy mohou vést k závratím a projevům nestability, které se nemusejí projevovat jen při pohybu, ale i v klidové poloze. Doprovodnými symptomy mohou být migrény, pocity nevolnosti a tíhnutí těla k jedné straně.

Protože se na udržení rovnováhy podílí nejen vestibulární aparát, ale také zrak a mozeček, je v případě poruch vestibulárního ústrojí náročné určit jejich příčinu. Současná medicína ve spolupráci s moderními technologiemi umožňuje komplexní neinvazivní vyšetření. Takové je i zařízení ICS Impulse[®], které umožňuje vyšetření vestibulárního ústrojí metodou video Head Impulse Test pomocí brýlí s vysokorychlostní kamerou, doplněné o software sloužící k dalšímu zpracování a uložení dat.

Vyšetření probíhá tak, že si pacient nasadí brýle na obličej a vyšetřující provádí pacientovi záškuby hlavou do levé a pravé strany ve třech rovinách prostoru. Systém pak zaznamenává pohyby hlavy a oka pacienta. Záznamy signálů jsou uloženy a zobrazeny pomocí softwaru, který je součástí příslušného zařízení. Z důvodu možného ovlivnění výsledku naměřených hodnot chybovostí lidského faktoru se provádí měření několikrát a pro každou rovinu je tedy naměřeno více signálů, které jsou pak hromadně zobrazeny v přidružené aplikaci.

Cílem této práce je vytvoření experimentálního softwaru schopného zpracovat a uložit data získaná exportem z komerčního systému ICS Impulse[®] a pomocí vhodných metod provést z naměřeného souboru signálů jednoho vyšetření odhad standardního signálu, který může být dále použit pro podporu rozhodování o typu poruchy vestibulárního ústrojí. Standardní signál je stanoven dvěma přístupy. Je buď vybrán jako reprezentant z reálně naměřených signálů jednoho vyšetření, nebo se jedná o nově vypočtený signál odrážející vlastnosti naměřených dat.

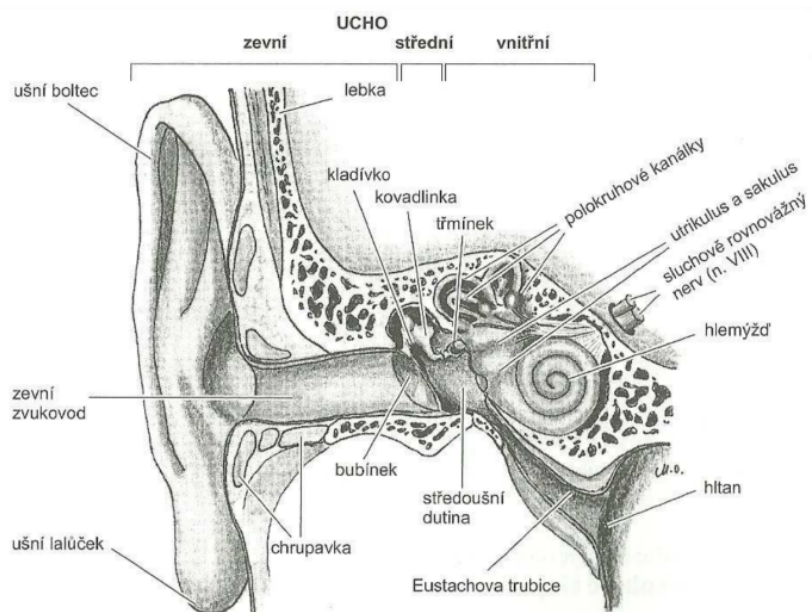
Výsledná aplikace se skládá z databáze sloužící k uložení dat a ze samotné aplikace, která slouží k zobrazení dat a provádění odhadů standardních signálů. Tato práce je realizována a testována ve spolupráci s ORL klinikou FN Motol, která disponuje zařízením ICS Impulse[®] pro vyšetření vHIT vestibulárního ústrojí.

2 Ucho a vestibulární ústrojí

Ucho (*auris*) je párový orgán lidského těla a má dvě základní funkce. Jedná se o zachycování a rozlišování zvuků pomocí sluchového ústrojí a o vnímání polohy, jejích změn a orientaci v prostoru pomocí vestibulárního (rovnovážného) ústrojí [15].

2.1 Anatomie ucha

Orgán ucha, viz obrázek 2.1, je rozdělen na tři základní části – zevní, střední a vnitřní ucho [15].



Obrázek 2.1: Stavba lidského ucha [23]

2.1.1 Zevní ucho

Zevní ucho (*auris externa*) je složeno z ušního boltce (*auricula*) a zevního zvukovodu (*meatus acusticus externus*). Pomocí boltce je zachycován zvuk. Boltce je tvořeno z elastické chrupavky, která je pokrytá kůží a ve svém podkožním vazivu neobsahuje tuk. Do spodní části boltce, která se nazývá ušní lalůček, chrupavka již nezasahuje. Zevní zvukovod je zakřivená trubice pokrytá kůží s četnými mazovými žlázami (*glandulae ceruminosae*).

Zvukovod vede zvukové vlny směrem k bubínku (*membrana tympani*), který odděluje zevní a střední ucho. Zvukové vlny do bubínku narážejí a rozkmitávají ho [20].

2.1.2 Střední ucho

Střední ucho (*auris media*) je dutina ve spánkové kosti pokrytá tenkou sliznicí, která současně pokrývá i sluchové kůstky: kladívko (*malleus*), kovadlinku (*incus*) a třmínek (*stapes*), které se v dutině nacházejí. Prostor středoušní dutiny je dále vyplněn vzduchem, vlákny nervu *chorda tympani* a středoušními svaly. Kůstky středního ucha tvoří systém pák, které zmenšují amplitudu zvukových vln. Tím vlny zvětšují svou energii a výrazně se tak zesílí. Střední ucho je propojeno s nosohltanem Eustachovou trubicí (*tuba pharyngotympanica*) [20, 25].

2.1.3 Vnitřní ucho

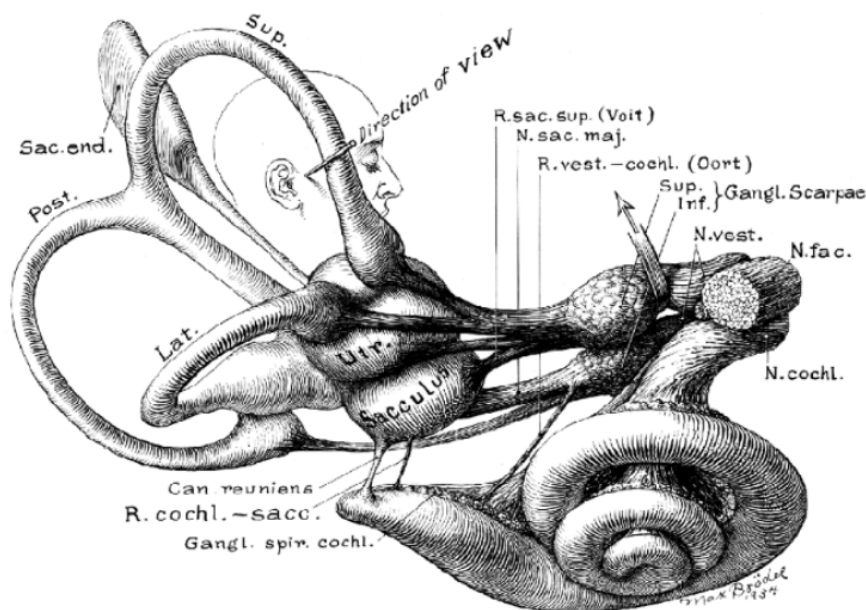
Stavba vnitřního ucha je zobrazena na obrázku 2.2. Jeho hlavními částmi jsou kostěný labyrint ve tvaru hlemýždě (*cochlea*) a vestibulární aparát, dále viz kapitola 2.2. Dutinu kostěného labyrintu vyplňuje perilymfa. Jedná se o tekutinu extracelulárního charakteru. Uvnitř perilymfy se vznáší blanitý labyrint (*labyrinthus membranaceus*) vyplněný intracelulární tekutinou – endolymfou [24, 25].

Blanitý labyrint (*ductus cochlearis*) je na dva a půl závitů spirálně zatočená, vazivová, slepě ukončená trubička. Jeho součástí je sluchové ústrojí Cortiho orgán (*organon Corti*, resp. *organum spirale*), jehož spodní stěna se nazývá spodinová blanka. Tento orgán obsahuje tzv. vláskové buňky, které se připojují k vláknům hlemýžďového hlavového nervu. [16, 25].

2.2 Anatomie a fyziologie vestibulárního ústrojí

Rovnovážné, statokinetické nebo také vestibulární ústrojí se nachází ve vnitřním uchu a je složeno z vestibula, polokruhovitých kanálků a části sluchověrovnovážného nervu [25].

Vestibulární orgán není schopen sám od sebe odlišit, zda se pohybuje pouze hlava, či celé tělo. Ve vestibulárních jádrech se zpracovávají také zrakové informace a podněty receptorů z šíjového svalstva. Informace o změnách poloh hlavy jsou vedeny k okohybným nervům a veškeré



Obrázek 2.2: Stavba vnitřního ucha [19]

změny poloh jsou ihned vyrovnávány příslušným pohybem očí. Pomocí vestibulárních reflexů je tedy člověk schopen udržení prostorové orientace, rovnováhy těla a zraku na předmětech v okolí při pohybech těla a hlavy [24].

2.2.1 Vestibulum

Ve vestibulu je uložen statický aparát složený ze dvou váčků. První váček se nazývá vejčitý (*utrículus*) a jsou na něj napojené tři polokruhovitě kanálky, druhý váček se nazývá kulovitý (*sacculus*) a napojuje se na něj hlemýžď. Oba váčky obsahují tzv. makule (*maculae*) – epitelové vyvýšeniny s vláskovými buňkami zakončenými řasinkami a s vápenatými krystalky uhličitanu vápenatého (otolity). Makule vejčitého váčku je uložena horizontálně (kolmo na osu těla) a makule váčku kulovitého je uložena podle osy těla (vertikálně) [20, 24].

Při změnách polohy hlavy způsobených setrvačností nebo vlivem gravitace se mění pozice otolitů vůči vláskovým buňkám, a tato informace je přenášena do dalších částí vestibulárního ústrojí. Statická čidla jsou tedy schopna vnímat odchylky hlavy od svislého směru a lineární pohyby hlavy. K podráždění buněk vlivem gravitace dochází i v klidové poloze, čímž nastává změna tlaku a tahu, která vyvolává podráždění smyslových buněk [24].

2.2.2 Polokruhové kanálky

Receptory kinetického čidla se nacházejí v ampulách tří na sebe nasedajících, navzájem kolmých polokruhovitých (semicirkulárních) kanálků, které jsou součástí blanitého hlemýždě. Jedná se o přední polokruhovitý kanálek (*canalis semicircularis anterior*), zadní polokruhovitý kanálek (*canalis semicircularis posterior*) a laterální polokruhovitý kanálek (*canalis semicircularis lateralis*) [20].

Polokruhové kanálky zajišťují rozpoznání radiálních zrychlení okolo všech prostorových os. Umožňují rozpoznat kývnutí, otočení a šikmý úklon hlavy. Vzhledem k rychlosti otáčení hlavy zobrazuje podráždění kanálku rychlost rotace. Každá ampula obsahuje vláskové buňky, které slouží jako mechanoreceptory. Při rotačních pohybech hlavy dochází k rozpořívování endolymfy, což způsobí podráždění a vychýlení vláskových buněk [24].

V případě, že jsou vláskové buňky v klidové poloze, vyvolávají v nervových vláčknech vestibulárního ganglia akční potenciály vylučováním transmiteru (glutamátu). Naopak při pohybu hlavy dojde setrvačností k rozdílu tlaků po stranách kupuly, čímž se ohnou řasinky. Tím se změní vodivost ciliárních kationtových kanálů, dovnitř vnikají kationty draslíku, sodíku a vápníku a buňka se depolarizuje. Následně se otevřou kanály kationtu vápníku, zvýší se uvolňování glutamátu a frekvence akčních potenciálů [24].

Pokud rovnoměrné pohyby hlavou trvají delší dobu, začne mizet rozdíl tlaků. V momentě, kdy se pohyby zabrzdí, vznikne tlakový gradient v opačném směru. V případě, že se pohybem cilií zvýší akční potenciál, při zastavení pohybů se zmenší a opačně. Tyto podněty jsou příčinou jevů jako jsou závratě či nystagmus [24].

2.2.3 Sluchověrovňový nerv

Do vestibulárního aparátu zasahuje sluchověrovňový nerv (*nervus vestibulocochlearis*), který se skládá ze dvou samostatných nervů. První je nerv sluchový (*nervus chloearis*), který vede vzruchy od sluchových buněk. Druhý, rovňový nerv (*nervus vestibularis*), vede vzruchy z vestibulárního ústrojí. Rovňový nerv je rozdělen do dvou větví (utrikuloampulární a sakuloampulární). Utrikuloampulární větev přenáší vzruchy z vejčitého váčku, předního a laterálního polokruhovitého kanálu. Vzruchy z kulovitého váčku a zadního polokruhovitého kanálku jsou přenášeny sakuloampulární větví [25].

2.3 Typy očních pohybů

Funkce vestibulárního aparátu jsou úzce spjaty se zrakem, který napomáhá určení správné polohy a orientaci v prostoru. Poruchy vestibulárního aparátu se často navenek projevují nesprávnými pohyby očí při změnách polohy člověka nebo předmětů okolo něj [11].

2.3.1 Fixační pohyby

Fixační nebo také udržovací pohyby očí jsou pomalé pohyby, které oči vykonávají při fixování pohledu na objekty ve svém zorném poli a umožňují udržet pohled na pohybujiících se objektech [11].

2.3.2 Sakadické pohyby

Trhavé pohyby oka, které vznikají při prohlížení si nějakého předmětu či při čtení. Oko provádí při postupném prohlížení předmětu nebo při čtení trhavé pohyby – střídá body, které fixuje – přesouvá pohled na nový objekt zájmu (např. velká sakáda – přesun oka z konce čteného řádku na začátek nově čteného řádku) [11].

2.3.3 Vestibulo-okulární reflex

Vestibulo-okulární reflex (VOR) zajišťuje rychlou stabilizaci obrazu na sítnici při náhlých, nepravidelných pohybech hlavy [11].

2.3.4 Nystagmus

Nystagmus je vyrovnávací sdružený pohyb očí, který vzniká, když pohybujiící se člověk sleduje pevný předmět, či naopak pokud člověk v klidu sleduje předmět, který je v pohybu. Jedná se o přirozenou funkci lidského těla umožňující sledování předmětů, jejichž poloha se vůči člověku mění [11].

Nystagmus se skládá ze dvou složek. První (rychlá) určuje směr nystagmu a druhá (pomalá) umožňuje návrat očních bulv do střední polohy [11].

Kromě výše popsaného provokovaného nystagmu, může za chorobných stavů dojít také k nystagmu spontánnímu, aniž by byl něčím vyprovokován. Výskyt spontánního nystagmu naznačuje možnost existence poruchy vestibulárního ústrojí. Na rozdíl od závratí pacient často přítomnost spontánního nystagmu sám vůbec nevnímá [11].

2.4 Poruchy vestibulárního ústrojí

Zdravý člověk se s pocity nerovnováhy setkává jen zřídka. Mohou nastat při nadměrném zatížení rovnovážného ústrojí, například při opakovaném rychlém otáčení těla, při plavbě na lodi, hypoglykemii, hladu nebo také z extrémně vyčerpávajícího sportovního výkonu. V případě onemocnění některé z částí rovnovážného systému, může dojít k poruše projevující se *nystagmem* nebo závratí (*vertigo*) [11].

Níže je zobrazen seznam možných patologií vestibulárního ústrojí podle [25]:

- Kongenitální nystagmus
- Vaskulární periferní vestibulární syndrom
- Vestibulární neuritida
- Benigní paroxysmální polohové vertigo
- Perilymfatická píštěl

2.5 Vyšetření záměrně vyvolaných nystagmů

Poruchy vestibulárního aparátu lze diagnostikovat pouze nepřímo, funkcionality je tedy odhadována pomocí pozorovatelných nebo měřitelných projevů. Nejčastějšími způsoby vyšetření je pozorování spontánních a přirozených nystagmů, zaznamenávání nystagmů a sakadických pohybů oka, kalorická, rotační zkouška a torzní krční zkouška [9, 25].

2.5.1 Kalorická zkouška

Kalorická zkouška spočívá v dráždění horizontálního kanálku tak, aby začala proudit endolymfa uvnitř blanitého labyrintu. Pacient je uložen na lůžko do polohy, při které je jeho laterální kanálek ve vertikální poloze, a poté je pacientovi prováděn výplach vodou o teplotě 30 °C a 44 °C po dobu 30 sekund množstvím 20 ml. Po výplachu se u pacienta sleduje jeho nystagmická reakce, která se liší při výplachu studenou a teplou vodou, dále je u něj možné sledovat rozdíly mezi pravým a levým vestibulárním labyrintem [11].

2.5.2 Rotační zkouška

Při rotační zkoušce se pro vyvolání podráždění využívá rotace hlavy. Pacientovi se zafixuje hlava a rotuje se s ní do takové polohy, aby došlo k ideálnímu podráždění horizontálního kanálku. Tímto pohybem se projeví nystagmus ve směru otáčení hlavy. Po zastavení pohybu dojde k nystagmu v opačném směru. Tento oční pohyb lze poté pozorovat a hodnotit jeho stupeň a symetričnost [11].

2.5.3 Torzní krční zkouška

Tento typ testu spočívá ve vyvolání nystagmu velmi pomalou rotací zafixované hlavy. Kvůli možnosti výskytu semispontánního nystagmu se tato zkouška provádí vždy až po vyšetřeních kalorickou a rotační zkouškou, při kterých již byly vyšetřeny spontánní nystagmy [25].

3 Vyšetření vHIT

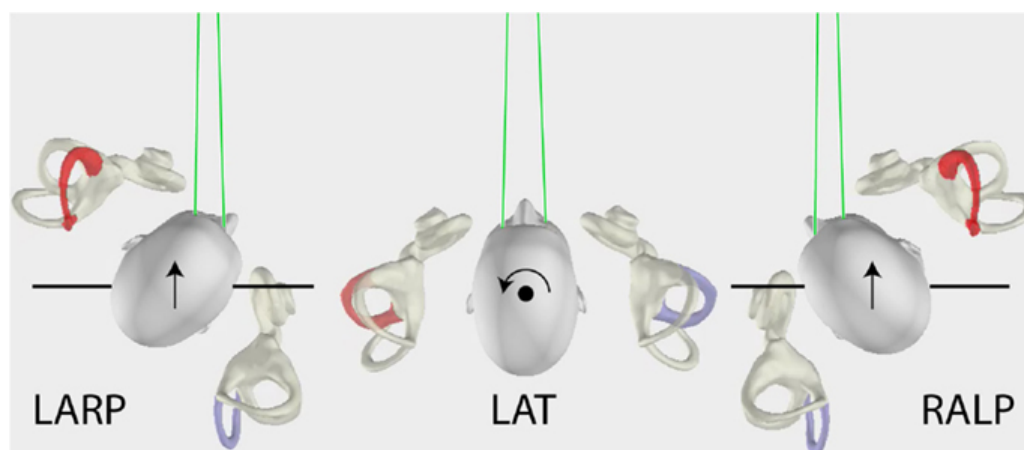
Vyšetření vHIT (*video Head Impulse Test*) patří do skupiny vyšetření rotační zkouškou, které umožňuje vyšetřit všech šest polokruhovitých kanálků vnitřního ucha na základě jejich fyziologické stimulace. Jedná se o funkční diagnostiku, při které vyšetřující provádí pacientovi krátké trhavé pohyby hlavou, což způsobuje sakadické vyrovnávací pohyby očí pacienta díky stimulaci receptorů v polokruhovitých kanálcích [9].

3.1 Princip vyšetření

Vyšetření probíhá za přímé spolupráce vyšetřujícího a pacienta. Pacient má na hlavě nasazené brýle vybavené vysokofrekvenční videokamerou, která snímá pohyby oka a akcelerometrem, který zaznamenává pohyby hlavy [26].

3.1.1 Vyšetření polokruhovitých kanálků

Vyšetřující provádí rychlé, trhavé, nepředvídatelné záškuby hlavou pacienta v příslušných rovinách, viz obrázek 3.1, zatímco pacient fixuje očima bod pevně umístěný na stěně, kterou má před sebou. Pro správné vyhodnocení výsledků je třeba provést přibližně 20 měření pro každý polokruhovitý kanálek [26].



Obrázek 3.1: Pohled očí a pozice hlavy pacienta pro vyšetření vHIT v jednotlivých rovinách [22]

Pro vyšetření polokruhovitých horizontálních nebo také laterálních, tzv. LAT, polokruhovitých kanálků stojí vyšetřující za pacientem, který sedí rovně proti stěně. Záškyby hlavou pacienta jsou prováděny v rovině obou laterálních kanálků pod úhly 10–20°. [10, 14].

Testování vertikálních polokruhovitých kanálků je rozvržené do dvou rovin. Nejprve se testuje tzv. LARP rovina (levý přední, pravý zadní kanálek) a tzv. RALP rovina (pravý přední, levý zadní kanálek). Pacient sedí na židli, která je rotována o 45° vzhledem k původní poloze proti stěně. Pro měření v rovině RALP je židle rotována směrem doprava a vyšetřující snímá pohybem hlavy směrem dolů levý přední kanálek (LA) a směrem vzhůru pravý zadní kanálek (RP). Při měření v LARP rovině je židle rotována směrem vlevo, vyšetřující snímá pohybem hlavy směrem dolů pravý přední kanálek (RA) a směrem vzhůru levý zadní kanálek (LP) [10].

3.2 Systémy pro vyšetření vHIT

Na trhu existuje celá řada komerčních systémů, viz tabulka 3.1, které jsou pro vyšetření vHIT používány. Jednotlivé systémy se většinou skládají z brýlí s vysokorychlostní kamerou pro snímání oka a z akcelerometru zachycujícího pohyb hlavy pacienta. Na systémy snímačů je napojen software, který umožňuje zobrazení naměřených hodnot v jednotlivých grafech pro všech šest polokruhovitých kanálků, uložení a další zpracování naměřených dat [10].

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 Medizinelektronik GmbH	binocular	100 fps	
VORTEQ - vHIT testing ⁽¹⁾	Micromedial Technologies Inc.	binocular	250 fps	
Synapsys VHIT	INVENTIS s.r.l. a socio unico	monocular	>100 fps	
⁽¹⁾ programový systém VORTEQ spol. Micromedial 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 systémů pro vyšetření vHIT

Pro určování patologií na základě grafů hledá vyšetřující skryté a zjevné sakády. Při vyhodnocení patologie je třeba brát v úvahu i naměřené hodnoty tzv. gain VOR – podíl oční rychlosti vzhledem k rychlostem hlavy [14].

3.2.1 eHIT USB

Zařízení eHIT USB umožňuje vyšetření vHIT a zobrazení všech naměřených signálů, včetně znázornění pohybu oka pomocí 3D grafů. Nová verze systému umožňuje automatickou kalibraci před začátkem každého vyšetření a navíc ukazuje pohyby hlavy ve všech rovinách prostoru. Systém je dále možné rozšířit o zařízení, které umožňují další typy vyšetření vestibulárního aparátu [4].

3.2.2 EyeSeeCam vHIT

Komerční systém EyeSeeCam vHIT je zařízení sloužící k vyšetření vestibulárního aparátu. Jedná se o příslušenství, které spadá do balíčku navzájem kompatibilních komponent souhrně označených jako systém VisualEyes™. Hardware tohoto systému obsahuje rotační židli, která usnadňuje vyšetření a brýle s vysokorychlostní kamerou pro zaznamenání pohybů hlavy a oka pacienta. Jednotlivé softwarové i hardwarové komponenty systému lze kombinovat podle potřeb vyšetřujícího [7].

3.2.3 Kopfimpulstest HIT

Jedná se o zařízení pro vyšetření vHIT složené z brýlí s malou lehkou kamerou a tříosým gyroskopem, pomocí kterých zařízení zaznamenává pohyby hlavy a oka pacienta. Naměřené signály pro všechny polokruhové kanálky se dají zobrazit v softwaru přidruženému k zařízení [5].

3.2.4 VORTEQ

Zařízení VORTEQ může být používáno samostatně či jako součást komplexního souboru řešení VisualEyes™ pro vyšetřování vestibulárního aparátu. V takovém případě se jedná především o rozšíření systému v oblastech další analýzy a zpracování naměřených dat [8].

3.2.5 Synapsis VHIT

Tento komerční systém se od ostatních výrazně odlišuje svým provedením. V průběhu vyšetření nemá pacient nasazený na hlavě brýle, ale výsledky jsou vyhodnocovány na základě snímaných pohybů hlavy a oka pacienta pomocí vzdálené kamery. Pro správné vyhodnocení výsledků stačí provést pouze pět záškubů hlavy pacienta. Software systému zobrazuje kromě všech naměřených signálů také vyhodnocené standardní signály pro jednotlivá měření [6].

3.3 ICS Impulse[®]

Tato práce je vypracována nad daty naměřenými zařízením ICS Impulse[®]. Součástí hardwaru zařízení jsou lehké přiléhavé brýle, viz obrázek 3.2, které si pacient nasadí během vyšetření na obličej. Brýle na sobě mají nainstalovanou malou vysokorychlostní USB kameru a polopropustné zrcadlo. Naměřené hodnoty jsou dále zpracovány pomocí softwaru OTOSuite[®] Vestibular, který je na zařízení napojen, a který v reálném čase zpracovává, analyzuje a zobrazuje naměřená data [2].



Obrázek 3.2: Brýle ICS Impulse[®] [2]

- A – Laserový projektor
 - B – Kamera pro nahrání očních pohybů pacienta
 - C – Infračervená světelná dioda (LED) pro nasvícení očí pacienta
 - D – Polopropustné zrcadlo odrážející obraz očí pacienta
- Součástí brýlí je také pohybový senzor pro zachycení pohybů hlavy pacienta.

3.3.1 Analýza dat

Software po přijetí hodnot rychlosti pohybu hlavy a oka pacienta provede několik algoritmů, kterými upraví naměřené hodnoty a odstraní záznamy špatně zaznamenaných signálů [2].

Shromažďovací algoritmus

Tento algoritmus kontroluje hodnoty rychlosti hlavy a oka pro každý impuls. U každého pulzu je provedeno filtrování všech jeho 250 naměřených vzorků průměrováním a porovnáním s *řádnými* impulzy určenými na základě experimentálního výzkumu, dále viz 4.1.1. Daný impuls není přijat jako platný v případě, že trasa hlavy neodpovídá zkušební křivce nebo pohyb oka neodpovídá stanovenému limitu na základě pohybu oka řádného impulsu [2].

Analytický algoritmus

Po zařazení impulsu mezi přijaté je snížen jeho počet vzorků o počáteční a koncové na 175. Analytický algoritmus může také označit daný impuls za neplatný v případě, že rychlost oka se během 10 vzorků nezmění či pokud se zesílení příliš liší od průměru. Odmítnutí impulsu tímto algoritmem lze předcházet správným nastavením testu a provedením řádného záškubu hlavy [2].

Zesílení

Okno zesílení (*gain*) zobrazuje poměr rychlosti pohybu oka vůči rychlosti pohybu hlavy. Výsledný graf v levé části okna 2D analýza, viz obrázek 3.3, ukazuje pravé a levé střední hodnoty spolu s pravými a levými standardními odchylkami zesílení. V případě, že jsou hodnoty zesílení zobrazeny v bílé oblasti, jedná se o hodnoty nenavědčující patologii. Naopak přítomnost hodnot zesílení v šedé oblasti ukazují na špatnou odezvu vestibulookulárního reflexu. Hodnoty zesílení se pro signály horizontálních kanálků pohybují v rozmezí 0,8-1,2, u vertikálních kanálků se jedná o hodnoty 0,7-1,2. V případě, že hodnoty nespádají do zmíněných intervalů, jedná se o indikaci špatně provedeného měření.

Dále je v levé horní části okna aplikace Hexagram v procentech vyjádřena asymetrie A , viz obrázek 3.4, pravolevého vestibulookulárního reflexu pomocí nižší a vyšší hodnoty zesílení podle následujícího algoritmu:

$$A = 1 - \frac{\text{lower gain}}{\text{higher gain}} \cdot 100 \quad (3.1)$$



Obrázek 3.3: Okno 2D analýza [2]

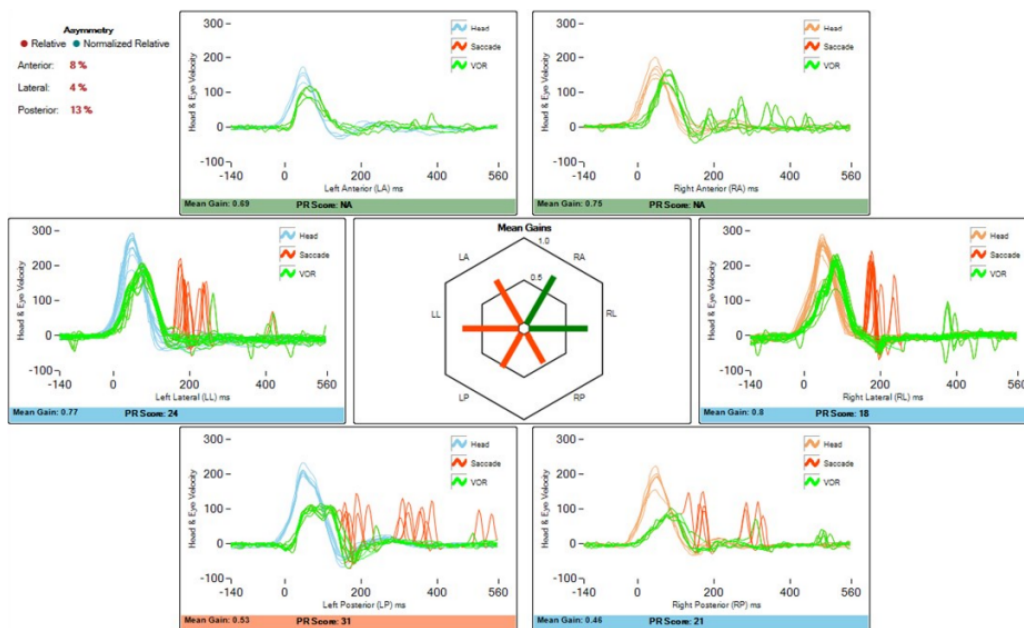
3.3.2 Zobrazení dat

Naměřené impulzy hlavy a oka jsou po provedení analytických algoritmů zobrazeny pomocí 2D grafů v pravé části okna 2D analýza, viz obrázek 3.3. Zde jsou vidět všechny impulzy navrstvené na sebe, zvláště jsou také zvýrazněné případně se vyskytující sakády. Na jedné obrazovce je najednou zobrazeno všech šest grafů reprezentujících všechny polokruhové kanálky pacienta.

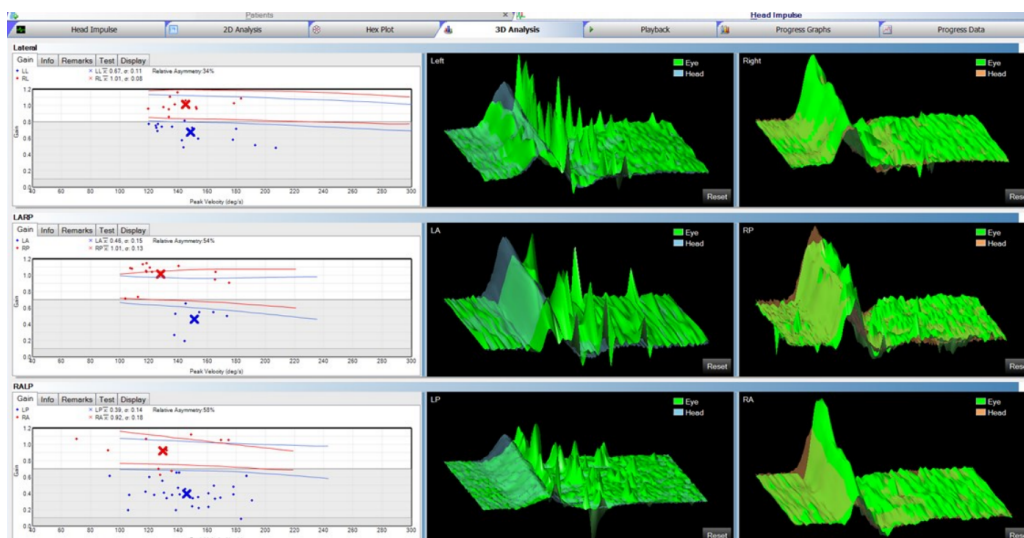
Pro názornější zobrazení lze grafy přepnout do 3D zobrazení v okně 3D analýza (viz obrázek 3.5). Další možností je pak přepnout zobrazení do okna Hexagram, viz obrázek 3.4, které umožňuje přehledné zobrazení naměřených signálů pro všechny polokruhové kanálky. Software také umožňuje přehrávání záznamů pohybů oka pacienta, jak v normálním tak zpomaleném režimu [2, 10].

3.3.3 Uložení dat

Součástí softwaru je také databáze, která umožňuje uchovávat záznamy až 500 pacientů, při vyšším počtu je doporučena jejich archivace. Pro další práci s naměřenými daty lze využít možnosti exportu dat pacienta. Export umožňuje stáhnout naměřená data ve formátech XML, obsahujících všechny informace o pacientovi uložené v databázi softwaru, PDF, obsahujících veškeré zprávy pacienta pro vytvoření lékařské zprávy, výsledky testu ASCII a kombinované záznamy pohybu hlavy a oka ve formátu avi [2].



Obrázek 3.4: Okno Hexagram [2]



Obrázek 3.5: Okno 3D analýza [2]

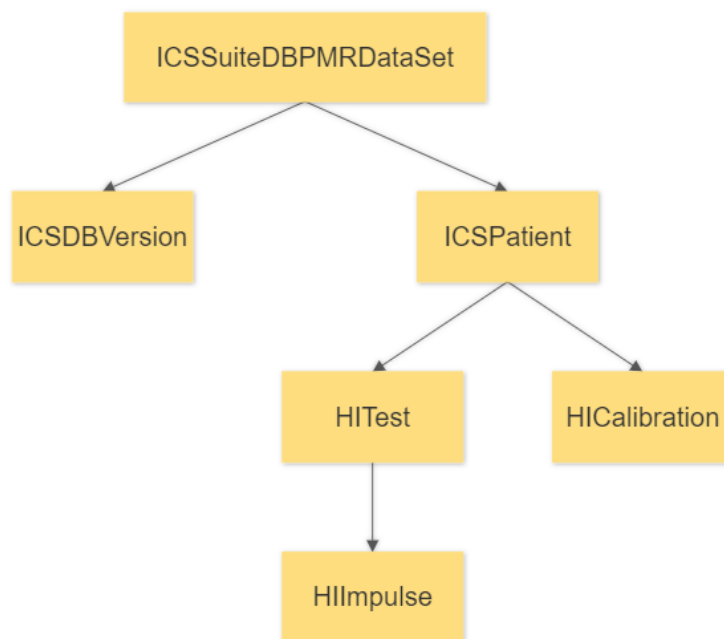
3.3.4 Formát exportovaných dat

Data naměřená přístrojem ICS Impulse[®] jsou exportována ve formátu XML. Exportovaný soubor obsahuje kompletní informace o pacientovi, které jsou uloženy v databázi systému [2].

Struktura XML souboru

Každý exportovaný soubor se týká jednoho pacienta a všech jeho provedených vyšetření. Obsahuje informace o verzi zařízení ICS Impulse[®], konkrétní informace o pacientovi a informace o všech jeho provedených testech a naměřených hodnotách.

Konkrétní rozvržení XML souboru je zobrazeno na schématu 3.6. V sekci *ICSSuiteDBPMRDataSet* jsou informace o současné verzi používaného zařízení a v sekci *ICSPatient* pak všechny informace, které se týkají pacienta a všech jeho vyšetření uložených v databázi systému. Vyšetření v sekci *HITest* ukazují, o které vyšetření se jednalo a jednotlivé naměřené impulzy *HIImpulse*. Zároveň se zde nachází informace o kalibraci zařízení *HICalibration*.



Obrázek 3.6: Struktura exportovaného XML souboru

3.3.5 Rozšíření analýzy dat

Software OTOsuite[®] Vestibular upravuje a analyzuje naměřené hodnoty signálů pomocí výše popsaných algoritmů a poté umožňuje jejich zobrazení tak, že jsou všechny naměřené signály, které systém vyhodnotil jako validní, navrstveny na sebe a zobrazeny v jednotlivých grafech pro příslušné polokruhové kanálky.

Komerční systém a s ním spojený software je uzavřeným systémem, který neumožňuje další rozšíření zpracování a analýzy naměřených dat nad rámec integrované funkcionality. Proto byl v této práci vytvořen experimentální software, viz kapitola 5, který využívá možnosti komerčního systému exportovat naměřená a uložená data.

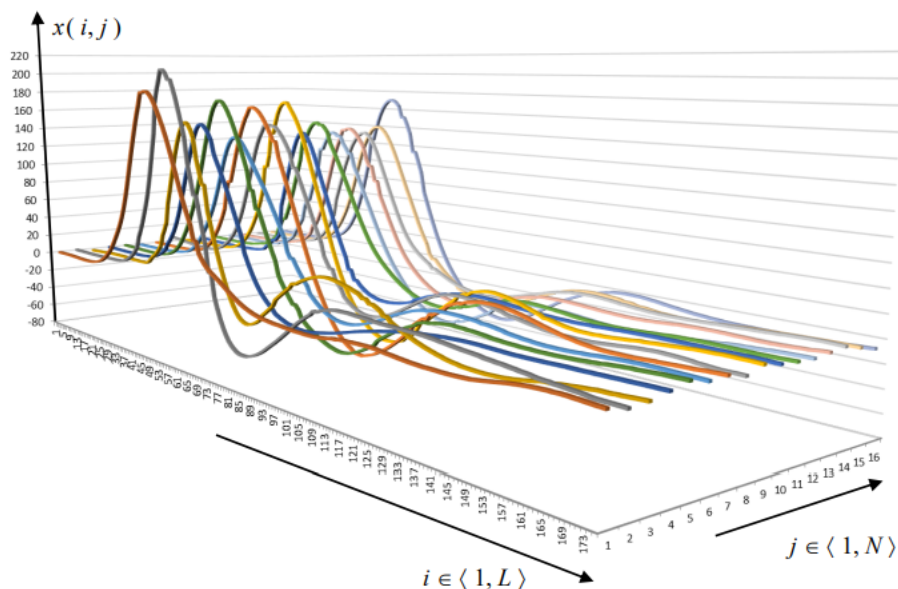
Vytvořený software umožňuje nahrát vstupní data do místní databáze a provádět nad nimi experimentální výpočty a další analýzy. V této práci byl software opatřen metodami pro odhad standardního průběhu signálu ze souboru naměřených signálů jednoho vyšetření.

4 Metody odhadu standardního průběhu signálu

K odhadu standardního průběhu signálu z naměřených dat, viz kapitola 3.3, je nahlíženo několika odlišnými přístupy. Základní rozdělení použitých metod je na zpracování signálu v časové a frekvenční oblasti. Zpracování je vždy provedeno nad souborem dat jednoho konkrétního vyšetření vybraného polokruhovitěho kanálku pacienta.

Cílem je určit z naměřených signálů pohybu hlavy a oka takový, který nejlépe reprezentuje tyto signály daného vyšetření podle zvoleného kritéria. Postupy jsou použity v zásadě dva, jedním je standardní signál vypočten ze souboru signálů. Druhým postupem je standardní signál vybrán ze souboru signálů podle kritériální funkce.

Všechny naměřené signály, ukázka viz obrázek 4.1, jsou složeny právě ze 175 vzorků. Při určení standardního signálu je třeba brát v úvahu signály, které se výrazně odlišují od zbytku naměřených signálů a zároveň určit standardní signál tak, aby byl pro soubor naměřených signálů charakteristický [17, 18].



Obrázek 4.1: Příklad souboru signálů jednoho vyšetření – pohyb hlavy

Ve výpočtech popsaných níže platí následující značení:

i ... pořadí vzorku v j -tém signálu $x(i, j)$

L ... délka j -tého signálu v počtu vzorků ($L = 175$)

j ... číslo signálu v sadě jednoho vyšetření, $j = 1, 2, \dots, N$

N ... celkový počet signálů v sadě jednoho vyšetření

Následující jednotlivé metody odhadu standardního signálu jsou pro názornou ukázkou doprovázeny snímky z vytvořené aplikace, viz kapitola 5. Odhady jsou zde provedeny nad signály ze vstupního souboru *Norma_1.xml* pro vyšetření levého laterálního kanálku pro standardní průběh souboru signálů pohybu hlavy. U metod vybrání standardního signálu dle jednotlivých kritérií je vždy zobrazen také k němu příslušný signál pohybu oka.

4.1 Časová oblast

Odhad standardního signálu je v časové oblasti počítán pomocí statistického zpracování jednotlivých vzorků signálu. Metody výpočtu jsou rozděleny na výpočty, které vypočítají signál na základě naměřených dat a na výpočty, které z množiny signálů vyberou jeden standardní [13, 17].

4.1.1 Výpočet standardního signálu

Výpočet standardního signálu je v časové oblasti proveden na základě dvou statistických metod – průměru a mediánu. Výsledkem je nový standardní signál, který nebyl součástí naměřených dat.

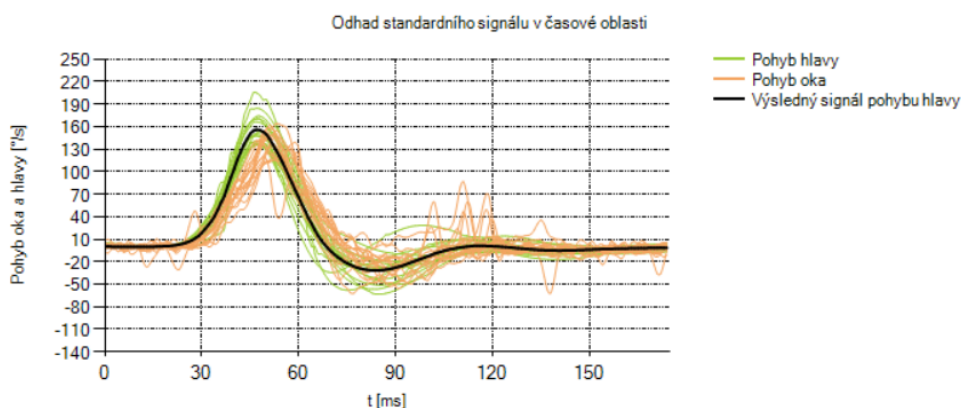
Průměr vzorků

Tímto způsobem se vypočítá průměrná hodnota vzorků na všech odpovídajících pozicích naměřených signálů, viz obrázek 4.2. Průměrná hodnota vzorků na odpovídající pozici se počítá podle vztahu 4.1, kde N je celkový počet signálů v sadě jednoho vyšetření a j je číslo signálu v sadě vyšetření.

$$\bar{x}(i) = \frac{1}{N} \cdot \sum_{j=1}^N x(i, j) \quad (4.1)$$

Standardní signál $x_s(i)$, je pak popsán vztahem 4.2, kde L je počet vzorků jednoho signálu.

$$x_s(i) = \bar{x}(i), \text{ pro } i = 1, \dots, L \quad (4.2)$$



Obrázek 4.2: Odhad standardního signálu pohybu hlavy – průměr

Průměrování signálů je jedním ze základních způsobů sloužících ke zpracování signálů za přítomnosti šumů. Poměr signálu a šumu se dá popsat následujícím vztahem:

$$\frac{S}{N} = 20 \cdot \log \frac{P_s}{P_n} [dB], \quad (4.3)$$

kde S značí signál a N značí šum. Čím je hodnota poměru signálu a šumu menší, tím je metoda průměrování signálů účinnější. Hodnota N je konečná. Proto platí, že průměrování signálů neovlivní, a že se \sqrt{N} -krát zvýší poměr S/N . Při běžném průměrování signálů je nevýhodou nutnost nejprve odečíst před výpočtem všechny vzorky signálu a zvolit vhodné vzorkovací periody. Tyto nevýhody se však nevztahují na průměrování signálů v této práci, protože všechny naměřené signály mají pevně stanovený počet vzorků a jen jednu periodu. Nevýhody této metody se tedy v tomto případě neprojevují [12].

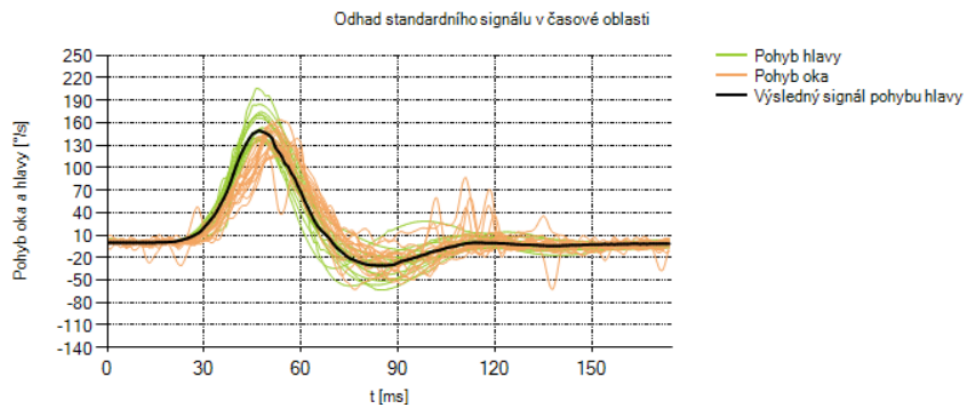
Tato metoda je použita ve většině komerčních systému pro vyšetření vHIT, kde slouží k filtraci a třídění jednotlivých signálů. Filtrování signálů průměrováním je prováděno také v rámci shromažďovacího algoritmu, který je součástí zpracování naměřených signálů v softwaru OTOsuite[®] Vestibular, viz 3.3.1 [2].

Medián vzorků

Standardní signál $x_s(i)$ se pomocí mediánu $\tilde{x}(i, j)$ signálů na všech odpovídajících pozicích vzorků vypočítá podle vztahu 4.4, kde N je celkový počet signálů v sadě jednoho vyšetření a j je číslo signálu v sadě vyšetření, viz obrázek 4.3.

$$x_s(i) = \tilde{x}(i, j), \text{ pro } j = 1, 2, \dots, N \quad (4.4)$$

Medián je nezávislý na extrémních hodnotách, není tedy na rozdíl od průměru ovlivněn výrazně nestandardními průběhy signálů.



Obrázek 4.3: Odhad standardního signálu pohybu hlavy – medián

4.1.2 Výběr standardního signálu

Následující metody provádějí odhad standardního signálu výběrem jednoho reálného signálu tak, aby co nejlépe reprezentoval soubor signálů daného vyšetření. Výpočty pracují s odchylkami signálů a berou tak v úvahu výrazně se lišící naměřené signály.

Pro soubor signálů použitých k názorné ukázce odhadu výsledného standardního signálu, viz obrázek 4.4, platí, že všechny metody použité pro výběr standardního signálu pomocí příslušné kritériální funkce vyberou shodný signál jako standardní. Tato skutečnost ale neplatí obecně, výsledky se pro různé vstupní soubory liší.

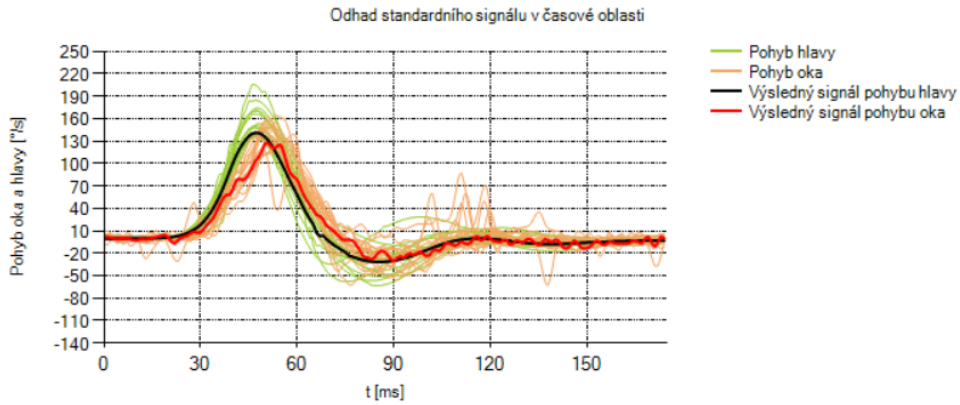
Minimální odchylka hodnot od průměru

Průměrná odchylka od průměru v i -tém vzorku j -tého průběhu signálu se získá pomocí vztahu 4.5.

$$\Delta_{mean}(j) = \frac{1}{L} \cdot \sum_{i=1}^L |x(i, j) - \bar{x}(i)| \quad (4.5)$$

Kritérium pro výběr konkrétního signálu j ze sady naměřených signálů je popsáno vztahem 4.6, kde j^{optim} je číslo konkrétního signálu v sadě vyšetření.

$$\Delta_{mean}(j^{optim}) = \min_{j=1,2,\dots,N} \{\Delta_{mean}(j)\} \quad (4.6)$$



Obrázek 4.4: Odhad standardního signálu pohybu hlavy – minimální odchylka a minimální vzdálenost hodnot vzorků od průměru a mediánu

Minimální vzdálenost hodnot vzorků od průměru

Dalším způsobem porovnání vzorků jednotlivých signálů je vypočítání Euklidovské vzdálenosti j -tého signálu pomocí vztahu 4.7.

$$\Delta_{eukl}(j) = \sqrt{\sum_{i=1}^L [x(i, j) - \bar{x}(i)]^2} \quad (4.7)$$

Konkrétní reprezentativní průběh j se ze sady naměřených signálů vybere na základě kritéria 4.8.

$$\Delta_{eukl}(j^{optim}) = \min_{j=1,2,\dots,N} \{\Delta_{eukl}(j)\} \quad (4.8)$$

Minimální odchylka hodnot od mediánu

Průměrná odchylka v i -tém vzorku j -tého signálu od mediánu:

$$x_{med}(j) = \frac{1}{L} \cdot \sum_{i=1}^L |x(i, j) - x_{med}(i)|. \quad (4.9)$$

Kritérium pro výběr konkrétního signálu j v jednom vyšetření, který toto vyšetření reprezentuje:

$$x_{med}(j^{optim}) = \min_{j=1,2,\dots,N} \{\Delta_{med}(j)\}. \quad (4.10)$$

Minimální vzdálenost hodnot vzorků od mediánu

Vzdálenost (Euklidovská vzdálenost) v j -tém signálu (signálu vHIT) od mediánu:

$$\Delta_{eukl}^{med}(j) = \sqrt{\sum_{i=1}^L [x(i, j) - x_{med}(i)]^2}. \quad (4.11)$$

Kritérium pro výběr konkrétního signálu j v jednom vyšetření, který toto vyšetření reprezentuje:

$$\Delta_{eukl}^{med}(j^{optim}) = \min_{j=1,2,\dots,N} \{\Delta_{eukl}^{med}(j)\}. \quad (4.12)$$

Skóre vzorků v pásmu σ , 2σ , 3σ

Pro porovnání i -tého vzorku j -tého signálu ze sady vyšetření využijeme směrodatnou odchylku vypočítanou dle vztahu 4.13.

$$\sigma(i) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N [x(i, j) - \bar{x}(i)]^2} \quad (4.13)$$

Nechť odchylka hodnot od průměru v i -tém vzorku j -tého signálu je:

$$\Delta(i, j) = [x(i, j) - \bar{x}(i)]. \quad (4.14)$$

pak funkci odlišnosti i -tého vzorku v j -tém signálu vyšetření, měřeno pomocí pásem σ , 2σ , 3σ je:

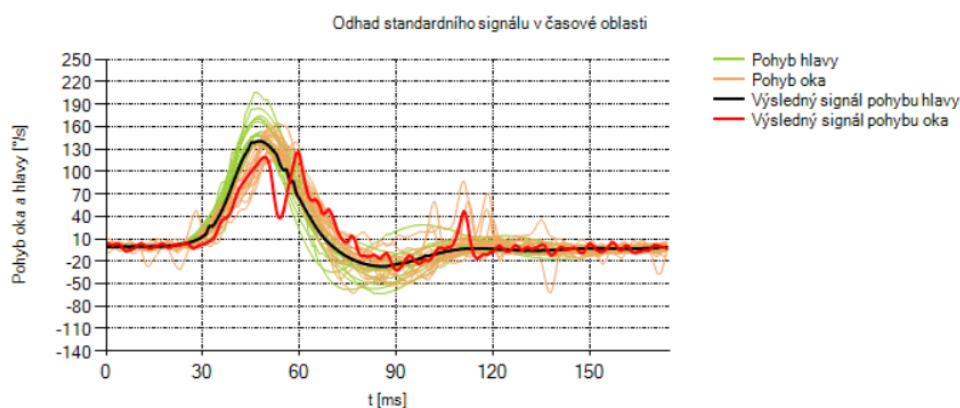
$$\begin{aligned} y(i, j) &= 0 \dots \text{pro } \Delta(i, j) < \sigma(i) \\ y(i, j) &= 1 \dots \text{pro } \sigma(i) < \Delta(i, j) < 2\sigma(i) \\ y(i, j) &= 2 \dots \text{pro } \sigma(i) < \Delta(i, j) < 3\sigma(i) \\ y(i, j) &= 3 \dots \text{pro } \Delta(i, j) > 3\sigma(i) \end{aligned}$$

Míru odlišnosti definujeme vzorcem:

$$D_{\sigma}(j) = \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L y(i, j) \quad (4.15)$$

Standardní průběh signálu (viz obrázek 4.5) je vybrán použitím kritéria 4.16, kde j^{optim} je číslo konkrétního signálu v sadě vyšetření, které odpovídá minimálnímu skóre odlišnosti hodnot od průměru.

$$D_{\sigma}(j^{optim}) = \min_{j=1,2,\dots,N} \{D_{\sigma}(j)\} \quad (4.16)$$



Obrázek 4.5: Odhad standardního signálu pohybu hlavy – skóre vzorků v pásmu $\sigma, 2\sigma, 3\sigma$

4.2 Frekvenční oblast

V obou metodách použitých ve frekvenční oblasti je vždy vybrán standardní průběh signálu na základě příslušného kritéria z reálně naměřených signálů v sadě jednoho vyšetření. Pro převod do frekvenční oblasti lze každý j -tý signál jednoho vyšetření rozložit do Fourierovy řady a vypočítat jeho amplitudové spektrum pro konečný počet harmonických HARM. V této práci byl určen maximální počet členů $HARM = 25$. Analýzou amplitudového spektra je pak určen standardní signál [17, 18].

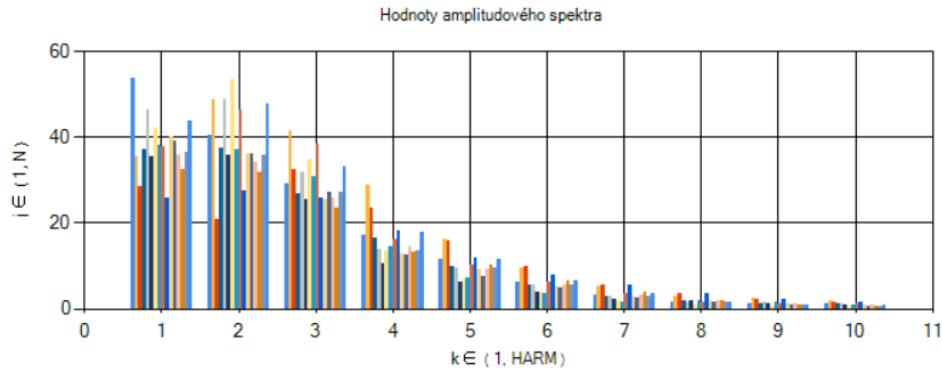
4.2.1 Fourierův rozvoj

Hodnota amplitudového spektra $AA_x(j, k)$, j -tého signálu sady jednoho vyšetření vHIT a k -tého členu Fourierovy řady (k -té harmonické) je definována:

$$AA_x(j, k) = \sqrt{[a_x(j, k)]^2 + [b_x(j, k)]^2}, \text{ kde} \quad (4.17)$$

$$a_x(j, k) = \frac{2}{L} \sum_{i=1}^L \left\{ x(i, j) \cos \left(\frac{2\pi i k}{L} \right) \right\}, \quad b_x(j, k) = \frac{2}{L} \sum_{i=1}^L \left\{ x(i, j) \sin \left(\frac{2\pi i k}{L} \right) \right\} \quad (4.18)$$

jsou normované koeficienty Fourierovy řady a k označuje k -tý člen konečné Fourierovy řady, kde $k = 1, 2, \dots, HARM$. Hodnoty amplitudového spektra,



Obrázek 4.6: Hodnoty amplitudového spektra pro $HARM = 10$

viz obrázek 4.6, jsou normovány podle následujícího vztahu:

$$AA_{norm}(j, k) = \frac{[AA_x(j, k)]}{\sqrt{\sum_{l=1}^{HARM} [AA_x(j, l)]^2}}. \quad (4.19)$$

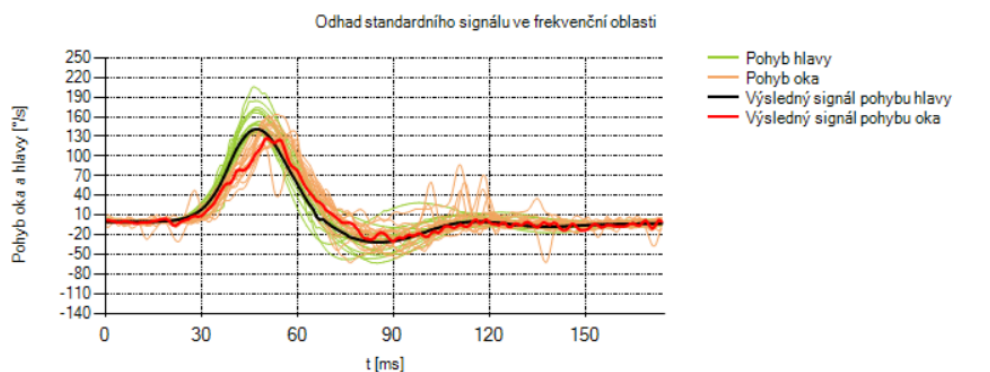
Minimální Euklidovská vzdálenost mediánu amplitudového spektra

Pomocí hodnot normovaného amplitudového spektra pro všechny signály j v sadě vyšetření, lze určit medián hodnot amplitudy spektra $\widetilde{AA}_{norm}(j, k)$ přes všechna $j = 1, 2, \dots, N$ a pro každou harmonickou frekvenci $k = 1, 2, \dots, HARM$ podle vztahu 4.20.

$$AA_{med}(k) = \widetilde{AA}_{norm}(j, k) \quad (4.20)$$

Výběr standardního signálu, viz obrázek 4.7, se provede na základě výpočtu celkové (Euklidovské) vzdálenosti od mediánu normovaných hodnot amplitudového spektra výpočtem:

$$M_{eukl}^{med}(j) = \sqrt{\sum_{k=1}^{HARM} [AA_{norm}(j, k) - AA_{med}(k)]^2}. \quad (4.21)$$



Obrázek 4.7: Odhad standardního signálu pohybu hlavy – euklidovská vzdálenost mediánu amplitudového spektra pro HARM = 25

Kritérium pro výběr konkrétního signálu j v jednom vyšetření, který toto vyšetření reprezentuje:

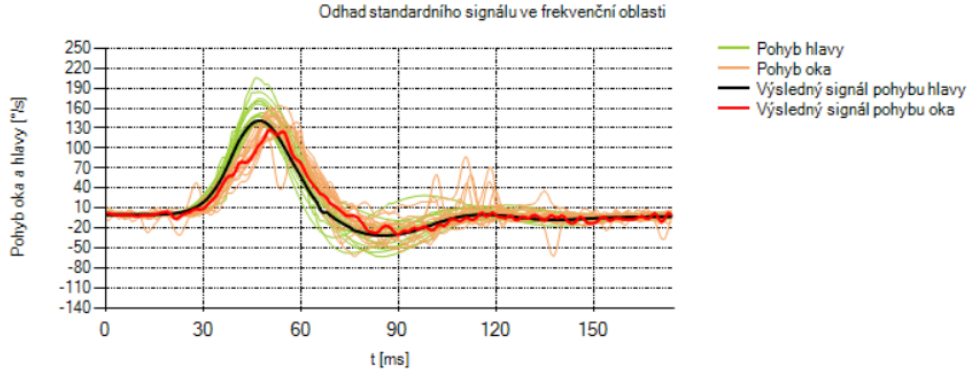
$$M_{eukl}^{med}(j^{optim}) = \min_{j=1,2,\dots,N} \{M_{eukl}^{med}(j)\}, \quad (4.22)$$

kde j^{optim} je číslo signálu (konkrétní signál), v sadě vyšetření, který odpovídá kritériu minimální vzdálenosti hodnot amplitudového spektra od jejich mediánu.

Skóre četnosti amplitudového spektra

Jsou-li normované hodnoty amplitudového spektra vypočítané podle vztahu 4.19 pro všechny signály j v sadě vyšetření, může být pro výběr standardního signálu, viz obrázek 4.8, využito sestavení histogramu četností výskytu hodnot normovaných amplitud spektra $AA_{norm}(j, k)$ přes všechna $j = 1, 2, \dots, N$. Rozsah hodnot normovaných amplitud, které nabývají hodnot z uzavřeného intervalu od 0 do 1, je rozdělen do Q navzájem disjunktních tříd značených $q = 1, 2, \dots, Q$ s krokem $\Delta Q = 0,05$.

Každý j -tý signál $x(i, j)$ v sadě jednoho vyšetření je poté ohodnocen kritériální funkcí $S_T(j)$, která svým součtem odpovídá četností výskytu normovaných hodnot amplitudového spektra $AA_{norm}(j, k)$ v histogramech přes všechny harmonické $k = 1, 2, \dots, HARM$.



Obrázek 4.8: Odhad standardního signálu pohybu hlavy – skóre četnosti amplitudového spektra pro $HARM = 25$

Je-li $hist_k[AA_{norm}(j, k)]$ určena jako četnost výskytu normované hodnoty amplitudového spektra $AA_{norm}(j, k)$ připadající j -tému signálu a k -té harmonické řadě, resp. se jedná o počet hodnot $AA_{norm}(j, k)$, které spadají do třídy q , potom pro kritériální funkci výpočtu skóre j -tého signálu platí:

$$S_T(j) = \sum_{k=1}^{HARM} hist_k[AA_{norm}(j, k)]. \quad (4.23)$$

Kritérium pro výběr standardního signálu j v sadě vyšetření, který toto vyšetření reprezentuje, je popsáno následujícím vztahem:

$$S_T(j^{optim}) = \max_{j=1,2,\dots,N} \{S_T(j)\}, \quad (4.24)$$

kde j^{optim} je číslo signálu (konkrétního signálu) v sadě vyšetření, který odpovídá kritériu maximálního skóre, tedy takového signálu, jehož normované hodnoty amplitudového spektra se v součtu vyskytují v rámci sady jednoho vyšetření nejčastěji.

5 Softwarové řešení

Praktická část této práce spočívá ve vytvoření experimentálního softwaru sloužícího k uchování naměřených dat a jejich dalšímu zpracování za účelem určení standardního průběhu signálu, viz kapitola 4. Z tohoto důvodu je praktická část složena z databázové aplikace a samotného softwaru, ve kterém lze s uloženými daty pracovat a provádět nad nimi příslušné výpočty.

5.1 Databáze

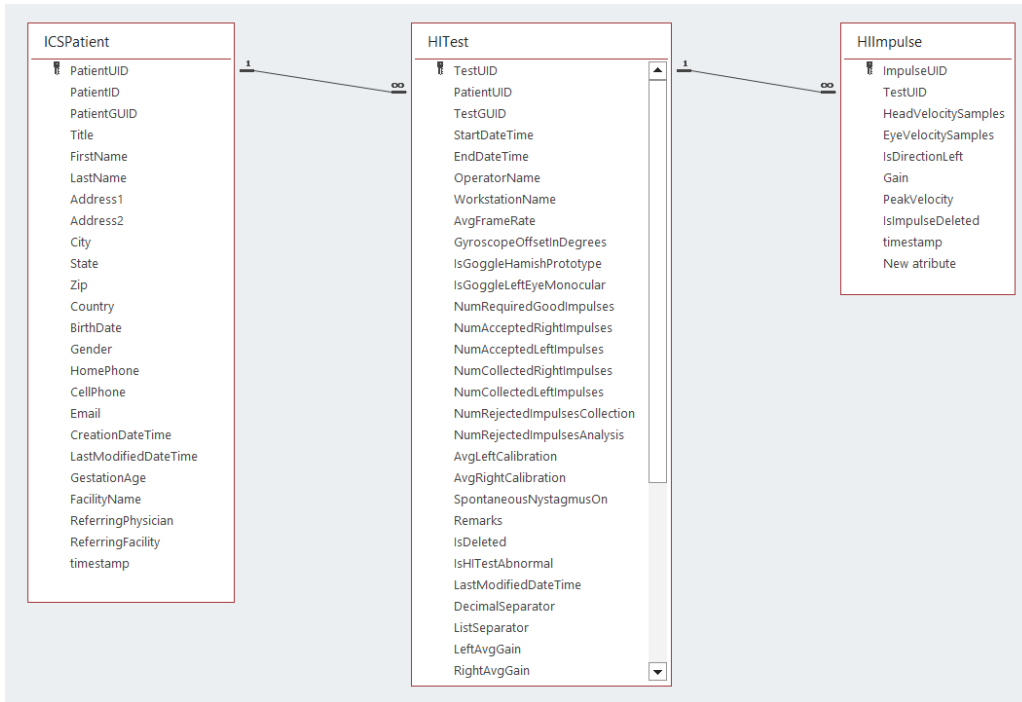
Databáze byla vytvořena nástrojem *MS Access 2003* od společnosti Microsoft. Jedná se o prostředí vhodné pro návrh relačních databázových aplikací, které podporuje SQL dotazy pro filtrování a další práci se záznamy. Tento nástroj byl pro sestavení databáze zvolen z několika důvodů. Databáze je snadno přenositelná mezi různými zařízeními, její instalace není náročná a pro snadný běh programu není nutné mít zakoupenou licenci softwaru, nýbrž lze databázi přenášet zdarma pro další zařízení pomocí modulu *Access Runtime*. Starší verze programu byla zvolena z důvodu zvýšení možnosti instalovat aplikaci i na zařízení se staršími systémy [3].

Samotná databáze se skládá ze tří tabulek, které odrážejí formát XML souboru exportovaného ze zařízení ICS Impulse[®] popsáno v kapitole 3.3.4, který obsahuje záznam provedených vyšetření vHIT jednotlivých pacientů. Jedná se o následující tabulky:

- ICSPatient – informace o jednotlivých pacientech, u kterých bylo provedeno vyšetření
- HITest – seznam provedených vyšetření
- HIImpulse – jednotlivé signály zaznamenané v rámci jednoho vyšetření

Názvy tabulek byly zvoleny na základě stejnojmenného značení vstupních souborů. Jako atributy tabulek byly ponechány všechny atributy obsažené ve vstupních XML souborech, týkajících se výše zmíněných přenášených záznamů. Pro relace mezi tabulkami byly použity vazby typu 1:N. Jeden pacient tedy může mít jedno či více vyšetření, zároveň jedno vyšetření může obsahovat jeden či více naměřených signálů. Relace mezi použitými tabulkami jsou znázorněny pomocí ERA modelu, který je vidět na obrázku 5.1.

U dat obsažených v jednotlivých tabulkách je zajištěna integrita a konzistence dat použitím primárních klíčů ve všech tabulkách, určených na základě identifikačních čísel jednotlivých záznamů pacientů, vyšetření a impulzů. Hodnoty těchto identifikačních čísel jsou převzaty ze vstupních souborů.



Obrázek 5.1: ERA model databázové aplikace

5.2 Software

Experimentální software byl vytvořen v programovacím jazyce C# s využitím knihovny tříd *Windows Forms*, která umožňuje tvorbu grafického rozhraní. Projekt byl vytvořen ve vývojovém prostředí *Visual Studio 2022*.

Programovací jazyk C# je objektově orientovaný a běží na platformě *Microsoft .NET*, což je virtuální systém spouštění s názvem *Common Language Runtime (CLR)* kombinovaný se sadou knihoven tříd. CLR je implementací *Common Language Infrastructure (CLI)*, mezinárodního standardu společnosti Microsoft. Prostředí pro spouštění a vývoj fungují díky rozhraní příkazového řádku, který umožňuje vzájemnou komunikaci a spolupráci knihoven a jazyků.

Tento jazyk je vybrán z důvodu své vhodnosti použití k vytváření robustních a odolných aplikací s grafickým rozhraním (GUI). Vzhledem k požadavku kompatibility vytvořeného experimentálního softwaru s operačním systémem MS Windows je C# přirozenou volbou, navíc jsou programy v tomto jazyce snadno škálovatelné a jejich údržba není náročná [1].

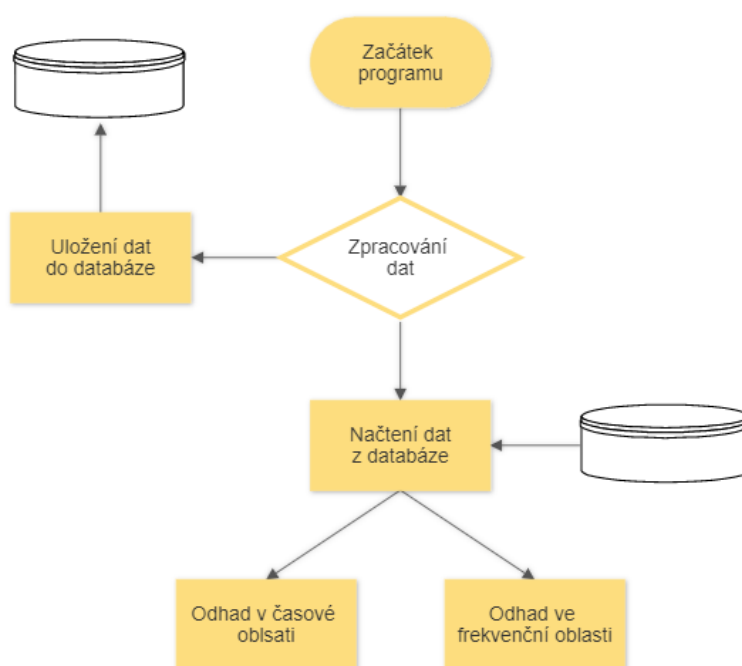
Projekt je rozdělen do následujících tříd takovým způsobem, aby byla zachována přehlednost a snadná orientace v kódu. Celkový přehled tříd projektu je zobrazen na obrázku.

- **Program.cs** – Vstupní bod aplikace obsahující *Main* – metodu obsahující příkazy nejvyšší úrovně, která vytvoří instanci třídy *GUI.cs*.
- **GUI.cs** – Třída grafického uživatelského rozhraní umožňující uživateli načíst soubory do databáze a provádět nad záznamy databáze příslušné výpočty pomocí tříd *Frequency_Domain.cs* a *Time_Domain.cs*.
- **Insert_Data.cs** – Slouží k vytvoření, udržení a ukončení spojení s databází, do které načte vybraná data z XML souboru, jehož umístění je třídě předáno jako parametr.
- **Load_Data.cs** – Umožňuje načíst vybraná data z databáze do paměti programu.
- **Time_Domain.cs** – Třída obsahující metody pro určení standardního průběhu signálu v časové oblasti.
- **Parse_Data.cs** – Obsahuje metody k úpravě dat pro výpočty v časové oblasti a frekvenční oblasti.
- **Frequency_Domain.cs** – Třída obsahující metody pro určení standardního průběhu signálu ve frekvenční oblasti. Pro Fourierovu transformaci dat využívá metody třídy *Fourier.cs*.
- **Fourier.cs** – Obsahuje metody sloužící k Fourierově transformaci dat.

Posloupnost jednotlivých operací, které vytvořený software umožňuje je zobrazena na diagramu 5.2. Software byl vytvořen za účelem rozšíření možností uzavřeného komerčního systému pro vyšetření vHIT o další zpracování naměřených dat. Z tohoto důvodu je program navržený tak, aby co nejlépe umožňoval případná rozšíření.

5.2.1 Grafické rozhraní

Grafické rozhraní třídy *GUI.cs* obsahuje prvky, s jejichž pomocí může uživatel aplikaci ovládat. Jedná se o prvky, díky kterým může uživatel vybrat a uložit XML soubor se záznamy vyšetření do databáze, vybrat příslušný soubor signálů jednoho vyšetření, uložit jej do paměti programu a určit nad tímto souborem signálů standardní průběh v časové nebo frekvenční oblasti za možnosti upřesnění parametrů výpočtů. Dále okno aplikace obsahuje dva grafy zobrazující soubor signálů vyšetření s určeným standardním průběhem a amplitudové spektrum pro výpočty ve frekvenční oblasti.



Obrázek 5.2: Diagram posloupnosti operací aplikace

Okno aplikace je členěno do tří základních celků, které umožňují snadnou orientaci uživatele. Snímek zobrazující okno aplikace je na obrázku 5.3. Levá horní část slouží k přístupu k databázi – tedy uložení vstupních dat do databáze a načtení dat z databáze do paměti programu. Pravá horní část je věnována výpočtům v časové oblasti a celá spodní část okna je věnována výpočtům v oblasti frekvenční.

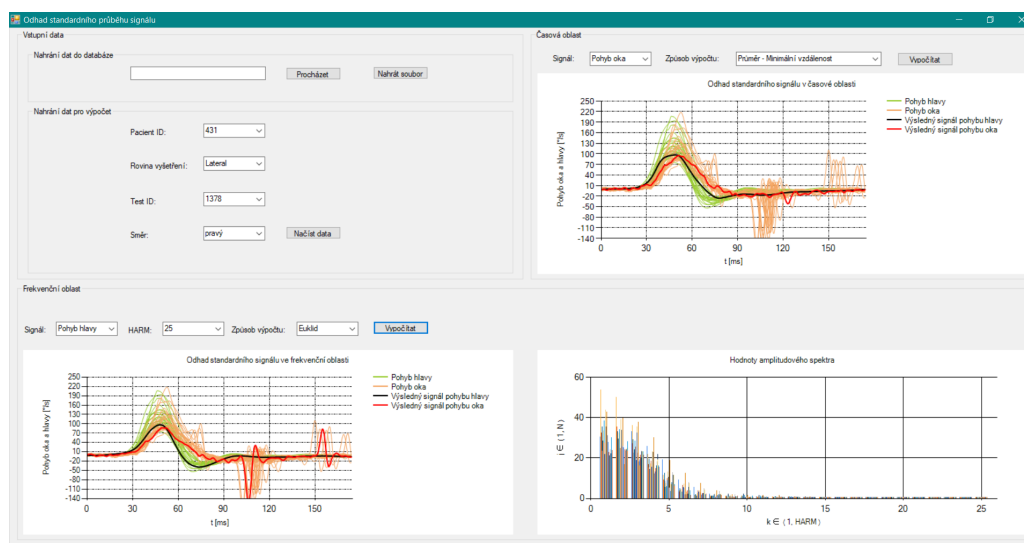
Seznam ovládacích prvků aplikace:

- Tlačítko *Procházet* – Zobrazení adresáře zařízení pro výběr vstupního XML souboru.
- Tlačítko *Nahrát soubor* – Nahraje vstupní soubor XML do databáze.
- Tlačítko *Načíst data* – Nahraje soubor signálů jednoho vyšetření do paměti programu.
- Tlačítko *Vypočítat* – Určí standardní signál podle zadaných parametrů ve frekvenční nebo časové oblasti na základě příslušné části aplikace.
- Parametr *Typ signálu* – *Pohyb hlavy* nebo *pohyb oka*.
- Parametr *Způsob výpočtu* – Metoda určení standardního signálu ve frekvenční nebo časové oblasti na základě příslušné části aplikace.
- Parametr *HARM* – Počet harmonických řad použitých pro výpočty ve frekvenční oblasti.
- Parametr *ID pacient* – Pacientovo ID (atribut *PatientUID* v databázi).
- Parametr *Rovina vyšetření* – *LARP*, *RALP* nebo *laterální rovina*.
- Parametr *ID test* – Unikátní ID vyšetření (atribut *TestUID* v databázi).
- Parametr *Směr roviny* – *levý* nebo *pravý*.

Hodnoty parametrů pro načtení dat do paměti programu (*ID pacient*, *Rovina vyšetření*, *ID test* a *Směr roviny*) se upravují na základě předchozí volby pomocí SQL příkazů tak, aby uživateli usnadnily výběr příslušné sady vyšetření. Uživatel tedy vybírá u parametru *ID pacient* ze všech možných ID pacientů uložených v databázi. Další parametry jsou touto volbou ovlivněny a počet možností výběru u dalších parametrů se zužuje jen na ty relevantní pro daného pacienta. Stejně tak dojde k dalšímu zúžení možností pro další parametry po výběru typu testu.

5.2.2 Vložení záznamů do databáze

K vložení nových záznamů do databáze slouží třída *Insert_Data.cs*. Objekt třídy je vytvářen s parametrem uvádějícím cestu k souboru zadanou uživatelem. Pomocí proměnné *ConnectionString* se otevře spojení k databázi, dojde k uložení všech potřebných atributů ze vstupního XML souboru, provede se SQL příkaz *insert* sloužící k přidání dat do databáze a uzavře se spojení s databází. Tato posloupnost operací je provedena celkem třikrát pro všechny tabulky databáze (ICSPatient, HITest a HIImpulse).



Obrázek 5.3: Grafické rozhraní aplikace

Díky primárním klíčům použitých v databázi ve všech tabulkách je udržována integrita dat. Každá do databáze uložená sada signálů jednoho vyšetření souvisí s právě jedním záznamem daného vyšetření a jemu příslušným právě jedním pacientem v jednotlivých tabulkách databáze. Nemůže tedy nastat situace, kdy by byl v tabulce signálů uložen záznam týkající se vyšetření, které by v databázi zaznamenáno nebylo, stejně tak se v databázi nemůže nacházet vyšetření nepřislušící žádnému pacientovi.

V případě, že se uživatel snaží uložit do databáze záznamy pacienta, který je již v databázi obsažen a je dodržena integrita dalších dat obsažených ve vstupním souboru, pak jsou záznamy do databáze přidány, aniž by se vytvářel duplikát záznamu pacienta. Pokud tyto podmínky nejsou u vstupního souboru dodrženy, data nejsou do databáze uložena a je vyvolána výjimka upozorňující uživatele na nesprávnost dat vstupního souboru. V případě, že je integrita dat uložena například pro atributy tabulky ICSPatient, ale ne pro tabulku HITest, dojde k uložení dat pacienta a poté je vkládání záznamů ukončeno.

5.2.3 Vybrání záznamů z databáze

Pro uložení souboru signálů jednoho vyšetření z databáze do paměti programu slouží třída *Load_Data.cs*. Po vybrání příslušných parametrů v okně aplikace a stisknutí tlačítka *Načíst data*, se podle parametrů pro ID vyšetření a směr roviny, vybere odpovídající soubor hodnot signálů pomocí SQL příkazu. Tato data jsou uložena do paměti programu do proměnných datového typu seznam – hodnoty pohybu hlavy do proměnné *head_input* a hodnoty pohybu oka do proměnné *eye_input*.

Pokud uživatel provedl nahrání dat do paměti programu, může v okně aplikace spustit provedení výpočtů nad příslušným souborem signálů, a to buď v časové nebo frekvenční oblasti. V opačném případě je uživatel při pokusu provést dané výpočty vyzván k vyplnění příslušných parametrů v okně aplikace.

5.2.4 Datová reprezentace

Soubor signálů jednoho vyšetření vybraných z databáze pomocí SQL dotazu je reprezentován pomocí datové struktury dvourozměrného seznamu. Po uložení vstupních dat do proměnných seznamů *head_input* a *eye_input*, jsou pomocí třídy *Parse_Data.cs* upravena tak, že jednotlivé seznamy jsou podle oddělovačů (středníků) rozděleny na jednotlivé signály.

Index seznamu i označuje číslo signálu a index j označuje j -tý vzorek i -tého signálu ze souboru signálů, kdy $i = 0, 1, \dots, N$, přičemž N nabývá různých hodnot podle počtu signálů vstupních dat, a kdy $j = 0, 1, \dots, 174$. Soubor veškerých vzorků všech signálů jednoho vyšetření je pak uložen v proměnných seznamů *headAllSamples* pro signály pohybu hlavy a *eyeAllSamples* pro signály pohybu oka.

5.2.5 Určení standardního signálu v časové oblasti

Následující část kapitoly shrnuje algoritmy použité pro výběr standardního signálu pro časovou oblast. Metody sloužící k jednotlivým výpočtům jsou součástí třídy *Time_Domain.cs* a k výběru standardního signálu využívají metody *count_avg()* pro určení průměru a *count_med()* pro určení mediánu jednotlivých vzorků souboru signálů.

Minimální odchylka hodnot od průměru a mediánu

Výběr standardního signálu ze souboru pomocí minimální hodnoty odchylky je provedeno metodami *std_deviation_avg()* pro průměr a *std_deviation_med()* pro medián. Pokud je znám průměr/medián a průměrná odchylka pro všechny hodnoty jednotlivých signálů, je jako standardní signál vybrán ten, jehož vzdálenost průměrné odchylky je od průměru/mediánu nejmenší.

Minimální vzdálenost hodnot vzorků od průměru a mediánu

Pro určení standardních signálů pomocí minimálních vzdáleností od průměru je použita metoda *min_distance_avg()* a metoda *min_distnace_med()* pro minimální vzdálenost hodnot od mediánu. Jako standardní signál je vybrán ten s nejmenší vzdáleností od průměru/mediánu, který byl na začátku metody vypočítán.

Skóre vzorků v pásmu σ , 2σ , 3σ

Tento způsob je implementován pomocí metody *sigma_score()*. Tato metoda nejprve pro daný soubor signálů vypočítá směrodatnou odchylku a odchylku hodnot od průměru. Následně je pomocí pásem σ vypočítána funkce odlišnosti přes všechny vzorky všech signálů. Výsledné hodnoty této funkce jsou v rámci vypočtení míry odlišnosti sečteny a vyděleny počtem vzorků jednoho signálu. Jako standardní signál je určen ten, jehož míra odlišnosti je nejmenší.

5.2.6 Určení standardního signálu ve frekvenční oblasti

Všechny výpočty ve frekvenční oblasti mají základ ve výpočtu Fourierova rozvoje souboru všech signálů. K tomu slouží třída *Fourier.cs*, která jako svůj parametr přebírá hodnoty všech vzorků jednoho signálu.

Fourierův rozvoj

Provedení Fourierova rozvoje probíhá ve čtyřech následujících krocích, které jsou postupně provedeny v rámci metody *computing()*, která spouští jednotlivé kroky algoritmu voláním příslušných metod:

- Výpočet Fourierových koeficientů – *coefficients()*
- Normování Fourierových koeficientů – *norming()*

- Výpočet normovaných hodnot amplitudového spektra – *invariants()*
- Fourierův rozvoj vstupního signálu – *reconstruction()*

Minimální Euklidovská vzdálenost mediánu amplitudového spektra

Tento způsob výpočtu provádí metoda *computing_Euklid()*, která pro soubor signálů rekonstruovaných Fourierovým rozvojem volá nejprve metodu *amplitudes_median()*. Ta vypočítá medián normovaných hodnot amplitudového spektra. Následuje metoda *Euklid_length()*, která provede rozdíl všech hodnot amplitudového spektra od vypočítaného mediánu. Nakonec je jako reprezentativní signál vybrán ten, jehož rozdíl vzdáleností amplitudového spektra od jeho mediánu je nejmenší.

Skóre četnosti amplitudového spektra

Je-li provedena rekonstrukce souboru signálů Fourierovým rozvojem pomocí metody *computing_Histogram()*, je nejprve voláním metody *frequency_distribution()* sestaven pro všechny tyto signály histogram četností výskytu jejich normovaných hodnot amplitudového spektra rozdělením do 20 navzájem disjunktních tříd od 0 do 1 s krokem 0,05. Signály jsou poté ohodnoceny kritériální funkcí, která svým součtem určuje četnost výskytu normovaných hodnot amplitudového spektra přes určený počet harmonických řad. Standardní signál je pomocí metody *max_distribution()* vybrán jako signál dosahující nejvyšší hodnoty výše popsané kritériální funkce.

5.3 Testování aplikace

Funkčnost aplikace – import dat, použité algoritmy a SQL příkazy jsou testovány pomocí XML souborů obdržných od ORL kliniky nemocnice FN Motol, získaných exportem dat pacienta ze softwaru přidruženého k zařízení ICS Impulse®. Pro potřeby práce jsou veškerá testovací data anonymizována.

Správná funkčnost databáze a integrity uložených dat jsou ověřeny nově vytvořenými pomocnými soubory, které představují situace jako je přidání dat pacienta, který již v databázi existuje či nahrání nevalidních dat do databáze. Tyto soubory jsou označeny předponou *test*. Všechny soubory použité pro testování jsou součástí elektronické přílohy bakalářské práce.

6 Dosažené výsledky

Následující kapitola se věnuje shrnutí dosažených výsledků práce včetně zhodnocení použitých metod pro odhad standardního průběhu signálu odpovědi vestibulárního nervu. Dále popisuje možné další rozšíření práce a vhodnost použité databáze z hlediska dlouhodobého uchování dat nebo přidávání dalších záznamů.

6.1 Hodnocení použitých metod pro určení standardního signálu

Metody pro výběr standardního průběhu signálu, popsané v kapitole 4, jsou testovány ve vytvořeném experimentálním softwaru na datech naměřených pomocí přístroje ICS Impulse[®], viz kapitola 3.3, které jsou pro tuto práci poskytnuta oddělením ORL kliniky FN Motol. Součástí dostupných dat jsou jak vyšetření zdravých pacientů, tak i vyšetření obsahující patologie.

K odhadu standardního signálu jsou použity dva základní přístupy. Prvním je výpočet zcela nového signálu na základě hodnot souboru signálů jednoho vyšetření. Takové výpočty jsou provedeny v časové oblasti a jedná se o průměrování a určení mediánu hodnot jednotlivých signálů. Druhým přístupem je výběr konkrétního signálu, který charakterizuje dané vyšetření a jedná se tedy o reálně naměřený signál označený za standardní.

Mezi nejdůležitější metody použité pro odhad standardního signálu patří metody vhodné k odfiltrování šumu, který je součástí naměřených signálů. Pro výpočty v časové oblasti se jedná o metody využívající průměrování signálů. Ve frekvenční oblasti k odfiltrování šumu dochází pomocí počtu harmonických, které jsou využity pro rekonstrukci Fourierových řad.

Při zpracování souboru signálů dle výše uvedených metod je pozorovatelné, že průměrování může v některých případech vyhodnotit některé z artefaktů (např. sakády) jako šum. Stává se to souborů signálů, ve kterých se daný artefakt nenachází u všech naměřených signálů, ale jen u některých z nich. Taková situace je zobrazena i na obrázku 6.2, kde u určeného standardního signálu není vidět projevená sakáda. U metody Euklidovské vzdálenosti od průměru zobrazené na obrázku 6.4 je pak již sakáda viditelná.

6.1.1 Zobrazení výsledků

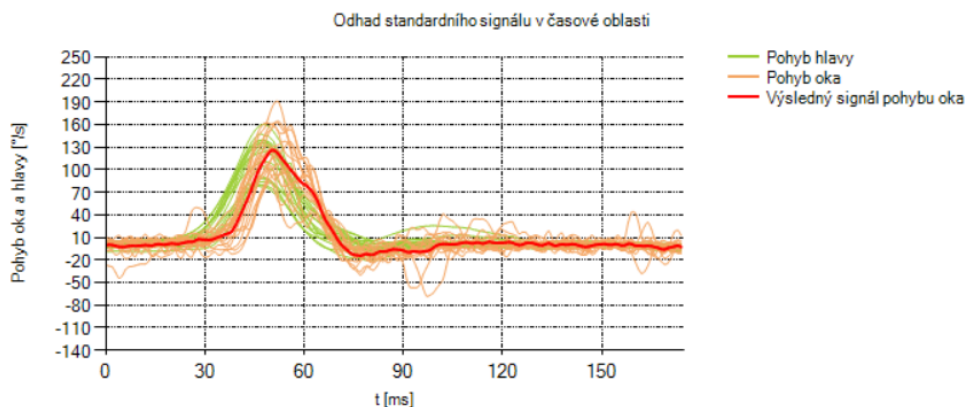
Pro následující zobrazení výsledků jsou zvoleny dvě sady signálů, obě pro vyšetření levých polokruhovitých kanálků v rovině LARP. První sada signálů odpovídá vyšetření bez nalezení patologie a jedná se o data ze souboru *Norma_3.xml*. Druhá sada signálů je pak vybrána ze souboru *W6.xml* a zobrazuje sakádu. Vybrané grafy jsou výsledkem některých významných algoritmů, které jsou součástí vytvořené aplikace a jsou provedeny podle signálů pohybu oka.

Časová oblast

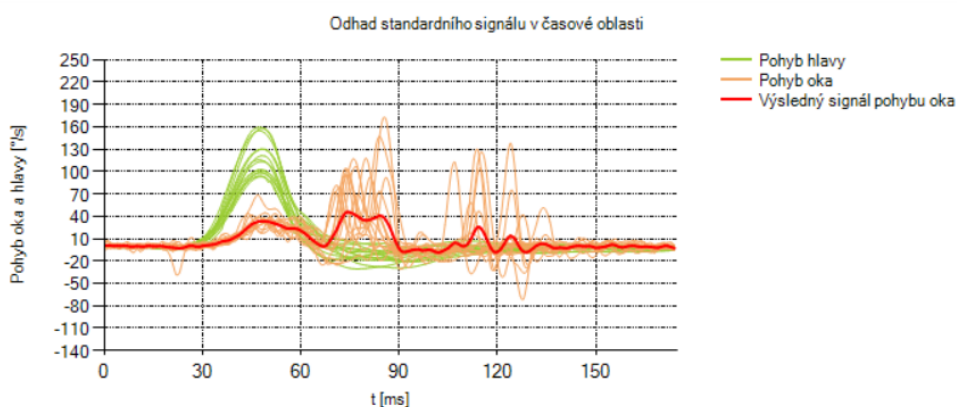
Na obrázcích 6.1 a 6.2 jsou zobrazeny grafy s nově vypočítanými odhady standardního signálu v časové oblasti pomocí průměrování hodnot. Grafy viz 6.3 a 6.4 představují odhad standardního signálu v časové oblasti výběrem konkrétního signálu ze souboru signálů jednoho vyšetření pomocí euklidovské vzdálenosti od průměru. Ke standardnímu signálu pohybu oka je zobrazen i příslušný signál pohybu hlavy.

Frekvenční oblast

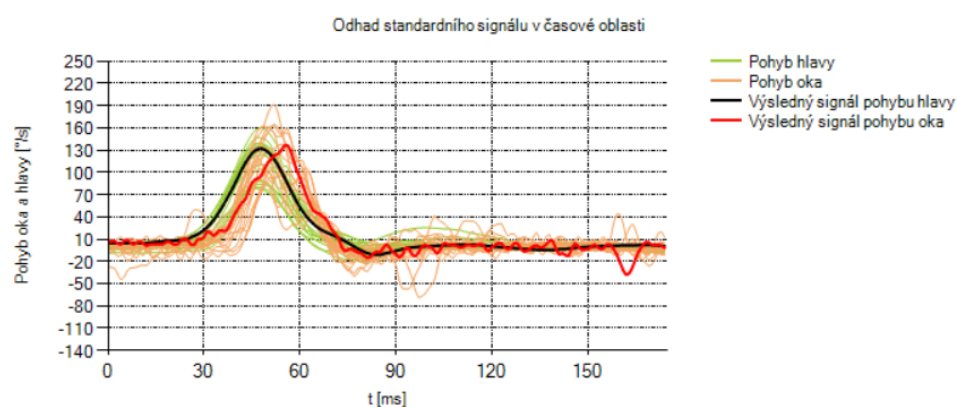
Grafy zobrazující odhad standardního signálu ve frekvenční oblasti výpočtem Euklidovské vzdálenosti jsou zobrazeny na obrázcích 6.5 a 6.6.



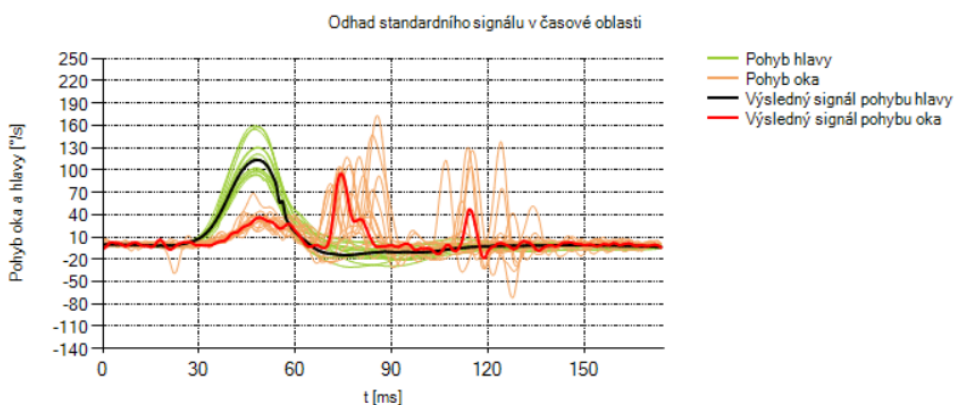
Obrázek 6.1: Odhad standardního signálu pohybu oka – průměr (data ze souboru *Norma_3.xml*)



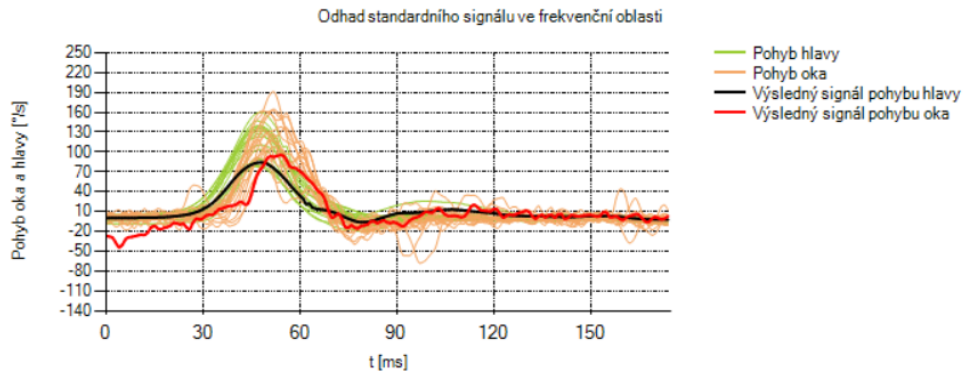
Obrázek 6.2: Odhad standardního signálu pohybu oka – průměr (data ze souboru W6.xml)



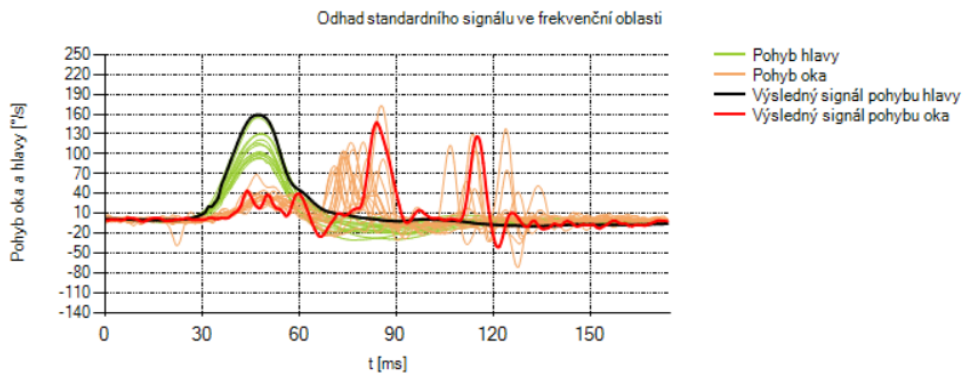
Obrázek 6.3: Odhad standardního signálu pohybu oka – minimální vzdálenost hodnot vzorků od průměru (data ze souboru Norma_3.xml)



Obrázek 6.4: Odhad standardního signálu pohybu oka – minimální vzdálenost hodnot vzorků od průměru (data ze souboru W6.xml)



Obrázek 6.5: Odhad standardního signálu pohybu oka – minimální Euklidovská vzdálenost mediánu amplitudového spektra (data ze souboru Norma_3.xml)



Obrázek 6.6: Odhad standardního signálu pohybu oka – minimální Euklidovská vzdálenost mediánu amplitudového spektra (data ze souboru W6.xml)

6.2 Uložení dat

V rámci praktické části vytvořená prospektivní databáze je navrhována tak, aby umožňovala ukládat větší množství záznamů získaných měření vHIT. Atributy jednotlivých tabulek uchovávají metadata, která mohou pomoci při hlubší analýze patologií vyskytujících se u pacientů, kteří vyšetření podstoupili. Ačkoliv databáze běží pasivně na pozadí experimentálního softwaru, dá se k ní přistoupit samostatně a na data nahlížet nebo je dále exportovat.

Navržená databáze by měla být postačující pro případné programové či analytické rozšíření práce. Při návrhu databáze a jejího napojení na experimentální software je brána v úvahu možnost případného ukládání vstupních dat do databáze jiného formátu než jsou vstupní data pro tuto práci získaná exportem; například z jiných komerčních systémů pro vyšetření vHIT. V takovém případě by stačilo přidat do programu metody sloužící k načtení daných vstupních dat a uložení příslušných atributů do příslušných proměnných. Dále by data dala nahrát do sestavené databáze stejným způsobem jako je tomu u současně používaných vstupních dat.

6.3 Možné další rozšíření práce

Určení průběhu standardního signálu je základem pro určení možné diagnózy pacienta. Jedním z dalších kroků, které by mohly vylepšit vytvořený experimentální software, by bylo vypočítat a brát při dalším zpracování dat v úvahu zesílení pohybu signálů hlavy a oka (gain). Následně by také bylo možné vytvoření klasifikace na základě tvaru a vlastností křivky a tím odhad, zda se jedná o zdravý průběh impulzu, či nikoliv, popřípadě k určení konkrétní určení vady. Vytvořený experimentální software je svou strukturou uzpůsoben k snadnému rozšíření o další možnosti zpracování naměřených dat.

6.3.1 Návrh klasifikace

V následující části práce je popsán návrh možného rozšíření softwaru o klasifikaci vybraných standardních průběhů signálu. Pro jednoduchost byla vybrána klasifikace do tří tříd. Jedna značí zdravý průběh (třída: 0), druhá nalezení sakády (třída: 1) a třetí ostatní, nezařazené průběhy (třída: 2).

Klasifikační úloha

Za předpokladu, že některou z metod popsaných v kapitole 4, kde platí:

i ... pořadí vzorku v j -tém signálu $x(i, j)$, $i = 1, 2, \dots, 175$

L ... délka j -tého signálu v počtu vzorků ($L = 175$)

j ... číslo signálu v sadě jednoho vyšetření, $j = 1, 2, \dots, N$

N ... celkový počet signálů v sadě jednoho vyšetření,

je ze sady signálů jednoho vyšetření $x(i, j)$ vybrán standardní průběh signálu $x_s(i)$, kde i je pořadí vzorku daného signálu a nabývá hodnot $0, 1, \dots, L$, přičemž $L = 175$. Tento signál je dále použit pro následující klasifikační úlohu. Kromě tohoto signálu je třeba pracovat se signály, které jsou jednoznačnými reprezentanty jednotlivých klasifikačních tříd.

V návrhu klasifikace je pro ilustraci třídy bez patologie zvolen signál $j = 13$ ze souboru *Norma.txt* vyšetření TestID = 3613. Třídu pro průběh obsahující sakádu reprezentuje signál $j = 10$ ze souboru *W6.txt* vyšetření TestID = 1378. Při případném dalším rozšíření práce o klasifikaci je důležitou úlohou správné zvolení reprezentantů jednotlivých tříd.

Výpočty pracují s M klasifikačními třídami, s hodnotou pro vyšetření vHIT $M \leq 10$. Je-li signál reprezentantem dané klasifikační třídy, pak je značen $x_{class}(i)$, kde:

i ... pořadí vzorku v signálu $x_{class}(i)$, $i = 1, 2, \dots, 175$

L ... délka signálu v počtu vzorků ($L = 175$)

c ... index příslušnosti signálu do c -té klasifikační třídy, $c = 1, 2, \dots, M$

M ... počet použitých klasifikačních tříd, kde $M \leq 10$.

Každý signál $x_s(i)$ a $x_{class}(i)$ může být rozložen do Fourierovy řady a následně lze spočítat hodnoty jejich amplitudového spektra pro konečný počet harmonických HARM [18].

Pro tyto výpočty je použito následující značení:

$x(i)$... i -tý vzorek standardního signálu vyšetření, resp. klasifikační třídy

i ... pořadí vzorku signálu $x(i)$, $i = 1, 2, \dots, L$

L ... délka signálu v počtu vzorků ($L = 175$)

k ... k -tý člen konečné Fourierovy řady, $k = 1, 2, \dots, HARM$

HARM ... definovaný počet harmonických.

Hodnota amplitudového spektra $AA(k)$ signálu $x(i)$ a k -tého členu Fourierovy řady (k -té harmonické) je definována:

$$AA(k) = \sqrt{[a(k)]^2 + [b(k)]^2}, \text{ kde} \quad (6.1)$$

$$a(k) = \frac{2}{L} \sum_{i=1}^L \left\{ x(i) \cos \left(\frac{2\pi ik}{L} \right) \right\}, \quad b(k) = \frac{2}{L} \sum_{i=1}^L \left\{ x(i) \sin \left(\frac{2\pi ik}{L} \right) \right\}, \quad (6.2)$$

jsou normované koeficienty Fourierovy řady.

Na základě hodnot amplitudového spektra je sestaven příznakový vektor (tzv. Fourierův deskriptor), který se dá použít v klasifikaci křivky signálu podle jejího tvaru. Pro klasifikaci je důležité vytvořit takový příznakový vektor, který bude invariantní vůči posunutí a změně měřítka. Z tohoto důvodu je provedeno zúžení hodnot amplitudového spektra o stejnosměrnou složku a normování podle první harmonické [21].

Pak jsou definovány Fourierovy deskriptory (FD) jako:

$$FD(k) = \left| \frac{AA(k)}{AA(1)} \right| = \frac{\sqrt{[a(k)]^2 + [b(k)]^2}}{\sqrt{[a(1)]^2 + [b(1)]^2}}, \text{ kde } k = 2, 3, \dots, HARM. \quad (6.3)$$

Pro použití při klasifikaci signálu vyšetření podle tříd je značení u výše uvedených vzorců pro klasifikovaný signál $x_s(i)$ a signál příslušné třídy $x_{class}(c, i)$ upraveno následujícím způsobem:

$$FD_s(k) = \left| \frac{AA_s(k)}{AA_s(1)} \right| = \frac{\sqrt{[a_s(k)]^2 + [b_s(k)]^2}}{\sqrt{[a_s(1)]^2 + [b_s(1)]^2}}, \text{ kde} \quad (6.4)$$

$$a_s(k) = \frac{2}{L} \sum_{i=1}^L \left\{ x_s(i) \cos \left(\frac{2\pi ik}{L} \right) \right\}, \quad b_s(k) = \frac{2}{L} \sum_{i=1}^L \left\{ x_s(i) \sin \left(\frac{2\pi ik}{L} \right) \right\}, \quad (6.5)$$

a dále:

$$FD_{class}(c, k) = \left| \frac{AA_{class}(c, k)}{AA_{class}(c, 1)} \right| = \frac{\sqrt{[a_{class}(c, k)]^2 + [b_{class}(c, k)]^2}}{\sqrt{[a_{class}(c, 1)]^2 + [b_{class}(c, 1)]^2}}, \text{ kde} \quad (6.6)$$

$$\begin{aligned} a_{class}(c, k) &= \frac{2}{L} \sum_{i=1}^L \left\{ x_{class}(c, i) \cos \left(\frac{2\pi ik}{L} \right) \right\}, \\ b_{class}(c, k) &= \frac{2}{L} \sum_{i=1}^L \left\{ x_{class}(c, i) \sin \left(\frac{2\pi ik}{L} \right) \right\}, \end{aligned} \quad (6.7)$$

pro všechna $k = 2, 3, \dots, HARM$ a také $x_{class}(c, i)$, kde:

c ... index signálu do v c -té klasifikační třídě $CLASS(c)$, $c = 1, 2, \dots, M$
 M ... počet použitých klasifikačních tříd, kde $M \leq 10$.

Pro každou klasifikační třídu C je pak vypočtena vzdálenost Fourierova deskriptoru $FD_{class}(c, k)$ vzoru dané třídy a deskriptoru $FD_s(k)$ skutečného klasifikovaného signálu pro zvolený rozsah harmonických $HARM$, tj. $k = 2, 3, 4, \dots, HARM$ podle následujícího vzorce:

$$\Delta(c) = \sum_{k=2}^{HARM} \Delta(c, k) = \sum_{k=2}^{HARM} |FD_s(k) - FD_{class}(c, k)| \quad (6.8)$$

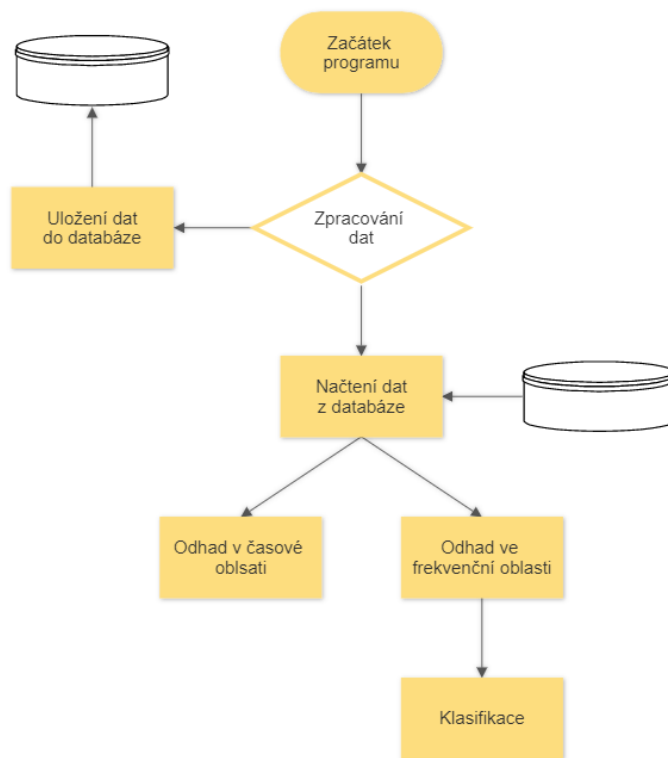
K zařazení standardního průběhu signálu do třídy $CLASS(c)$ je pak využito kritérium 6.9.

$$CLASS_{(c)} \leftarrow \min_{(c=1,2,\dots,M)} \{\Delta(c)\} \quad (6.9)$$

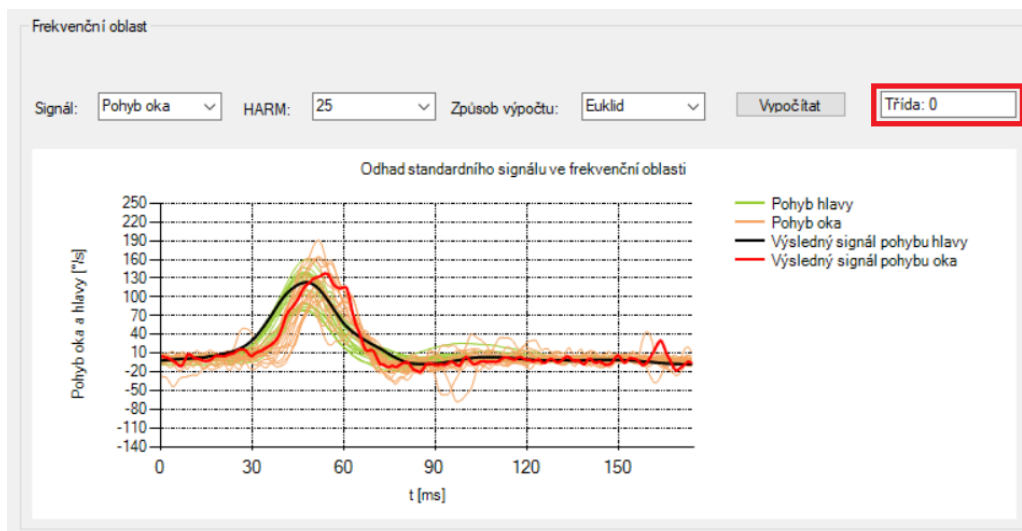
Programové zpracování

Návrh klasifikace je implementován jako součást experimentálního softwaru pro určení standardního průběhu signálu popsaného v kapitole 5. Po vypočítání a zobrazení standardního průběhu signálu ve frekvenční oblasti je každý takový signál zařazen do příslušné klasifikační třídy, viz 6.3.1.

Pro rozšíření programu o klasifikaci je k projektu přidána třída **Classification.cs**, v rámci které jsou implementovány rozšiřující výpočty. Do paměti programu jsou uloženy signály zvolené jako reprezentanti zvolených tříd. Následně jsou zpracovány pomocí tříd *Parse_Data* a *Fourier*. Tím jsou získány FD těchto reprezentativních signálů a odhadnuté standardní signály jsou pak metodou *classify()* zařazeny do příslušné klasifikační třídy podle vzorců popsaných výše. Diagram rozšířených možností aplikace je zobrazen na obrázku 6.7. Grafické rozhraní aplikace, viz obrázek 6.8, je doplněno textovým polem zobrazujícím, do které třídy byl odhadnutý standardní signál zařazen.



Obrázek 6.7: Diagram posloupnosti operací aplikace s přidáním klasifikace



Obrázek 6.8: Grafické rozhraní aplikace s přidáním klasifikace
Zařazení do třídy: 0 – průběh bez sakády

7 Závěr

V úvodní části práce je proveden teoretický popis poznatků z oblasti anatomie lidského ucha, s důrazem kladeným především na popis a fyziologii vestibulárního ústrojí. Protože vestibulární aparát lze vyšetřovat pouze nepřímou, jsou dále popsány metody vyšetření vestibulárního aparátu, využívající pozorování vyrovnávacích pohybů očí.

Pro pochopení způsobu vyšetření vHIT je další část práce věnována jejímu konkrétnímu popisu spolu s výčtem dostupných komerčních systémů, které jsou k vyšetření používány, včetně zařízení ICS Impulse[®]. Data, která jsou pro tuto práci poskytnuta, jsou získána exportem z tohoto zařízení.

Cílem práce je vytvoření aplikace, která umožní uživateli práci se vstupními daty, zobrazí naměřené signály jednoho vyšetření a provede odhad standardního signálu odpovědi vestibulárního nervu. Výsledná aplikace je složena ze dvou částí – databázové aplikace a samotného programu s grafickým rozhraním, který uživateli umožní nahrát nová data ze vstupních souborů, přístup k uloženým signálům a jejich zobrazení spolu s odhadnutým standardním signálem podle uživatelem vybrané metody.

Pro odhad standardního signálu jsou zvoleny dva přístupy – signál je buď vypočten jako zcela nový nebo se jedná o signál vybraný ze souboru vyšetření, který nejlépe reprezentuje vlastnosti příslušných signálů. Výpočty jsou provedeny v časové a frekvenční oblasti, přičemž mezi jedny z nejvýznamnějších použitých metod patří průměrování signálu v časové oblasti a transformace signálů ve frekvenční oblasti pomocí Fourierova rozvoje s vyšším počtem harmonických řad. Důvodem je schopnost těchto metod dobře filtrovat v signálech přítomný šum. Funkčnost aplikace je otestována pomocí poskytnutých vstupních dat. Pro potřeby testování vlastností a správné funkcionality databáze jsou vytvořena nová testovací data úpravou dat původních.

Závěr práce je věnován ukázce výsledků a zhodnocení možností dalšího rozšíření vytvořeného experimentálního softwaru a databázové aplikace, včetně popsání návrhu použití klasifikace pro zařazení signálů do tříd, který by mohl dále pomoci při vyšetřování vestibulárního aparátu.

Literatura

- [1] *Prohlídka jazyka C* [online]. Microsoft, 2023. [cit. 2023/04/09]. Dostupné z: <https://learn.microsoft.com/cs-cz/dotnet/csharp/tour-of-csharp/>.
- [2] *ICS Impulse USB* [online]. Natus, 2019. [cit. 2023/02/17]. Dostupné z: <https://https://natus.com/products-services/ics-impulse>.
- [3] *Microsoft Access* [online]. Microsoft, 2023. [cit. 2023/04/08]. Dostupné z: <https://www.microsoft.com/en-us/microsoft-365/access>.
- [4] *eHIT USB - video Head Impuls Test (vHIT)* [online]. BioMed Jena GmbH, 2023. [cit. 2023/04/23]. Dostupné z: <https://www.biomed-jena.de/index.php/en/eHIT-en.html>.
- [5] *Kopfimpulstest HIT* [online]. Homoth Medizinelektronik GmbH, 2023. [cit. 2023/04/23]. Dostupné z: <https://www.homoth.de/produkte-und-loesungen/details/?id=20&titel=Kopfimpulstest>.
- [6] *SYNAPSYS VHIT* [online]. Inventis s.r.l. a socio unico, 2023. [cit. 2023/04/23]. Dostupné z: <http://www.inventis.it/world/products/video-head-impulse-test-synapsys-vhit>.
- [7] *VisualEyes™* [online]. Interacoustics, 2023. [cit. 2023/04/23]. Dostupné z: <https://www.interacoustics.com/balance-testing-equipment/visualeyes>.
- [8] *Balance testing equipment* [online]. Micromedical Technologies Inc., 2023. [cit. 2023/04/23]. Dostupné z: <https://www.interacoustics.com/balance-testing-equipment>.
- [9] ALBERNAZ, P. – MAIA, F. The video head impulse test. *Acta Oto-laryngologica*. 11 2014, 134. doi: 10.3109/00016489.2014.942439.
- [10] FRANEC, D. Laboratorní úloha měření vHIT. Bachelor's Thesis, Technická univerzita Ostrava, 2016.
- [11] HAHN, A. *Otorinolaryngologie a foniatrie v současné praxi*. Nakladatelství Grada, 2019. ISBN 978-80-271-0572-4.
- [12] HLAVÁČ, V. – SEDLÁČEK, M. *Zpracování signálů a obrazů*. ČVUT, 2005. ISBN 80-01-03110-1.

- [13] HOLČÍK, J. – KOMENDA, M. *Matematická biologie: e-learningová učebnice*. Masarykova univerzita, 2015. ISBN 978-80-210-8095-9.
- [14] HOUGAARD, D. D. – ABRAHAMSEN, E. R. Testing of all Six Semicircular Canals with Video Head Impulse Test Systems. *JoVE*. 4 2019, 59012. doi: 10.3791/59012-v.
- [15] JELÍNEK, J. – ZICHÁČEK, V. *Biologie pro gymnázia*. Nakladatelství Olomouc, 2005. ISBN 80-7182-177-2.
- [16] KOČÁREK, E. *Biologie člověka 1*. Nakladatelství Scientia, 2010. ISBN 978-80-86960-47-0.
- [17] KROUPA, L. Systém vyhodnocení parametrů jednoho kmitu hlasivek. Master's thesis, Západočeská univerzita v Plzni, 2015.
- [18] KUFNER, A. – KADLEC, J. *Fourierovy řady*. Nakladatelství Československé akademie věd, 1969. ISBN 510-21-862.
- [19] KRÍŽ, P. Změny vnímání subjektivní vertikály u pacientů po cévní mozkové příhodě. Master's thesis, Univerzita Karlova v Praze, 2014.
- [20] MACHOVÁ, J. *Biologie člověka pro učitele*. Nakladatelství Karolinum, 2010. ISBN 978-80-7184-867-7.
- [21] MARKUZZIOVÁ, H. Popisy hranice objektů a jejich využití pro klasifikaci. Master's thesis, Západočeská univerzita v Plzni, 2008.
- [22] MCGARVIE, L. et al. The Video Head Impulse Test (vHIT) of Semicircular Canal Function. *Frontiers in neurology*. 7 2015, 6. doi: 10.3389/fneur.2015.00154.
- [23] OREL, M. – FACOVÁ, V. *Člověk, jeho smysly a svět*. Nakladatelství Grada, 2010. ISBN 978-80-247-2946-6.
- [24] SILBERNAGL, S. – DESPOPOULOS, A. *Atlas fyziologie člověka*. Nakladatelství Grada, 2016. ISBN 978-80-247-4271-7.
- [25] SLOUKA, D. *Otorinolaryngologie*. Nakladatelství Galén, 2018. ISBN 978-80-7492-391-3.
- [26] ČERNÝ, R. – ČAKRT, O. – JEŘÁBEK, J. Laboratorní metody vyšetření vestibulárního aparátu. *Neurologie pro praxi*. 7 2017, 3. doi: 10.36290/neu.2017.080.