



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

**Analýza perrotáčního a postrotáčního nystagmu
při bilaterálním a unilaterálním vyšetření na
Bárányho křesle**

**Analysis of per-rotational and post-rotational
nystagmus during bilateral and unilateral test
on Bárány chair**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Jakub Kondelík

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Petr Volf

Kladno 2018

Z a d á n í b a k a l á ř s k é p r á c e

Student: **Jakub Kondelík**
Obor: Biomedicínský technik
Téma: **Analýza perrotačního a postrotačního nystagmu při bilaterálním a unilaterálním vyšetření na Bárányho křesle**
Téma anglicky: Analysis of per-rotational and post-rotational nystagmus during bilateral and unilateral test on Bárány chair

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

V prostředí Matlab implementujte alespoň 3 typy algoritmů pro analýzu horizontálního a vertikálního pohybu oka během uvedeného vyšetření. Na experimentálně naměřených datech alespoň 15 probandů proveďte časově-frekvenční analýzu horizontální a vertikální výchylky a zhodnoťte jednotlivé typy algoritmů s ohledem na jejich časovou složitost. Na základě časové složitosti algoritmů navrhnete jejich vhodnou kombinaci pro potřeby analýzy dlouhých záznamů. Celý postup a výsledky dokumentujte.

Seznam odborné literatury:

- [1] Gonzalez, R.C., Woods, R.E., Eddins, S.L., Digital Image Processing Using MATLAB, ed. 2, Pearson Education, 2004, 620 s., ISBN 8177588982
- [2] Bartl, K., Lehnen, N., Kohlbecher, S. and Schneider, E., Head Impulse Testing Using Video-oculography, Annals of the New York Academy of Sciences, číslo 1164, 2009, 508 s.
- [3] Clarke, A.H., Engelhorn, A., Unilateral testing of utricular function, Exp Brain Res, ročník 4, číslo 121, 1998, 457-464 s.

Zadání platné do: 20.09.2019
Vedoucí: Ing. Petr Volf
Konzultant: doc. Ing. Jiří Hozman, Ph.D.

.....
vedoucí katedry / pracoviště

.....
děkan

V Kladně dne 19.02.2018

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Analýza perrotáčního a postrotáčního nystagmu při bilaterálním a unilaterálním vyšetření na Bárányho křesle“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k této bakalářské práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č. 121/200 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Kladně 18. 5. 2018

Jakub Kondelík

Poděkování

Zde bych rád poděkoval vedoucímu své bakalářské práce Ing. Petru Volfovi za veškeré konzultace, trpělivost a celkovou pomoc při realizaci bakalářské práce. Dále bych rád poděkoval MUDr. Rudolfu Černému za umožnění měření na rotačním křesle na Neurologické klinice Fakultní nemocnice Motol.

Název bakalářské práce:

Analýza perrotáčního a postrotáčního nystagmu při bilaterálním a unilaterálním vyšetření na Bárányho křesle

Abstrakt:

Tato bakalářská práce se zabývá implementací metod v prostředí Matlab pro analýzu nystagmu vznikajícího během rotačního vyšetření vestibulárního aparátu. Práce popisuje návrh a realizaci trojice metod pro detekci středu oční zornice na snímcích videozáznamu – metodu s využitím Houghovy transformace, metodu s využitím fitování elipsy a metodu „center of mass“ respektive těžiště. Jednotlivé metody jsou skombinovány s ohledem na potřebu analýzy časově dlouhých záznamů při současném zachování maximální přesnosti detekce středu oční zornice. Algoritmy byly ověřeny na experimentálně naměřených datech 15 probandů, přičemž byla současně zjišťována doba vymizení perrotáčního a postrotáčního nystagmu při jedné bilaterální a dvou unilaterálních pravotočivých rotacích. Nebyl nalezen signifikantní rozdíl mezi dobou vymizení perrotáčního a postrotáčního nystagmu pro různé typy rotace. Provedena byla rovněž časově-frekvenční analýza výchylky oka během rotačního vyšetření.

Klíčová slova: nystagmus, vestibulární aparát, pohyb oka, videookulografie, Bárányho křeslo, detekce středu zornice

Bachelor's Thesis title:

Analysis of per-rotational and post-rotational nystagmus during bilateral and unilateral test on Bárány chair

Abstract:

This bachelor's thesis follows up implementation of methods in software Matlab, which analyse nystagmus which occurs during vestibular system's examination. Thesis includes 3 implemented methods for detection of the center of eye pupil – method that uses Hough transform, method which uses fitting of an ellipse and the „center of mass“ method. These methods are implemented in algorithm properly combined, so that the analysis does not take so much time and at the same time it is still correct. Algorithm was tested on experimentally measured data of 15 volunteers. It was also analysed the duration of disappearance of per-rotational and post-rotational nystagmus during one bilateral and two unilateral rotations. The difference of duration of nystagmus disappearance among those type of rotations was not statistically significant. It was also done a time-frequency's analysis of the eye's deflection during rotary examination.

Key words: nystagmus, vestibular system, eye movement, videokulography, Bárány chair, eye pupil detection

Obsah

1 Úvod.....	10
2 Teoretická část.....	11
2.1 Nystagmus	11
2.2 Rovnovážný systém.....	12
2.2.1 Statické čidlo.....	13
2.2.2 Kinetické čidlo	14
2.3 Poruchy vestibulárního systému	15
2.3.1 Meniérova nemoc.....	15
2.3.2 Vertigo	16
2.4 Metody vyšetření vestibulárního systému	16
2.4.1 Kalorické vyšetření	16
2.4.2 Vyšetření na rotačním křesle.....	17
3 Cíle práce.....	19
4 Metody	20
4.1 Návrh experimentu	20
4.1.1 Schválení experimentu etickou komisí a informovaný souhlas.....	22
4.1.2 Měřicí protokol	22
4.2 Detekce zornice ze snímků videa	23
4.2.1 Metoda prahování	23
4.2.2 Odstranění odlesku infračervených diod ze snímku	25
4.2.3 Detekce hran zornice.....	26
4.2.4 Určení pozice krajních bodů zornice	27
4.3 Detekce středu zornice.....	28
4.3.1 Houghova transformace	28
4.3.2 Fitování elipsy.....	31
4.3.3 Center of mass.....	33

4.4 Detekce mrknutí	34
4.5 Detekce změn mezi snímky	36
4.6 Kombinace metod	36
4.6.1 Příprava videozáznamu na analýzu výchylky očí	36
4.6.2 První snímek	37
4.6.3 Následující snímky	37
4.7 Kalibrace	39
4.8 Detekce nystagmu	40
4.9 Časově-frekvenční analýza	42
5 Výsledky	43
5.1 Testování navržených algoritmů	43
5.1.1 Přesnost algoritmu využívajícího Houghovu transformaci	43
5.1.2 Přesnost algoritmu využívajícího fitování elipsy	44
5.1.3 Přesnost algoritmu „center of mass“	44
5.1.4 Časová náročnost algoritmů	45
5.2 Průběh experimentu	45
5.3 Výchylka oka	45
5.4 Perrotační nystagmus	48
5.4.1 Vymizení perrotačního nystagmu	48
5.5 Postrotační nystagmus	49
5.5.1 Vymizení postrotačního nystagmu	50
5.6 Vyhodnocení časů vymizení nystagmu	51
5.7 Časově-frekvenční analýza	53
5.8 Artefakty	54
6 Diskuze	59
6.1 Předzpracování snímku	59
6.2 Určení pozice středu zornice	59

6.2.1 Algoritmus využívající Houghovu transformaci	59
6.2.2 Algoritmus využívající fitování elipsy.....	60
6.2.3 Algoritmus využívající „Center of mass“	60
6.3 Přesnost navržených algoritmů.....	61
6.4 Detekce mrknutí	61
6.5 Detekce změn mezi snímky.....	62
6.6 Kombinace metod.....	62
6.7 Detekce nystagmu.....	63
6.7 Vyhodnocení časů vymizení nystagmu	63
6.8 Časově-frekvenční analýza.....	64
6.9 Artefakty.....	64
7 Závěr.....	66
Použité zdroje:.....	68
Seznam obrázků	70
Seznam příloh.....	72
Příloha A: Informovaný souhlas.....	73
Příloha B: Popis projektu pro etickou komisi.....	75
Příloha C: Schválení experimentu etickou komisí (první část)	76
Příloha D: Schválení experimentu etickou komisí (druhá část)	77

1 Úvod

Poruchy rovnováhy jsou u lidí v dnešní době poměrně častým problémem. Mohou mít za následek značné zkomplikování každodenních činností pacientů s těmito obtížemi. Ve vážnějších případech je dokonce možné, že jsou kvůli přetrvávajícím problémům neschopni vykonávat své zaměstnání, s čímž mohou vznikat další problémy, tentokrát psychické, jako jsou úzkosti a deprese.

Jednou z variant, jak u těchto pacientů zjistit původ jejich potíží, je vyšetřit jejich vestibulární aparát, jehož správná funkce je nezbytnou součástí pro udržení rovnováhy. Jedním ze způsobů, jak vestibulární aparát vyšetřit, je vyšetření na rotačním křesle, při kterém lékař analyzuje vzniklý nystagmus.

Nystagmus je příznak projevující se rychlými trhavými pohyby očních bulbů. Nemusí však jít ve všech případech o patologický stav – v některých případech je výskyt nystagmu zcela fyziologický. Například pokud je osoba vystavena rotaci (například při rotačním vyšetření), je výskyt nystagmu zcela normální.

Při rotačním pohybu se u člověka vyskytuje tzv. vestibulo-okulární reflex. Při vychýlení hlavy je výchylka hlavy ihned kompenzována protisměrným pohybem očí – nystagmem [6]. Pokud je rotace náhle přerušena, nystagmus se objeví rovněž, opět zcela fyziologicky. Nystagmus vznikající při rotaci se odborně označuje jako perrotáční, nystagmus vznikající při zastavení rotace jako postrotáční. Výskyt vestibulo-okulárního reflexu se využívá při vyšetření vestibulárního aparátu. Analýzou vznikajícího perrotáčního a postrotáčního nystagmu je možno vyšetřit funkci vestibulárního systému [6].

Vyšetření na rotačním (Bárányho) křesle je test, při kterém je pacient posazen na křeslo, které rotuje kolem své osy. Při rotaci je následně možné analyzovat vznikající nystagmus (dobu nástupu, frekvenční analýzu výchylky oka apod.). V okamžiku, kdy křeslo zastaví, je podobně analyzován také postrotáční nystagmus.

2 Teoretická část

V této kapitole jsou uvedeny základní teoretické poznatky převzaté z literatury popisující nystagmus a s ním související rovnovážný systém člověka (vestibulární systém). Následně jsou zde představeny nejběžnější metody pro vyšetření vestibulárního systému včetně vyšetření využitého v mé práci – rotačního testu, jež jsou v současnosti využívány.

2.1 Nystagmus

Nystagmus lze označit jako příznak, který se projevuje nekontrolovatelnými rychlými trhavými pohyby očních bulbů.

Může jít o pohyb očních bulbů ze strany na stranu (v horizontální rovině), nahoru a dolů (ve vertikální rovině) či pohyby otáčivé. Časté jsou i kombinace těchto typů. Nystagmus, jenž mění směr, se označuje jako alternující [1]. Lidé, trpící nystagmem, mají většinou i další zrakové problémy. Z hlediska výskytu je nejčastější horizontální typ nystagmu [1, 6].

U nystagmu je vždy určován směr (viz předešlý odstavec), intenzita a charakter [1]. Intenzita nystagmu je klinicky diagnostikována ve třech stupních: nystagmus I. stupně se objevuje pouze při pohledu ve směru rychlé fáze nystagmu, nystagmus II. stupně trvá i při pohledu přímo před sebe a nystagmus III. stupně přetrvává i při pohledu proti směru rychlé fáze nystagmu [1].

Důležitý je rovněž charakter nystagmu. Všímáme si, zda je nystagmus pravidelný nebo nepravidelný, konjugovaný nebo disociovaný, zda je amplituda velká (hrubý nystagmus) nebo nízká (jemný nystagmus) [1]. Podle charakteru dále rozlišujeme nystagmus bifázický, u kterého je zřetelná pomalá a rychlá fáze a nystagmus monofázický – oscilace s nerozlišitelnou rychlou a pomalou fází, často kyvadlového nebo nepravidelného průběhu [1].

V následující tabulce 1 je jedno z možných klasifikování nystagmu [4]:

Tabulka 1

Rozdělení dle:	Rozdělení dle:
<p><u>Příčiny</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - fyziologický - patologický - polohový - kongenitální - tzv. nystagmus horníků <p><u>Směru konvergence</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - vzhůru - dolů - doleva - doprava <p><u>Formy nystagmu</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - vertikální - horizontální - rotační - smíšený 	<p><u>Pohybu očních bulbů</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - asociovaný - disociovaný <p><u>Frekvence</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - pomalý - střední - rychlý <p><u>Trvání</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - záchvatovitý - přechodný - trvalý <p><u>Amplitudy</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - jemný - střední - hrubý

Nystagmus může být kromě poruch zraku příznakem velkého množství chorob centrálního nervového systému – nejčastěji vestibulárního systému.

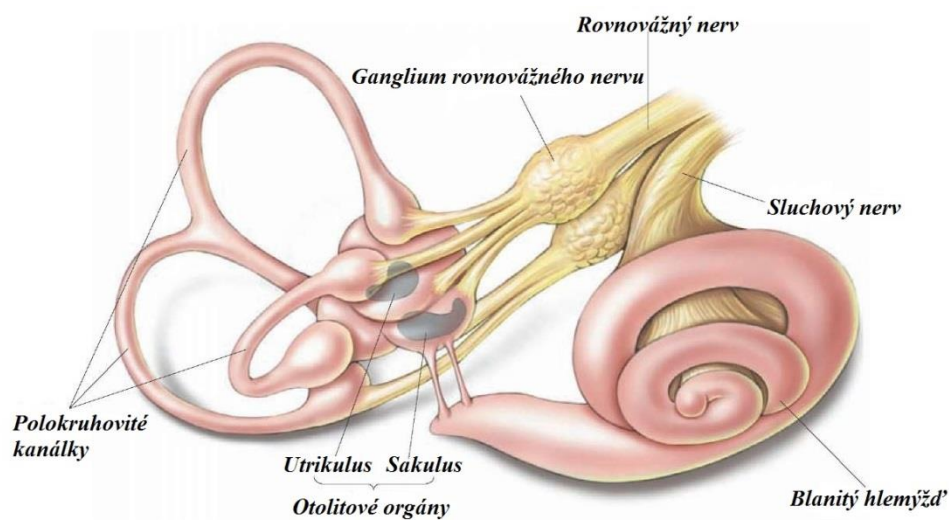
V některých případech je však výskyt nystagmu zcela fyziologický. Např. pokud se osoba sedící v dopravním prostředku dívá ven z okénka, její oči střídavě fixují ubíhající venkovní objekty. Zde se vyskytuje nystagmus zcela přirozeně [3]. Dalším případem může být výskyt nystagmu při rotaci – perrotací nystagmus [1, 6, 2]. Pokud je osoba vystavena rotaci (např. na kolotoči), objevuje se nystagmus. Rovněž při náhlém zastavení rotace se objevuje nystagmus – opět zcela fyziologický, který ale poměrně rychle (v řádu několika sekund) vymizí. Tento typ nystagmu se odborně označuje jako postrotační [1, 6, 2].

2.2 Rovnovážný systém

Schopnost lidského organismu spolehlivě určit polohu vlastního těla, zorientovat se v prostoru nebo například udržet rovnováhu v ne vždy jednoduchých situacích, je dána souhrnou prací mnoha systémů lidského těla. Pro zajištění rovnováhy jsou jednak využity vjemy získané pomocí základních smyslů – především je využito zrakových vjemů [5]. Dále pak je využito receptorových systémů. Receptory jsou uloženy ve svalech, v kloubech nebo také ve šlachách. Receptory umístěné ve svalech jsou schopny zachytit zkracování a natahování svalu, které může reprezentovat například posun určitého segmentu těla [5]. Na podobném principu

rovněž pracují receptory uložené ve šlachách – Golgiho šlachová tělíska [7]. Receptory přítomné v kloubech jsou schopny reagovat na tlak, kterému jsou klouby v určitých situacích vystavovány. Všechny tyto informace přispívají k vnímání polohy těla.

Zcela zásadní roli při vnímání polohy těla však hraje vestibulární systém (někdy se používají označení vestibulární aparát či rovnovážný systém). Vestibulární systém se nachází ve vnitřním uchu (umístěn za kostí skalní) a skládá se ze statického a kinetického čidla. Z tohoto důvodu je také někdy nazýván statokinetickým aparátem [5]. Statické čidlo tvoří utrikulus a sakulus. Kinetické čidlo je tvořeno třemi na sebe navzájem kolmými polokruhovitými kanálky.



Obrázek 1 - vestibulární systém člověka [11]

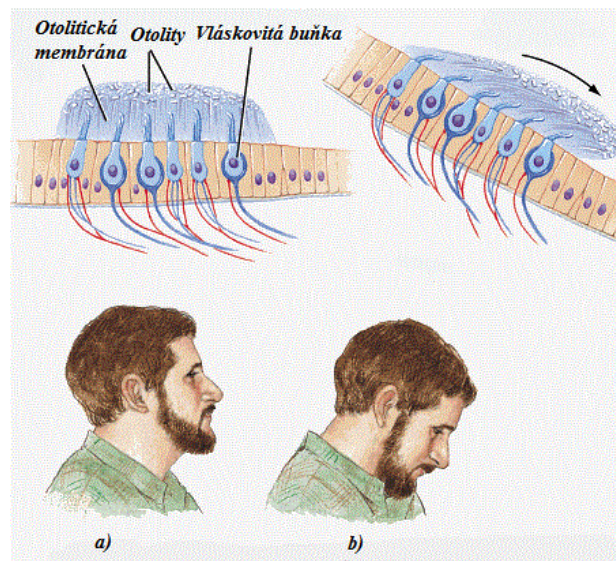
Veškeré části vestibulárního systému jsou obtékány perilymfou, která je vyplněna endolymfou. Tyto tekutiny obsahují vysokou koncentraci draslíkových kationtů, z hlediska složení jsou podobné intracelulární tekutině [7].

2.2.1 Statické čidlo

V utrikulu a sakulu se na povrchu epitelu nachází vláskovité buňky (receptory) s vlásky. Utrikulus je umístěn kolmo na osu těla, zatímco sakulus leží v ose těla [7]. Jak utrikulus tak sakulus obsahují tzv. otolity, což jsou útvary tvořené krystaly kalcitu (uhlíčitany vápenatého). Otolity jsou v kontaktu s vláskovitými buňkami nepřímo – pomocí otolitické membrány [5,7]. Otolity ohýbají přítomné vlásky vláskovitých buněk. Pokud je hlava v poloze vzpřímené, otolity ovlivňují pouze vláskovité buňky umístěné v sakulu. Ohyb určitých vláskovitých buněk pouze v sakulu tedy signalizuje mozku, že je hlava ve vzpřímené poloze. Při úklonu

hlavy do strany otolity vlivem vektoru tíhového zrychlení prostupují endolymfou a začnou postupně ohýbat vlásky vláskovitých buněk umístěných v utrikulu.

Statické čidlo tedy reaguje na směr vektoru tíhového zrychlení. Díky statickému čidlu je mozek neustále informován o poloze hlavy v prostoru v tíhovém poli. Statické čidlo je také schopno reagovat na lineární zrychlení. Například při zrychlování v autě jsou aktivovány receptory přítomné v sakulu (jde o horizontální zrychlení) [5]. Při jízdě výtahem jsou naopak aktivovány receptory přítomné v utrikulu (jedná se o vertikální zrychlení) [5].



Obrázek 2 - princip funkce statického čidla a) hlava ve vzpřímené poloze b) hlava v předklonu [12]

2.2.2 Kinetické čidlo

Kinetické čidlo tvoří tři polokruhové kanálky. Nazývají se *canalis semicircularis anterior*, *posterior* a *lateralis* [7]. Tyto kanálky jsou na sebe navzájem kolmé. Složení jednotlivých kanálků je následně v mnohém podobné složení utrikulu a sakulu. V každém z nich jsou opět přítomny vláskovité buňky spolu s otolity. Při pohybu hlavy otolity opět prostupují endolymfou a ohýbají vláskovité buňky umístěné v jednotlivých polokruhovitých kanálcích.

Kinetické čidlo má schopnost reagovat na zrychlení úhlové [5]. Při rotačním pohybu hlavy se endolymfa společně s otolity snaží zachovat svou polohu a vzhledem k polokruhovitým kanálcům se tedy pohybuje proti směru rotace. Otolity při rotaci opět ohýbají vlásky vláskovitých buněk v polokruhovitých kanálcích a informace o dráždění těchto buněk neustále informují mozek, zda je hlava podrobena rotaci či nikoliv.

2.3 Poruchy vestibulárního systému

Poruchy vestibulárního systému se mohou projevovat jako celá řada příznaků, mezi symptomy však dominují pocity závratí, či ztráty rovnováhy [3]. Lidé trpící těmito potížemi své problémy popisují jako pocity rotace, houpání, tahu do jedné strany či například propadání se [3].

Příznaky špatné funkce vestibulárního systému se mohou velmi lišit v době trvání i intenzitě. Může jít o problémy trvající v řádů sekund až po potíže přetrvávající i několik dní. Intenzita potíží je taktéž velmi individuální. Může jít o potíže, které se vyskytují pouze při specifickém druhu pohybu postiženého, ale může se také jednat o potíže, které trápí nemocného i v absolutním klidu [3, 4].

Problémy s rovnováhou mohou dále souviset s onemocněními, která postihují řídicí a koordinační centra mozku. Může jít o ischemie a infarkty mozkového kmene, demyelinizační choroby nebo například o různé tumory mostomozečkového koutu [7]. Těmito onemocněními se zabývá především obor neurologie a lze je souhrnně označit jako centrální vestibulární syndrom.

V momentě, kdy je onemocněním zasažen přímo vestibulární systém se tato onemocnění souhrnně označují jako periferní vestibulární syndrom [3, 4]. Onemocnění, která spadají pod periferní vestibulární syndrom, je velmi mnoho. Následuje výčet těch nejznámějších.

2.3.1 Meniérova nemoc

Při této chorobě dochází k postižení endolymfatického saku, který je zodpovědný za resorpci endolymfy ve vnitřním uchu [3]. Endolymfa se hromadí, čímž dochází k namáhání membrány labyrintu a k jejímu následnému protržení. Endolymfa obsahuje nadbytek draslíku, který následně ovlivňuje funkci vestibulárního nervu. Příznaky jsou jak sluchového tak rovnovážného charakteru [3, 4]. Co se týče závratí, vyskytují se u Meniérovny nemoci typicky proměnlivé rotační závratě – postižený má pocit, že se „všechno kolem otáčí“. Ztrátu rovnováhy doplňuje počáteční nedoslýchavost, která postupně přechází v tinitus (šelest v uších) [3, 4, 7]. Meniérova nemoc se projevuje v záchvatech, které trvají od několika hodin až po několik dní. Během záchvatu se nemocnému podávají léky tlumící závratě a redukující množství endolymfy [3].

2.3.2 Vertigo

Vertigo se řadí mezi vůbec nejčastější příčiny závratí. Příčinou je zde poškození utrikulární makuly (povrchu utrikulu) [3, 5]. Je tedy zasaženo primárně statické čidlo vestibulárního systému. Toto poškození může vzniknout následkem traumatu na středním uchu nebo například infekcí labyrintu vnitřního ucha. Následkem je uvolnění částí buněk, které obsahují různé minerály – tzv. otokinií, do endolymfy [3, 4]. Tyto buňky následně při pohybu hlavou ovlivňují vláskové buňky, které vzniklé podráždění zaznamenávají a odesílají informace dále do mozku. To zapříčinuje vznik závratí. Typický je vznik rotačních závratí při pouze jedné určité poloze hlavy. Daná problematická poloha hlavy je u postiženého vždy stejná. Po změně police hlavy závrať povětšinou v řádu několika sekund vymizí. Závratě nejsou obvykle doprovázeny sluchovými problémy, jako jsou tinitus či nedoslýchavost [3].

Do periferního vestibulárního syndromu taktéž spadají veškerá poškození vnitřního ucha zapříčiněná traumatem – nejčastěji se jedná o fraktury kosti skalní [3, 4]. Dále sem patří závratě vzniklé následkem toxického poškození vnitřního ucha [3, 4]. Zde se převážně jedná o různá léčiva schopná difundovat do endolymfy a negativně ovlivňovat sluchovou a rovnovážnou funkci. Zhoršení funkce vestibulárního systému a následné závratě mohou mimo jiné způsobovat virové či bakteriální infekce šířící se z oblasti středního ucha při tzv. labyrintitida (zánětu středního ucha) [3].

2.4 Metody vyšetření vestibulárního systému

Při vyšetření vestibulárního systému se využívá tzv. vestibulo-okulárního reflexu. Vestibulo-okulární reflex zajišťuje stabilitu retinálního (sítnicového) obrazu tak, že při vychýlení hlavy je tento pohyb ihned kompenzován pohybem očí v opačném směru - nystagmem. Analýzou tohoto pohybu očí je tedy možno vyšetřit funkci vestibulárního systému [6]. Protisměrný pohyb očí může být ve třech směrech – v horizontální a vertikální rovině a také pohyb torzní (kolem osy procházející středem zornice).

2.4.1 Kalorické vyšetření

Kalorické vyšetření se provádí u vyšetřovaného v poloze vleže. Vyšetřovaný má rovněž hlavu předkloněnou o úhel 30 °, čímž je docíleno posunu jednoho z polokruhovitých kanálků do vertikální polohy. Tato poloha vyšetřovaného se odborně nazývá Brünningsova [2]. Následně je do zevního zvukovodu vstříkována voda o teplotě cca 30 °C [6]. Voda je do zevního zvukovodu nalévána pod dobu cca 15 s [6], následně je měřena doba nástupu nystagmu a také délka trvání vzniklého nystagmu. Výplachem je ovlivněn nejvíce laterální kanálek, který je

k bubínku nejbližší [7]. Následně se celý postup opakuje, tentokrát je ale použita voda o teplotě cca 44 °C [6]. Nejdříve je takto vyšetřováno každé ucho postupně, poté obě zároveň (jak studenou, tak teplou vodou). Při vstřikování studenější vody do zvukovodu je doba vzniklého nystagmu fyziologicky delší než při vstřikování teplejší vody – u vody o teplotě cca 30 °C je v literatuře uváděna doba trvání nystagmu fyziologicky kolem 110 s (+- 20 s) [6], u vody o teplotě cca 44 °C kolem 90 s (+-20 s) [6]. Stimulem pro vznik nystagmu při kalorimetrické zkoušce je vznik tepelného gradientu v endolymfě při výplachu zevního zvukovodu. Pro ověření funkce vestibulárního systému je však než absolutní doba trvání nystagmu podstatnější rozdíl doby trvání nystagmu při výplachu pravého a levého ucha [6]. Pokud se hodnoty liší o více jak 25 %, jde o rozdíl významný, v praxi však tato hodnota ještě stabilně nevypovídá o klinickém stavu pacienta [1, 6]. Při rozdílu v době trvání nystagmu mezi pravým a levým uchem větším než 50 % je obvykle klinický význam daleko větší [6]. Nutno zdůraznit, že nystagmus při tomto vyšetření vzniká fyziologicky i u lidí, kteří nemají poruchu funkce vestibulárního systému.

2.4.2 Vyšetření na rotačním křesle

Jak již bylo zmíněno v kapitole 2.1, je-li osoba vystavena rotaci, objevuje se nystagmus zcela fyziologicky. Nystagmus vznikající při rotaci se označuje jako perrotáční. Při rychlém zastavení rotace vzniká nystagmus rovněž – tentokrát se označuje jako postrotáční nystagmus. Těchto skutečností se využívá při vyšetření na rotačním křesle. Vyšetření na rotačním křesle se někdy také zkráceně označuje jako rotační test. Dnes už je využíváno velké množství typů rotačních testů – liší se zejména podle typu průběhu rychlostního stimulu. Dle toho se rotační testy rozdělují na zkoušky s lichoběžníkovým průběhem, zkoušky sinusové a také rotace s rychlostním stimulem složeným z předešlých dvou zmíněných typů [2].

Nejběžnější je dnes test se sinusovou rotací, kdy křeslo rotuje s frekvencí 0,05 Hz s přípustnou maximální úhlovou rychlostí 90 °/s [2]. Jde tedy o relativně nízkou rychlost otáčení, při které je možno v krátkém čase (do 20 s) vyšetřit perrotáční odpověď – vznik nystagmu při rotaci. Perrotáční nystagmus by měl následně fyziologicky vymizet nejpozději do dvou minut rotace s konstantní úhlovou rychlostí [6]. Po dvou minutách rotace je rotační křeslo náhle prudce zastaveno (obvykle s úhlovým zpomalením 150-200 °/s²) [2]. Zastavení opět vyvolá odpověď vestibulárního systému – postrotáční nystagmus. Následně se opakuje totéž vyšetření, ale tentokrát s vizuální supresí [6]. Pacient dostane pokyn fixovat světelný bod připevněný ke křeslu (tento bod se tedy otáčí společně s křeslem a pacientem). U zdravého pacienta obvykle nastává úplné potlačení vestibulo-okulární odpovědi – nystagmus

vymizí [6]. Pokud nystagmus u pacienta při této druhé části testu přetrvává, došlo pravděpodobně k různě vážnému poškození jeho flokulu a vestibulocentra [6]. Rotační test sice není stranově specifický, lze však otočit směr rotace a následně tím porovnávat změny ve vzniklém perrotčním nystagmu. Pokud se hodnoty liší o více než 30 %, lze to považovat za patologický stav, který svědčí o neúplné kompenzaci vestibulárního výpadku [6].

Vyšetřením na rotačním křesle je možno vyšetřit obě části vestibulárního systému (v pravém a levém vnitřním uchu) najednou, nebo také každou zvlášť [6]. O tom, jaká část systému bude testována, rozhoduje vybraná poloha osy otáčení. Provádí-li se rotace kolem osy těla pacienta, vzniklému úhlovému zrychlení jsou vystaveny obě části vestibulárního systému (bilaterální vyšetření). Posune-li se však osa otáčení křesla do vertikální osy levé či pravé části vestibulárního aparátu (to se zajistí posunutím křesla o 3,5 cm doleva nebo doprava), vystavena úhlovému zrychlení bude vždy pouze jedna část vestibulárního systému – ta, jejíž vertikální osa neleží v ose rotace. Toto vyšetření se následně nazývá unilaterální.

3 Cíle práce

- 1) Navrhnout 3 funkční algoritmy v prostředí MATLAB pro analýzu horizontálního a vertikálního pohybu oka během rotačního testu.
- 2) Na experimentálně naměřených datech alespoň 15 probandů provést časově-frekvenční analýzu horizontální a vertikální výchylky a zhodnotit jednotlivé typy algoritmů s ohledem na jejich časovou složitost.
- 3) Na základě časové složitosti algoritmů navrhnout jejich vhodnou kombinaci pro potřeby analýzy dlouhých záznamů.

4 Metody

V této kapitole je popsán způsob provedení rotačního testu, při kterém byl pořízen videozáznam pohybu očních bulbů jednotlivých probandů. Je zde také představena veškerá technika, která byla pro měření využita.

Dále jsou zde podrobně popsány použité metody k předzpracování snímků videa za účelem detekce středu oční zornice. Následně je zde věnována pozornost třem vybraným metodám, které jsem využil pro přesné určení pozice středu zornice.

4.1 Návrh experimentu

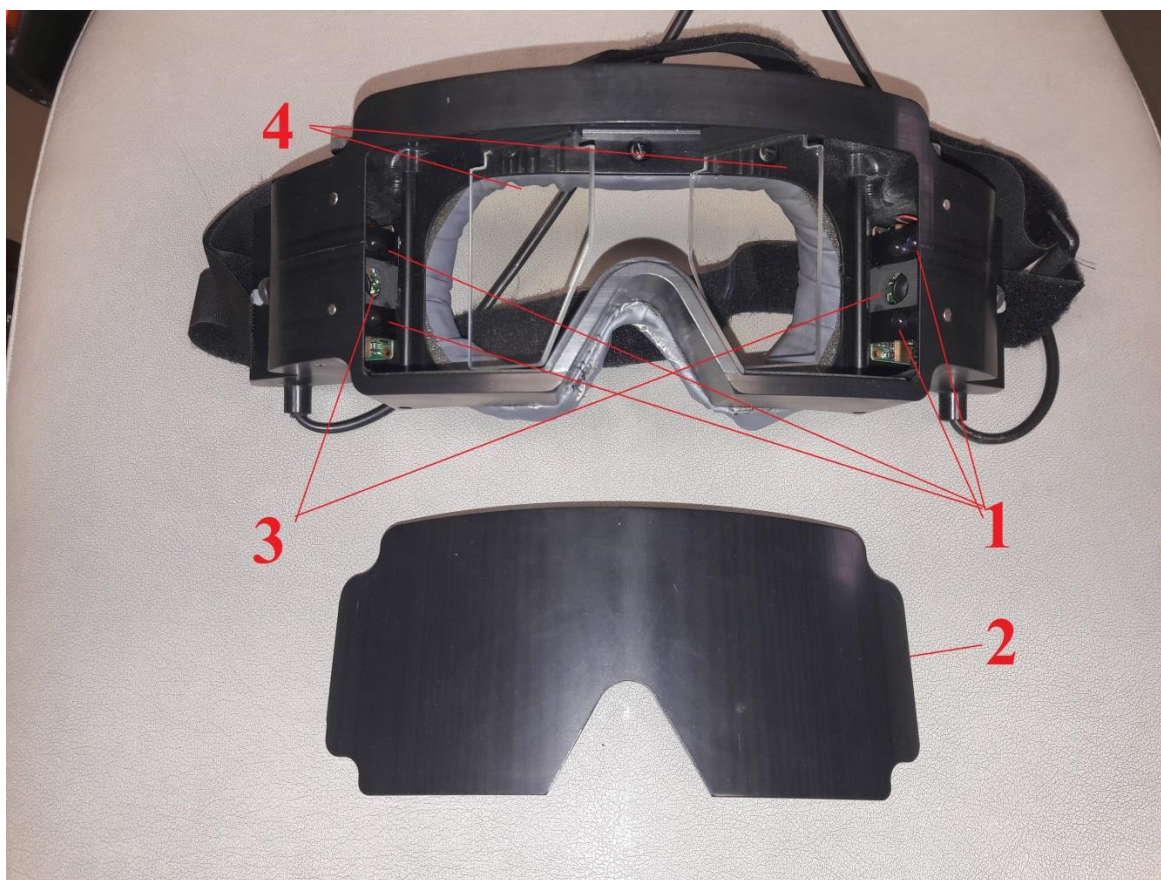
Experiment probíhal v prostorách neurologické kliniky 2. lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Motole. Při rotačním testu bylo využito rotační (Bárányho) křeslo *Ekida*, které je zobrazeno na obrázku 3. Během experimentu se prováděly u každého probanda celkem tři rotační testy – bilaterální vyšetření a následně dvakrát unilaterální vyšetření (pro levou a pravou část vestibulárního aparátu). Při unilaterálních vyšetřeních byla nejprve osa otáčení posunuta o 3,5 cm laterálně doprava od osy těla pacienta, poté o 3,5 cm laterálně doleva od osy těla pacienta. Rotační křeslo během všech testů zrychlovalo z klidu úhlovým zrychlením $5 \text{ }^\circ/\text{s}^2$ až na úhlovou rychlost $120 \text{ }^\circ/\text{s}$. Po dosažení této rychlosti takto křeslo konstantě rotovalo po dobu 120 s. Po uplynutí této doby křeslo náhle zpomalilo s úhlovým zrychlením $-200 \text{ }^\circ/\text{s}^2$ až do klidové pozice.



Obrázek 3 - rotační křeslo využité v experimentu

Během rotačního testu byl snímán pohyb očí pomocí speciálně upravených brýlí zobrazených na obrázku 4. Tyto brýle, podobné lyžařským, se skládají ze 4 základních částí. Krytka znemožňuje průchod paprsků do prostoru brýlí, čímž je zajištěna absolutní tma. Sada infračervených diod osvětluje odrazné plochy, které tyto infračervené paprsky odráží do prostoru očí (před začátkem každého měření bylo nutné nastavení těchto ploch upravit, abychom zajistili dobře viditelné oko na videozáznamu. Oči jsou následně snímány infračervenými analogovými kamerami (jedna pro každé oko) umístěnými v rámu brýlí, podobně jako diody. Brýle můžeme vidět na obrázku 4, detailně vyfocené diody a jednu z kamer na obrázku 5. Převod analogového signálu na digitální byl proveden s využitím AHD-videorekordéru *AHD-FD7904*. Frekvence snímků byla 25 snímků za sekundu.

Před začátkem každého měření bylo nutné provést kalibraci. Na zeď před probandem byly promítány střídavě se rozsvěčující světelné body, které měl proband bez pohybu hlavy zrakem fixovat. Kalibrace se prováděla jak v horizontálním, tak ve vertikálním směru. Kalibrace v horizontálním směru byla provedena v rozsahu -20° až $+20^\circ$, ve vertikálním v rozsahu -10° až $+10^\circ$. Kalibrace byla provedena z důvodu následného převedení pozice středu oční zornice z obrazových bodů (pixelů) na výchylku ve stupních.



Obrázek 4 - snímání brýle (1 - IR diody, 2 - stínící krytka, 3 - analogové IR kamery, 4 - odrazné plochy)



Obrázek 5 - detail na IR diody a analogovou IR kameru

4.1.1 Schválení experimentu etickou komisí a informovaný souhlas

Aby bylo možné měření na Neurologické klinice Fakultní nemocnice Motol provést, bylo nutné získat povolení od etické komise. Za tímto účelem jsem za asistence vedoucího své práce, Ing. Petra Volfa, vytvořil popis experimentu (viz příloha 2), který byl etické komisi zaslán na posouzení a následně schválen.

Po schválení experimentu etickou komisí (příloha 3 a 4) jsem vypracoval informovaný souhlas, který byl každému probandovi předložen před začátkem měření k pročetí (viz příloha 1). Tento dokument seznamuje dobrovolníka s cíli prováděného experimentu, předměty zkoumání a možnými riziky prováděného testu. V případě souhlasu probanda s experimentem byl tento dokument probandem podepsán a archivován. Veškerá naměřená experimentální data byla anonymizována.

4.1.2 Měřicí protokol

S ohledem na potřebu správného vyhodnocení a porovnání dat bylo nutné, aby zůstal postup při měření u každého testovaného probanda stejný. Pro zajištění neměnného postupu jsem navrhl následující měřicí protokol, v jehož souladu se postupovalo při každém měření.

Měřicí protokol

1. Probandovi je vysvětlen a předložen k pročetí informovaný souhlas, který jej seznamuje s cíli prováděného experimentu, předměty zkoumání a možnými riziky prováděného testu. V případě souhlasu probanda s experimentem byl tento dokument probandem podepsán a archivován.

2. Vyšetřovaný proband dostává přiděleno náhodné číslo, pod kterým budou jeho výsledky zaznamenány. Tím je dosaženo anonymity měření.
3. Proband je posazen na rotační (Bárányho) křeslo a zabezpečen bezpečnostním pásem.
4. Probandovi jsou nasazeny speciálně upravené brýle vybavené infračervenými diodami a dvěma kamerami (viz kapitola 2. 1), pomocí nichž jsou snímány jeho pohyby očí během následného rotačního testu.
5. Před začátkem každého měření provedena kalibrace brýlí za pomoci projekce bodů na stěně před probandem. Rozsah bodů je $\pm 10^\circ$ vertikálně a $\pm 20^\circ$ horizontálně.
6. Po kalibraci nastává první část měření. Rotační křeslo je nastaveno do polohy osy rotace těla. Následuje zrychlení křesla úhlovou rychlostí $5^\circ/\text{s}^2$ až na konstantní rychlost $120^\circ/\text{s}$. Po 2 minutách je rotační křeslo zrychlením $-200^\circ/\text{s}^2$ zastaveno do klidové polohy. Délka úseku tohoto měření je 2-3 minuty.
7. Následně nastává druhá část měření. Rotační křeslo je nastaveno do polohy vertikální osy levé části vestibulárního aparátu. Následný postup a doba měření je shodná jako v bodě 6.
8. V poslední části měření je rotační křeslo nastaveno do polohy vertikální osy pravé části vestibulárního aparátu. Následný postup a doba měření je opět shodná jako v bodech 6 a 7.
9. Po ukončení měření si proband za asistence sundá speciální brýle. Zároveň je zkontrolováno, zda je videozáznam pro vyhodnocení dat použitelný.

4.2 Detekce zornice ze snímků videa

Pro detekci nystagmu a jeho následnou analýzu bylo nutné pro každý snímek videa nejdříve určit střed zornice a její krajní body. Následující podkapitoly seznamují s mým postupem určení krajních bodů zornice.

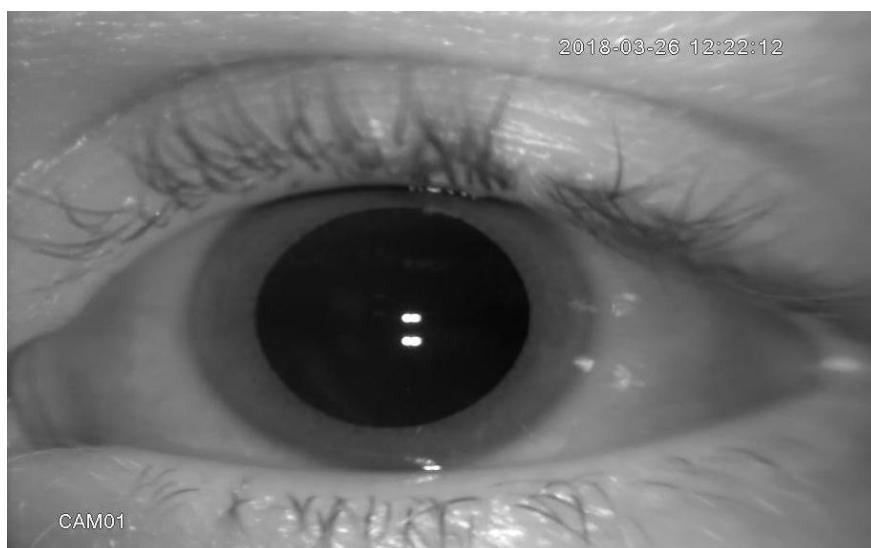
4.2.1 Metoda prahování

Základní myšlenka pro detekci zornice z jednotlivých snímků videa, ze které jsem ve své práci vycházel, byla, že zornice je na každém snímku videa (už převedeného do šedotónového formátu) oblast s nejmenšími hodnotami jasu (nejtmavší oblast snímku). Díky této úvaze bylo následně možné využít metodu prahování.

Metoda prahování spočívá v nastavení určité hodnoty jasu (prahu), kdy všechny pixely přítomné ve snímku s hodnotami jasu nižšími, než je určený práh, mají po aplikaci metody v matici obrázku přiřazenou logickou 0 – je jim přiřazena černá barva. Naopak všechny pixely přítomné v obrázku s vyšší hodnotou jasu než je stanovený práh, mají na výstupu přiřazenou logickou 1 – jsou bílé. Po aplikaci prahování tedy získáváme binární obrázek.

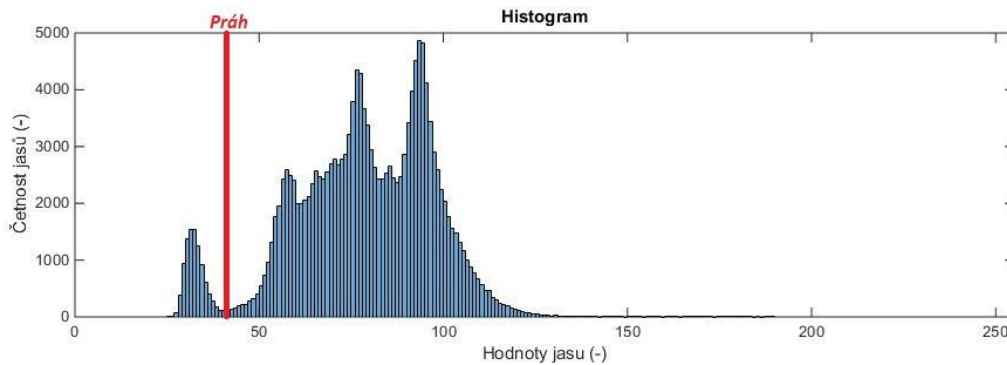
K prahování v prostředí Matlab slouží jedna ze základních funkcí Matlabu *im2bw.m*. Funkce vyžaduje na vstupu šedotónový obrázek a právě hodnotu prahu. Prah je reálné číslo v intervalu $<0;1>$. Jde o normovanou hodnotu, která je získána po složitých matematických operacích nepodstatných pro moji práci. Vhodnou hodnotu prahu jsem tedy volil s citem po pár pokusných aplikacích.

Následující obrázek 6 dokazuje, že v přítomném šedotónovém snímku je zornice skutečně nejtmaší oblast, čehož je následně využito v metodě prahování.



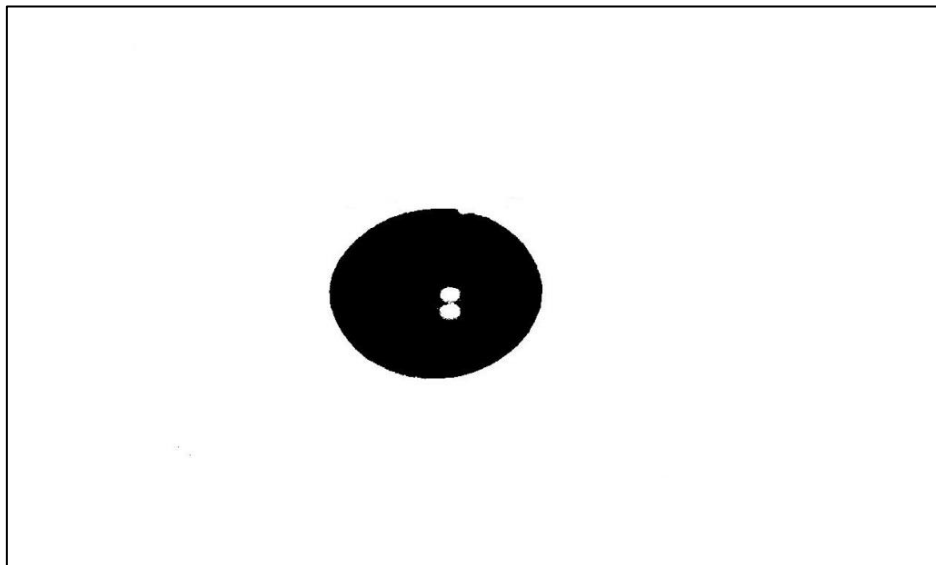
Obrázek 6 - ukázkový snímek videozáznamu proband 122

Princip metody prahování velmi dobře vystihuje následující obrázek histogramu (grafu vykreslující četnost jednotlivých jasů v obrázku – obrázek 7). Zvýrazněný práh rozhoduje, které pixely budou po prahování černé a které bílé.



Obrázek 7 - histogram obrázku 3

Na následujícím obrázku 8 je vidět snímek oka po aplikaci metody prahování (jako šedotónový snímek na vstupu byl využit obrázek 6). Jak je na obrázku 8 zřetelné, při použití metody prahování mi dělaly značné problémy odlesky infračervených diod na snímcích videa (viz obrázek 6). Tyto odrazy totiž zasahovaly do oblasti zornice a navíc měly hodnotu jasu vyšší, než byl stanovený práh. Z tohoto důvodu se na prahováním upraveném snímku objevily bílé „skvrny“.



Obrázek 8 - snímek po aplikaci metody prahování s nežádoucími odlesky IR diod

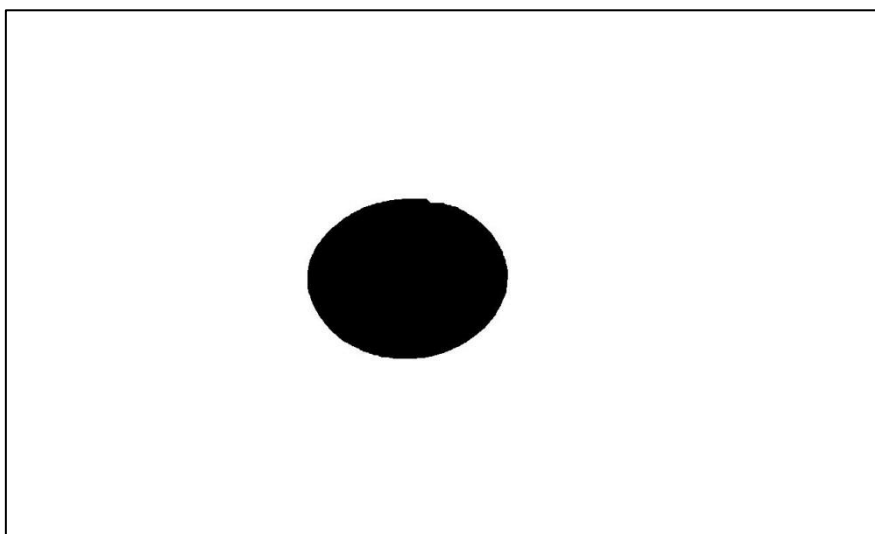
4.2.2 Odstranění odlesku infračervených diod ze snímku

Vzniklé odlesky infračervených diod vykreslující se do naprahaného snímku jako bílé „skvrny“ mi v mém následném postupu pro získání pozice krajních bodů zornice dělaly značné problémy. Z tohoto důvodu jsem se rozhodl využít další ze základních funkcí Matlabu *imerode.m* a *imdilate.m*.

Funkce *imerode.m* pracuje na principu, že do okolí černých pixelů, které jsou bezprostředně v kontaktu s bílým pixelem, dosadí černý pixel právě na místo těch bílých. Do jak širokého okolí a jakým způsobem jsou na místo bílých pixelů dosazeny černé, je možné zvolit pomocí další základní funkce Matlabu *strel.m*.

Tímto postupem jsem se sice zbavil bílých odlesků infračervených diod na snímku, nicméně černá oblast, která měla reprezentovat vlastní plochu zornice, se rozrostla, jak vyplývá z podstaty funkce *imerode.m*. Bylo tedy nutné nově vzniklou černou plochu zeštíhlit, aby opět reprezentovala pouze oblast na snímku, kde se zornice skutečně nacházela.

K tomu slouží další ze základních funkcí Matlabu *imdilate.m*, která dělá přesný opak funkce *imerode.m*. Do okolí bílých pixelů, které jsou bezprostředně v kontaktu s černým pixelem, dosadí bílý pixel právě na místo těch černých. Tímto postupem jsem se zbavil nežádoucího zvětšení plochy zornice. Samozřejmostí je, že při použití funkce *imdilate.m* jsem zachoval šířku okolí pro dosazení bílých pixelů stejnou jako při použití funkce *imerode.m*. K tomu jsem opět využil funkci *strel.m*. Tím jsem zajistil, že černá plocha na snímku skutečně odpovídá místu, kde se nacházela zornice.



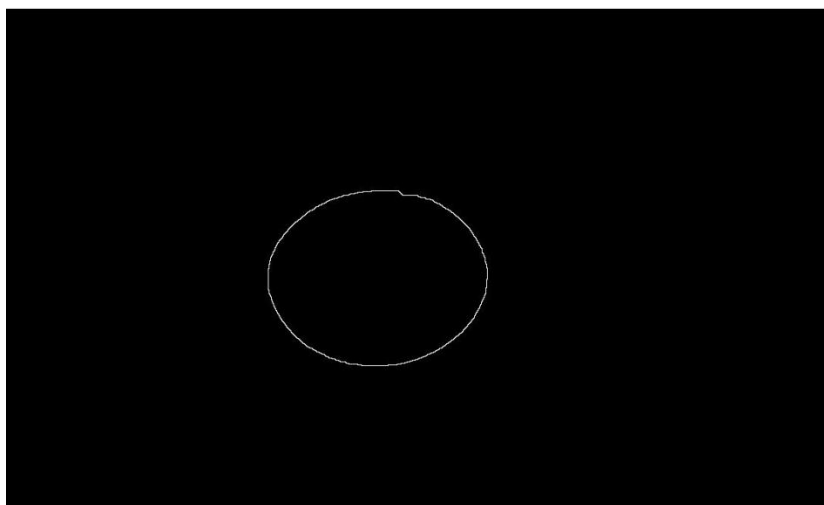
Obrázek 9 - snímek po odstranění nežádoucích "bílých skvrn"

4.2.3 Detekce hran zornice

Pro získání pozic krajních bodů zornice bylo nutné detekovat hrany zornice, kterou na snímku (zpracovaném po aplikaci metody prahování) reprezentovala černá plocha (shluk černých pixelů).

Pro detekci hran je v Matlabu základní funkce *edge.m*. Jeden z parametrů funkce *edge.m* je to, podle jaké metody budou hrany detekovány. Na výběr jsou 3 různé metody - Sobel, Prewitt, a Roberts. Tyto metody detekce hran se od sebe nejvýrazněji liší ve volbě konvoluční masky. Pro detekci hran obrazce se zaoblenými hranami (plocha zornice připomíná kružnici) je z nabízených variant nejvhodnější metoda Roberts. Tuto metodu jsem rovněž pro detekci hran zornice zvolil.

Následující obrázek 10 představuje snímek po aplikaci metody prahování a po detekci hran metodou Roberts.



Obrázek 10 - obrys zornice

Pro celkový proces použité metody prahování a detekce hran zornice jsem v Matlabu vytvořil funkci *obrys_zornice.m*, která jako vstupní veličiny požaduje snímek oka, práh pro metodu prahování a také šířku okolí náhrady bílých pixelů černými (viz kapitola 4.2.2). Jako výstup, funkce *obrys_zornice.m* poskytne matici, kde je černé pozadí (v matici reprezentováno logickými nulami) doplněno bílým obrysem (reprezentovaným logickými jedničkami) zornice (viz obrázek 10).

4.2.4 Určení pozice krajních bodů zornice

Pro určení pozice krajních bodů zornice jsem v Matlabu naimplementoval funkci *okraje_zornice.m*. Tato funkce využívá toho, že matice, kde je vykreslen obrys zornice, obsahuje pouze logické 1 a logické 0 (logické 1 reprezentují bílé hrany zornice, 0 černé pozadí). Funkce tedy hledá pozice přítomných logických 1 v obrázku. Tyto pozice jsou následně ukládány do dalších matic. Jedna matice obsahuje pozice řádků, kde je přítomná

logická 1 a s ní souvisí i matice druhá, kde jsou uloženy pozice sloupců logických 1. Získávám tedy x-y pozice všech pixelů reprezentujících obrys zornice.

Vstupem pro tuto funkci je tedy pouze matice obsahující černé pozadí a bílý obrys zornice. Výstupem jsou dvě matice, které obsahují x-y pozice krajních bodů zornice. Třetí výstup této funkce je ještě přibližný odhad poloměru zornice. Jedná se však o pouze velmi jednoduchý výpočet, který od sebe odečte pozice bílých pixelů na snímku nejvíce vlevo a vpravo. Obrys zornice však není dokonalá kružnice, tudíž je odhad poloměru při tomto postupu jen velmi orientační.

4.3 Detekce středu zornice

Následující kapitola seznamuje se třemi metodami, které jsem ve své práci využil pro detekci středu zornice na jednotlivých snímcích videa. Detekci středu zornice na každém snímku bylo nutné provést, jelikož díky ní jsem mohl následně analyzovat výchylku oka a případný nystagmus. Pro detekci středu jsem využil metody Houghovy transformace, fitování elipsy a COM („center of mass“).

4.3.1 Houghova transformace

Houghova transformace je metoda pro určení středu různých obrazců. Jde o velmi robustní metodu, se kterou přišel v roce 1962 matematik Paul Hough [10]. Houghova transformace byla původně navržena k detekci přímek a úseček, může být však také vhodná k detekci různých obrazců (například kružnice) [8, 9, 10]. Kruhová Houghova transformace může být mimo jiné využita k určení poloměru zornice a také jejího středu [8, 9].

Největší výhodou v určení středu pomocí Houghovy transformace je její robustnost. Lze ji totiž využít i na obrazce, které nemají zcela pravidelné tvary, nebo které mají přerušené hrany [9]. Toho jsem využil v okamžiku, kdy vyšetřovaná osoba na rotačním křesle mrkla a na snímku nebyla viditelná celá zornice. Houghova transformace byla i v tomto případě dobře využitelná a detekovala střed zornice správně.

Jelikož má zornice tvar velmi podobný kružnici, hledám na snímku obrysu zornice (viz kapitola 4. 2. 3) kružnici. Pro detekci středu uvažované kružnice (zornice) je nutno vynášet tzv. Houghovy kružnice. Kružnice má v analytické geometrii středovou rovnici:

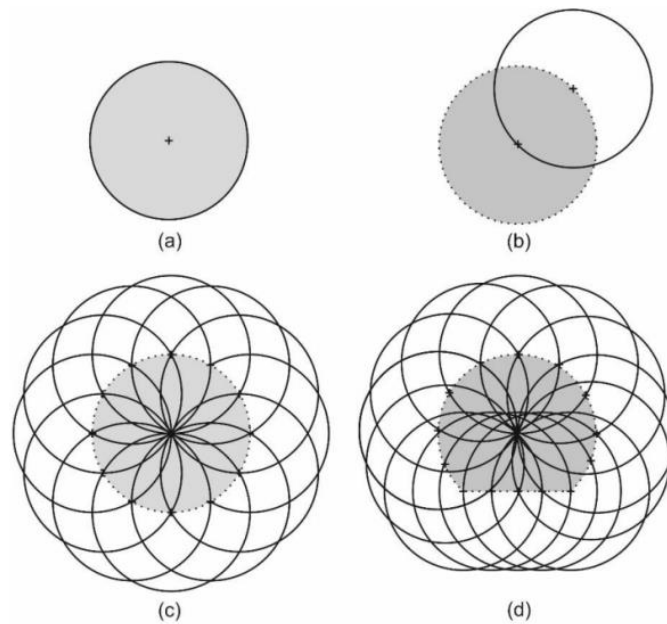
$$(x - m)^2 + (y + n)^2 = r^2 \quad (1)$$

kde x , y jsou souřadnice všech bodů kružnice, m , n jsou souřadnice středu a r je velikost poloměru kružnice.

Princip aplikace Houghovy transformace je následovný. Ze získaného snímku obrysu oční zornice jsou z každého bodu obrysu (každý bod obrysu představuje střed) vyneseny Houghovy kružnice. Zde je využito funkce *okraje_zornice.m*, díky které jsou v maticích uloženy pozice všech bodů obrysu zornice. Jelikož neznám přesný poloměr zornice, v prvním kroku vynáším Houghovy kružnice o velmi malém poloměru. Získáváme tedy množinu Houghových kružnic, které se více či méně protínají. Tuto množinu Houghových kružnic uložíme do předpřipravené trojrozměrné matice (nazvu ji například Houghova) o rozměrech x , y , z , do pozice $z = 1$. V tomto okamžiku máme tzv. dvoudimenzionální Houghův prostor [8].

V následujícím kroku celý postup zopakujeme, tentokrát však poloměr vynášených Houghových kružnic zvětšíme o zvolenou hodnotu. Množinu Houghových kružnic jsou uloženy do Houghovy matice, tentokrát však na pozici $z = 2$. Jelikož má Houghova matice nyní rozměr $z > 1$, nacházíme se nyní v třídimeznionálním Houghově prostoru [10]. Postupným opakováním předešlého postupu pouze zvyšujeme počet použitých poloměrů Houghových kružnic, které jsou pokaždé uloženy do rozměru z Houghovy matice. Tím docílíme přesnějšího určení středu a poloměru zornice.

Máme tedy Houghovu trojrozměrnou matici o rozměrech x , y , z , kde jsou za sebou postupně uloženy dvojrozměrné matice obsahující množiny Houghových kružnic pokaždé o jiné velikosti poloměru, který reprezentuje proměnná z .



Obrázek 11 - princip Houghovy transformace (a) kruh představující např. oční zornici (b) Houghova kružnice se správnou velikostí poloměru (c) množina Houghových kružnic (d) robustnost metody- vliv neúplnosti zornice [8]

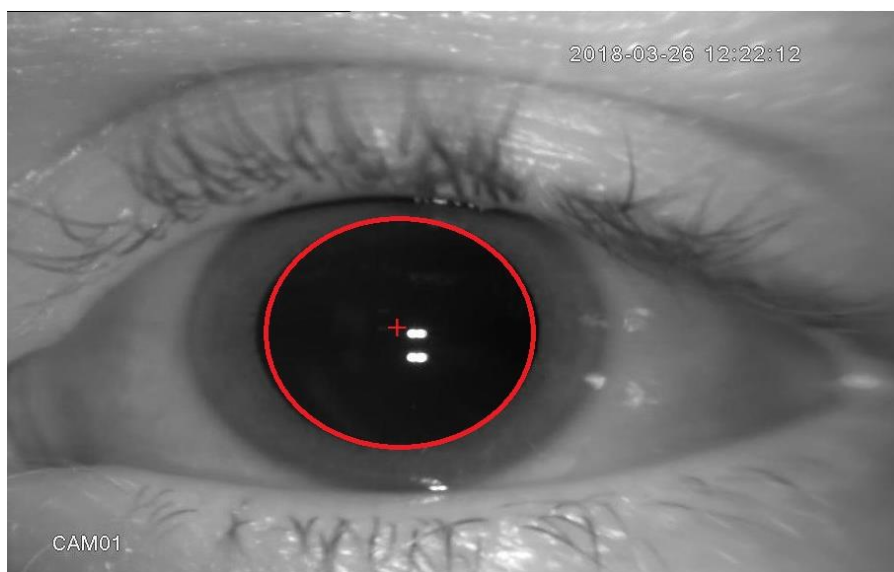
Zjištění pozice středu a poloměru zornice je poté již jednoduché. V každé matici množiny Houghových kružnic (pro každou hodnotu proměnné z Houghovy matice) se tyto kružnice více či méně protínají. Je nutné nalézt nejčastější průsečík Houghových kružnic pro každý vynesení poloměr. Po nalezení těchto bodů je v posledním kroku nutné tyto hodnoty porovnat a najít mezi nimi absolutní maximum.

Bod, ve kterém leží absolutní maximum, je středem zornice a hodnota proměnné z , ve které se tento bod v Houghově matici nacházel, je velikost poloměru zornice.

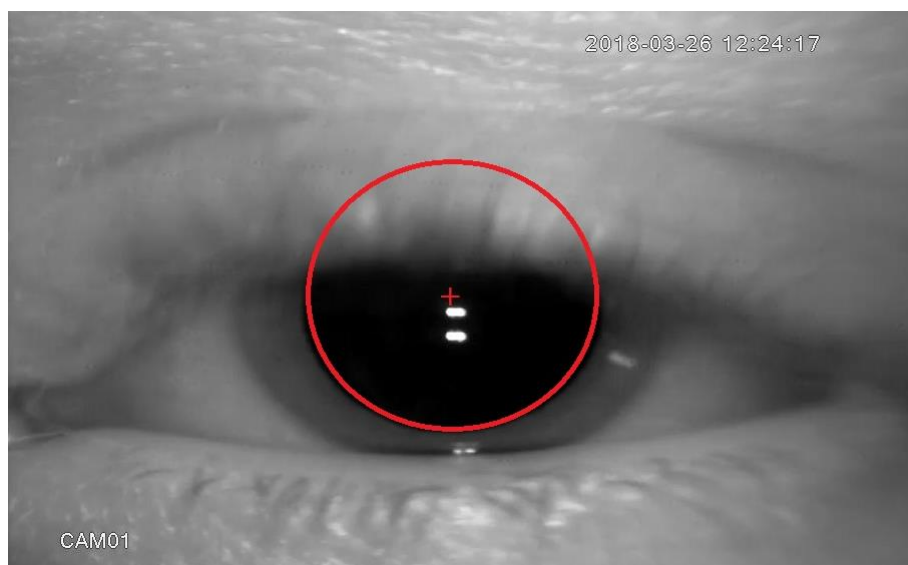
Pro provedení Houghovy transformace v prostředí Matlab jsem navrhl funkci *nalez_stredul.m*. Tato funkce postupuje přesně podle popsaného principu Houghovy transformace. Na vstupu funkce vyžaduje matici obrysu zornice a matice pozic krajních bodů zornice – následně středů Houghových kružnic (jedna matice reprezentuje pozice řádků a druhá k nim ekvivalentních sloupců). Na výstupu funkce vypíše x , y pozici středu zornice na snímku a velikost poloměru zornice.

Pro ověření správnosti a přesnosti detekce středu oční zornice pomocí navržených algoritmů jsem v prostředí Matlab provedl kontrolu. Na obrázku 12 je zachycen vypočítaný střed (zvýrazněn červeným křížem) zornice pomocí navržené funkce *nalez_stredul.m*, která využívá Houghovy transformace. Do obrázku 12 je také vykreslena kružnice o poloměru vypočteném rovněž pomocí funkce *nalez_stredul.m*.

Na obrázku 13 je ověřena správnost a přesnost detekce středu zornice pomocí funkce *nalez_stredul.m* při částečném mrknutí osoby vyšetřované na rotačním křesle (při neúplnosti oční zornice) – je zde tedy otestována robustnost metody.



Obrázek 12 - ukázka detekce středu pomocí Houghovy transformace



Obrázek 13 – detekce středu při částečném zakrytí zornice

4.3.2 Fitování elipsy

V průběhu videozáznamu dochází k vychýlení oka a společně s ním i zornice mimo centrální osu snímací kamery. Během tohoto vychýlení dochází z pohledu kamery ke změně kruhového tvaru zornice na tvar elipsovité. Změna kruhového tvaru zornice na elipsovité je nejvíce patrná při větších vychýlkách oka ze středové polohy. Z tohoto důvodu je vhodné na snímcích videozáznamu hledat a detekovat právě elipsu reprezentující hranice zornice. Při provedené

detekci elipsy je následně možné výpočtem určit souřadnice jejího středu a tím i středu zornice.

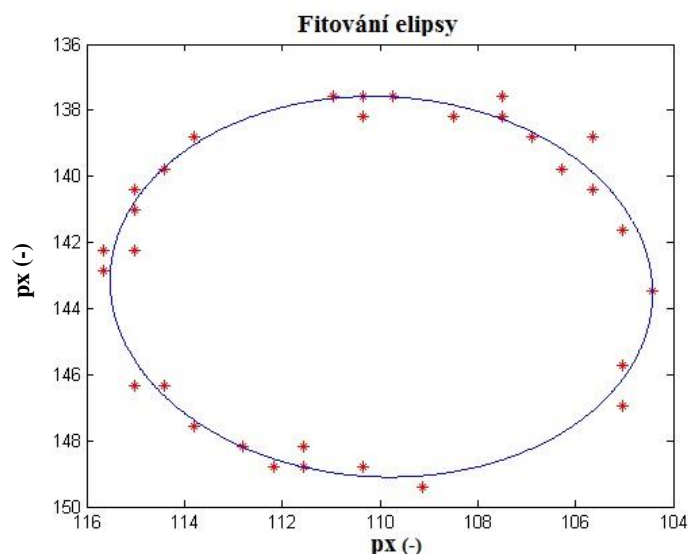
Rovněž by bylo možné na snímcích detekovat kružnici, to by však bylo vhodné pouze tehdy, pokud by byla zornice ve středové poloze, což vzhledem k předpokládanému výskytu nystagmu není vhodná metoda.

Metoda fitování elipsy je založena na naitování elipsy hraničním bodům detekované zornice. K co nejpřesnějšímu naitování elipsy je využita metoda nejmenších čtverců [15, 16].

V analytické geometrii lze obecnou rovnici elipsy vyjádřit následovně:

$$Q(x, y) = Ax^2 + Bxy + Cy^2 + Dx + Ey + F = 0 \quad (2)$$

Aplikace metody nejmenších čtverců v tomto případě znamená, že proložíme-li elipsu n hranovým bodům zornice, je snaha mít sumu kvadrátů vzdáleností hranových bodů S od naitované elipsy co nejmenší [15].



Obrázek 14 - princip metody fitování elipsy [15]

Sumu kvadrátů S lze vyjádřit následovně:

$$S = \sum_{i=1}^n Q(x_i, y_i)^2, \quad (3)$$

kde $Q(x_i, y_i)$ je algebraická vzdálenost hranového bodu zornice od elipsy. Je nutné se vyhnout triviálnímu řešení, a tudíž rovnici elipsy $Q(x, y)$ normalizovat [16]. Využitou metodou normalizace je v mém případě nastavení parametr $F = 1$ [16].

Následně je nutné vypočítat parciální derivace jednotlivých parametrů rovnice elipsy a položit je rovny nule. Tímto způsobem je dosaženo zisku pěti rovnic o pěti neznámých parametrech s minimální velikostí sumy kvadrátů vzdálenosti hranových bodů S [16]:

$$\frac{\partial S}{\partial A} = \sum_{i=1}^n 2x_i^2(Ax_i^2 + Bx_iy_i + Cy_i^2 + Dx_i + Ey_i + 1) = 0 \quad (4)$$

$$\frac{\partial S}{\partial B} = \sum_{i=1}^n 2x_iy_i(Ax_i^2 + Bx_iy_i + Cy_i^2 + Dx_i + Ey_i + 1) = 0 \quad (5)$$

$$\frac{\partial S}{\partial C} = \sum_{i=1}^n 2y_i^2(Ax_i^2 + Bx_iy_i + Cy_i^2 + Dx_i + Ey_i + 1) = 0 \quad (6)$$

$$\frac{\partial S}{\partial D} = \sum_{i=1}^n 2x_i(Ax_i^2 + Bx_iy_i + Cy_i^2 + Dx_i + Ey_i + 1) = 0 \quad (7)$$

$$\frac{\partial S}{\partial E} = \sum_{i=1}^n 2y_i(Ax_i^2 + Bx_iy_i + Cy_i^2 + Dx_i + Ey_i + 1) = 0 \quad (8)$$

Tuto metodu v mém algoritmu zprostředkovává naimplementovaná funkce *fitovani_elipsy.m*. Tato funkce používá výše popsanou metodu nejmenších čtverců. Na vstupu tato funkce vyžaduje matici o dvou sloupcích, ve které první sloupec reprezentuje x-souřadnice hranových bodů detekované zornice a druhý sloupec k nim ekvivalentní y-souřadnice detekovaných hranových bodů. K detekci hranových bodů zornice je naprosto stejně jako v případě metody využívající Houghovu transformaci použita metoda prahování a následně pomocí navržené funkce *okraje_zornice.m* jsou detekovány hranové body zornice.

Výstupem funkce *fitovani_elipy.m* jsou parametry A , B , C , D , E z výše popsané obecné rovnice elipsy.

Pro následné určení pozice středu elipsy je využito vzorce pro výpočet souřadnic středu, při známém tvaru obecné rovnice elipsy.

$$x_c = \frac{BE-2CD}{4AC-B^2} \quad (9)$$

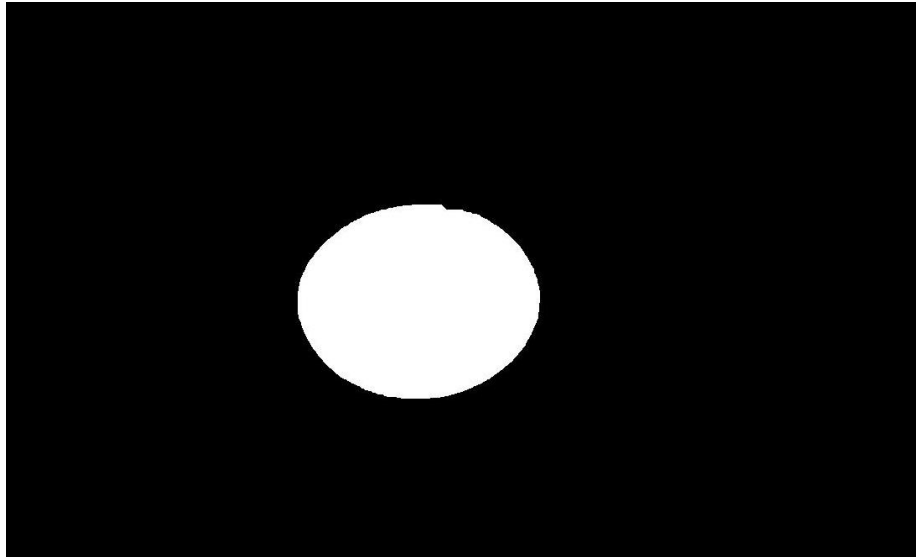
$$y_c = \frac{DB-2AE}{4AC-B^2} \quad (10)$$

4.3.3 Center of mass

Detekce středu pomocí metody center of mass je z hlediska vytvoření algoritmu nejméně náročná. Pro detekci středu pomocí této metody jsem využil jednu ze základních funkcí Matlabu *regionprops.m*. Tato funkce vyžaduje na vstupu binární obrázek a při zadání druhého

parametru „centroid“ vypíše x, y souřadnice středu bílých ploch na obrázku (v binární matici reprezentovaných logickými 1).

V mém případě reprezentoval binární obrázek na vstupu funkce *regionprops.m* obrázek plochy zornice po odstranění odlesku infračervených diod. Pro získání takového snímku jsem v prostředí Matlab naimplementoval funkci *plocha_zornice.m*, která na vstupu vyžaduje snímek oka z videozáznamu, práh pro metodu prahování (viz kapitola 4.2.1) a velikost oblasti eroze – šířku okolí náhrady bílých pixelů černými (viz kapitola 4.2.2). Jelikož ale funkce *regionprops.m* automaticky vypočítává souřadnice středu bílých ploch v matici (logických 1) a pokud by funkce *plocha_zornice.m* zůstala pouze v takovémto tvaru, plochu zornice by zobrazila jako černou (reprezentovanou logickými 0), je nutné výstup funkce *plocha_zornice.m* zobrazit v negativu. Pro tuto operaci jsem využil jednu z dalších základních funkcí Matlabu *imcomplement.m*, která v binární matici zamění logické 1 za logické 0 a naopak. Tuto operaci jsem rovněž zapracoval do naimplementované *plocha_zornice.m*. Výstup funkce pro ukázkový snímek videozáznamu je zachycen na obrázku 15. Snímek na obrázku 15 již následně putuje na vstup finální funkce pro metodu center of mass, který detekuje pozici středu - *regionprops.m*.



Obrázek 15 - výstup funkce *plocha_zornice.m*

4.4 Detekce mrknutí

Navržená funkce pro detekci středu zornice *nalez_stredul.m*, která využívá Houghovy transformace, je velmi robustní a je schopna správně detekovat střed zornice, i když je částečně zakrytá očním víčkem. Pokud však víčko zakrývá zornici více, než je určitá mez, i

metoda využívající Houghovy transformace selhává. V tomto okamžiku bylo nutné mrknutí detekovat, střed u tohoto snímku neurčovat a pokračovat k analýze dalšího snímku videozáznamu.

Pro analýzu, jak moc je zornice na jednotlivých snímcích zakryta víčkem, jsem navrhl následující postup. Uživatel si na začátku zvolí libovolnou pětisekundovou část rotačního vyšetření, přičemž do předpřipraveného skriptu zadá čas začátku a konce tohoto úseku v sekundách. Každý snímek v tomto časovém úseku videozáznamu je následně poslán na vstup funkce *plocha_zornice.m*.

Princip navržené funkce *plocha_zornice.m* byl popsán v kapitole 4.3.3. Jelikož na výstupu této funkce je oblast zornice reprezentována bílou plochou (v matici má každý pixel hodnotu 1), je možné tyto pixely pro každý snímek posčítat a uložit do vektoru *pocet_pixelu_celkemVektor*, ve kterém je uložen počet bílých pixelů pro každý ze všech 125 snímků zvoleného pětisekundového úseku záznamu (5 sekund videozáznamu = 125 snímků). Je vysoká, že minimálně na jednom z těchto snímků bude zornice celistvá a víčkem nezakryta. Následně je vyhledáno maximum tohoto vektoru, které představuje snímek, na kterém zornice zabírá největší plochu. Tato hodnota je poté uložena do proměnné *pocet_pixelu_celkem*. Tímto získáme představu o ploše, kterou zornice, když je zcela nezakrytá víčkem, zabírá.

Tímto procesem následně prochází každý snímek videozáznamu s rozdílem, že bílé pixely jsou posčítány a uloženy do proměnné *pocet_pixelu*, která je poté vydělena proměnnou *pocet_pixelu_celkem*. Tímto získáváme hodnotu proměnné *otevrenost*, která signalizuje míru zakrytí zornice víčkem. Blíží-li se hodnota proměnné *otevrenost* jedné, znamená to, že víčko vůbec nebo téměř zornici nezakrývá. Naopak, čím nižší je hodnota proměnné *otevrenost*, tím více je zornice zakryta. Po pár pokusných aplikacích nejrobustnější z metod pro detekci středu zornice, metody využívající Houghovu transformaci, bylo zjištěno, že i tato metoda určuje střed zornice nepřesně, pokud se hodnota proměnné *otevrenost* pohybuje pod 0,4 (cca 60% zakrytí zornice víčkem). Pokud tedy tato hodnota klesne pod 0,4, je na snímku detekováno mrknutí a střed zornice určován není. Jako souřadnice středu na tomto snímku jsou označeny souřadnice detekovaného středu z předchozího snímku.

4.5 Detekce změn mezi snímky

Jelikož je snímkovací frekvence videozáznamu poměrně vysoká (25 snímků/s) a po první hrubé analýze výchyly oka bylo shledáno, že v mnoha případech se pozice středu zornice ve dvou následujících snímcích neliší, byla vytvořena metoda, která rozdíl každých dvou následujících snímků vyhodnotí a analýzu záznamu značně urychlí.

Tato metoda zjednodušeně řečeno analyzuje, jak se od sebe liší každé dva následující snímky videozáznamu a pokud změna není výrazná, doporučí detekci středu zornice neprovádět a za střed označí souřadnice, které byly určeny na předchozím snímku.

Metoda začíná načtením dvou po sobě jdoucích snímků videozáznamu. Následně je na oba tyto snímky použita funkce *plocha_zornice.m* (viz kapitola 4.3.3). Oba snímky jsou poté sečteny. Z podstaty funkce *plocha_zornice.m* vyplývá, že po sečtení je získána matice, kde hodnoty 2 odpovídají pixelům, kde se zornice na obou snímcích překrývají. Hodnoty 1 naopak odpovídají pixelům v místě, kde se zornice nepřekrývají. Následná lokalizace přítomných 2 a jejich suma představuje plochu zornice, která se na snímcích překrývá. Analogicky lokalizace a suma 1 v matici představuje plochu zornice, která se na snímcích nepřekrývá. Následně je dán do podílu počet překrývajících se pixelů vydělený počtem všech pixelů (překrývajících i nepřekrývajících se). Tento podíl je uložen do proměnné *pohyb_zornice*. Proměnná *pohyb_zornice* je reálné číslo v intervalu $<0;1>$, přičemž čím více se blíží jedné, tím více jsou si oba snímky podobné.

4.6 Kombinace metod

Pro analýzu celého videozáznamu byl vytvořen skript *zpracovani_vidoa_finale.m*, který byl sestaven jakožto vhodná kombinace popsanych metod v kapitolách 4.2 - 4.5.

4.6.1 Příprava videozáznamu na analýzu výchyly očí

Skript začíná načtením analyzovaného videa do Matlabu. Jak bylo zmíněno v kapitole 4.4, proces analýzy začíná automatickým výběrem snímku, na kterém zornice není zakrývána víčkem. Algoritmem je následně z tohoto snímku vypočtena přibližná plocha nezastíněné zornice.

Následně uživatel stanoví v sekundách čas videa, ve kterém chce zahájit a ukončit analýzu výchyly oka v čase. To je velmi výhodné v případě, pokud video dosud nebylo nijak upraveno – např. nebyly vystřiženy snímky, kdy rotační vyšetření ještě neprobíhá apod.

4.6.2 První snímek

Po nastavení času začátku analýzy videozáznamu přichází na řadu detekce středu zornice na prvním snímku. Algoritmus prvotně ověří, zda na tomto pilotním snímku není oblast zornice příliš zakrývána víčkem (viz detekce mrknutí – kapitola 4.4). Pokud mrknutí detekováno není, algoritmus přistoupí k detekci středu zornice metodou nejrobustnější – pomocí metody využívající Houghovu transformaci.

4.6.3 Následující snímky

Po analýze prvního snímku začne algoritmus využívat metody detekce změn mezi snímky popsané v kapitole 4.5. Pokud je hodnota výstupní proměnné této metody, *pohyb_zornice*, vyšší nebo rovna 0,995, algoritmus vyhodnotí, že se dva po sobě jdoucí snímky téměř neliší a za souřadnice středu zornice na tomto snímku dosadí souřadnice středu na snímku předešlém. Tímto je dosaženo značného urychlení analýzy celého videozáznamu. Tento mechanismus metody detekce změn mezi snímky se využívá vždy, kromě každého desátého snímku videozáznamu, kde je střed zornice přesto určován jednou z navržených metod detekce středu. Tímto způsobem je zabráněno nepřesnostem, které by mohly vzniknout, pokud by byl pohyb očí probanda na záznamu velmi pomalý.

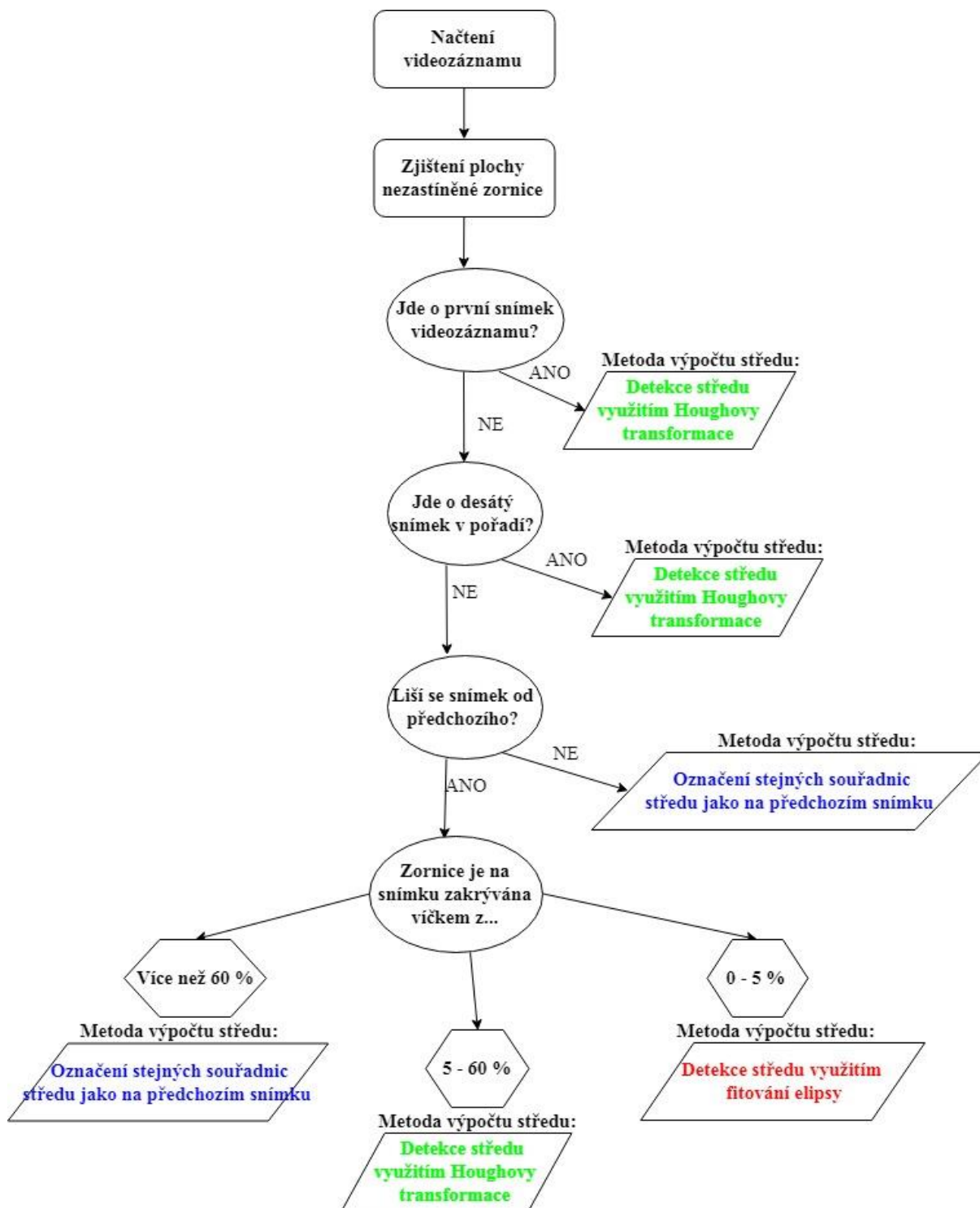
Pokud je hodnota proměnné *pohyb_zornice* nižší než 0,995, algoritmus vyhodnotí, že se dva následující snímky od sebe liší a je přistoupeno k detekci středu zornice jednou z navržených metod.

Nejprve algoritmus analyzuje, jak velká část zornice je na snímku viditelná. Na to je opět využito metody detekce mrknutí (kapitola 4.4). Pokud je hodnota výstupní proměnné této metody, *otevrenost*, vyšší než 0,95, zornice je na snímku vyhodnocena jako celistvá a pro detekci středu je zvolena metoda využívající fitování elipsy.

Pokud se hodnota proměnné *otevrenost* pohybuje v uzavřeném intervalu $\langle 0,4;0,95 \rangle$, zornice je na tomto snímku vyhodnocena jako napůl zakrytá a pro detekci středu je využita metoda robustnější – metoda využívající Houghovy transformace.

Je-li hodnota proměnné *otevrenost* nižší než 0,4, algoritmus detekuje na snímku mrknutí, střed zornice určován není a algoritmus pokračuje k analýze dalšího snímku. Jako souřadnice středu na tomto snímku jsou označeny souřadnice detekovaného středu z předchozího snímku.

Následující obrázek 16 zachycuje celý mechanismus zpracování videozáznamu v blokovém schématu.

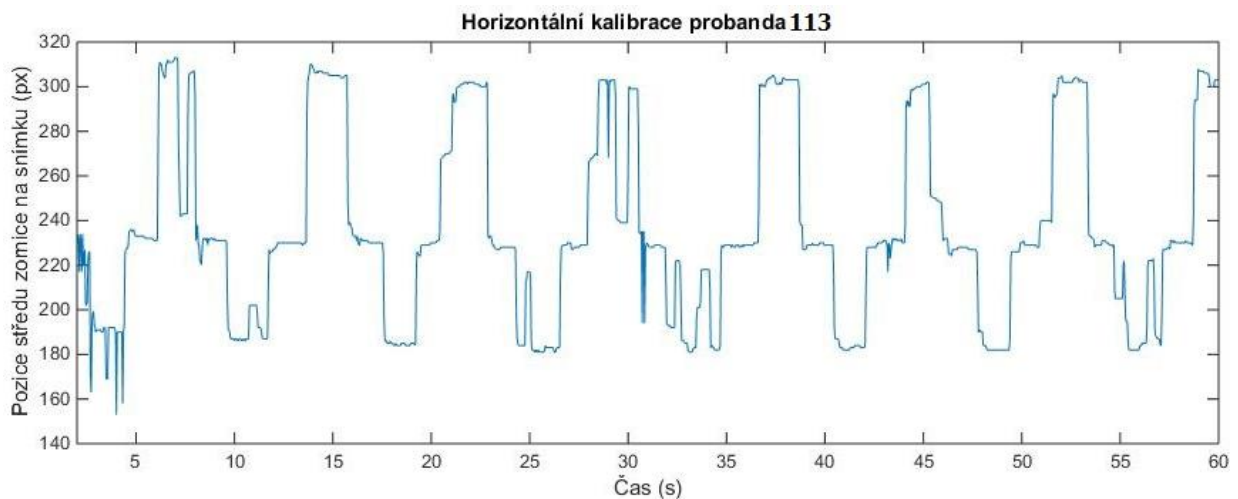


Obrázek 16 - blokové schéma zpracování záznamu rotačního vyšetření

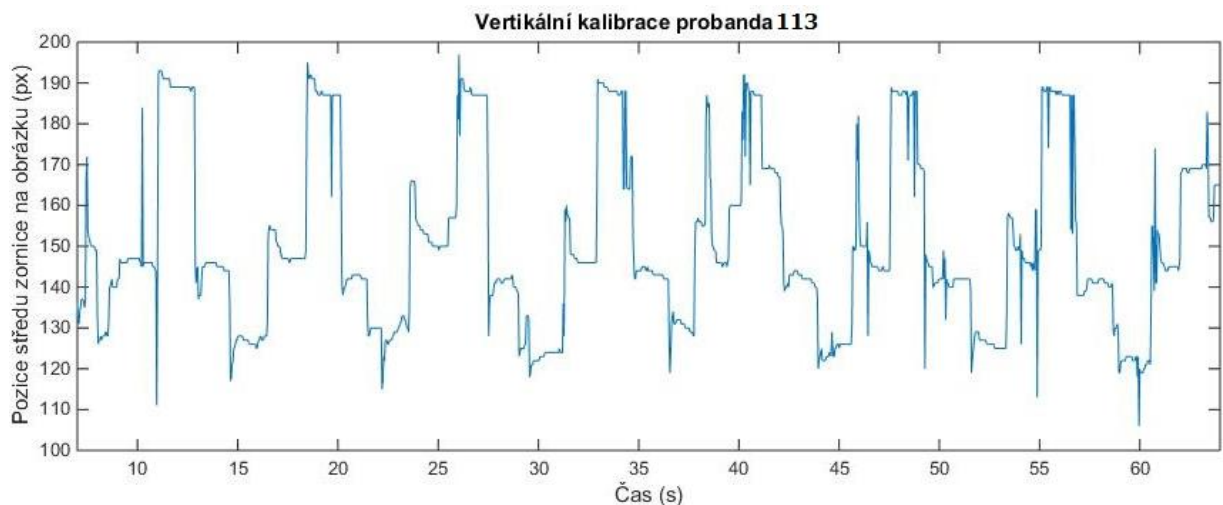
4.7 Kalibrace

Jelikož byly při analýze na jednotlivých snímcích získány souřadnice pozice středu zornice v obrazových bodech (pixelech), bylo nutné z těchto dat získat výchylku oka ve stupních. Pro tuto potřebu byla využita kalibrace. Proces kalibrace byl popsán v kapitole 4.1.

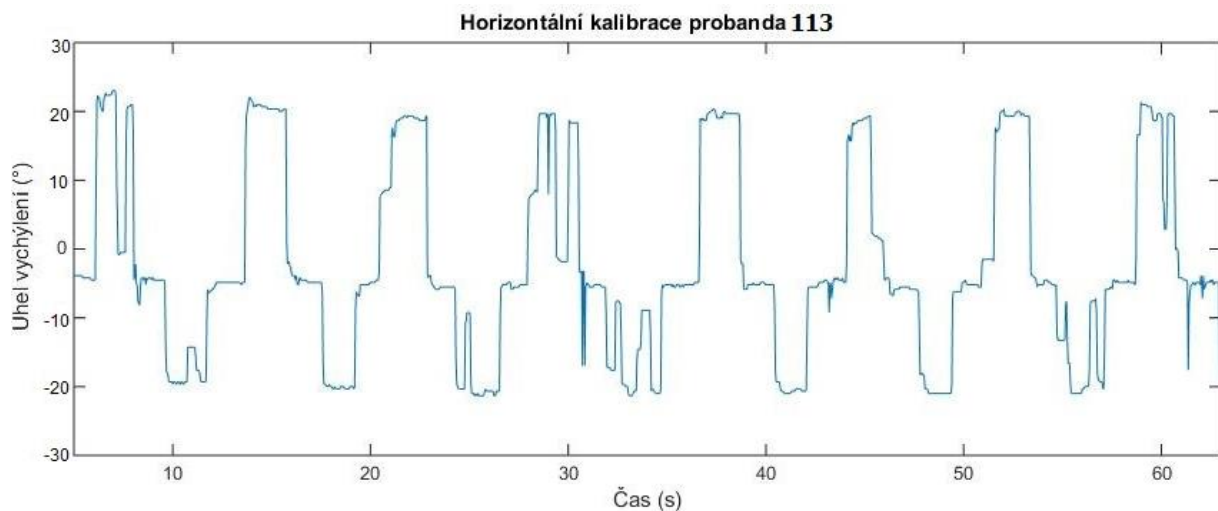
Pro převedení výchylky oka v obrazových bodech na výchylku ve stupních byla odečtena souřadnice pozice středu zornice v době, kdy během kalibrace proband fixoval zrak na krajní kalibrační mez (při vertikální kalibraci v rozsahu -10° až $+10^\circ$, v horizontální -20° až $+20^\circ$). Jelikož však tyto souřadnice pozice středu zornice nebyly při všech fixacích na tyto body totožné (proband fixoval krajní body při kalibraci každý celkem osmkrát), pro každou krajní mez byla jako konečná souřadnice pozice středu zornice označena hodnota aritmetického průměru těchto pozic. Převod ostatních souřadnic, které neležely v krajních mezích kalibrace, byl následně proveden lineární interpolací hodnot.



Obrázek 17 – ukázková horizontální kalibrace probanda 113 v obrazových bodech



Obrázek 18 - ukázková vertikální kalibrace probanda 113 v obrazových bodech



Obrázek 19 - ukázková horizontální kalibrace probanda 113 ve stupních

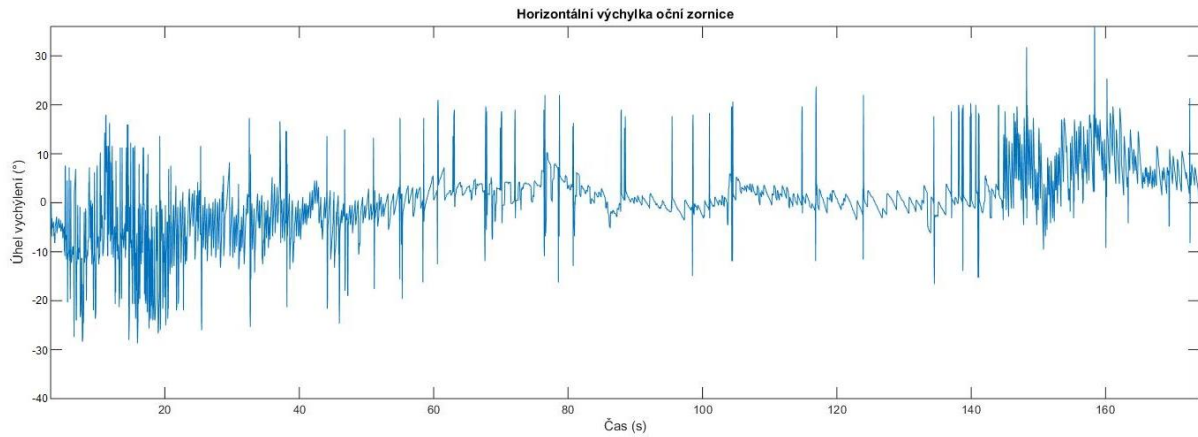
4.8 Detekce nystagmu

Ze získaného grafu závislosti výchylky oka na čase rotačního vyšetření bylo následně nutné nystagmus detekovat. Nystagmus se projevuje jako rychlý kmitavý pohyb očních bulbů ze strany na stranu, což se projeví charakteristickým tvarem křivky grafu. Nutno však říci, že určit co je a co není nystagmus je otázka do značné míry subjektivní.

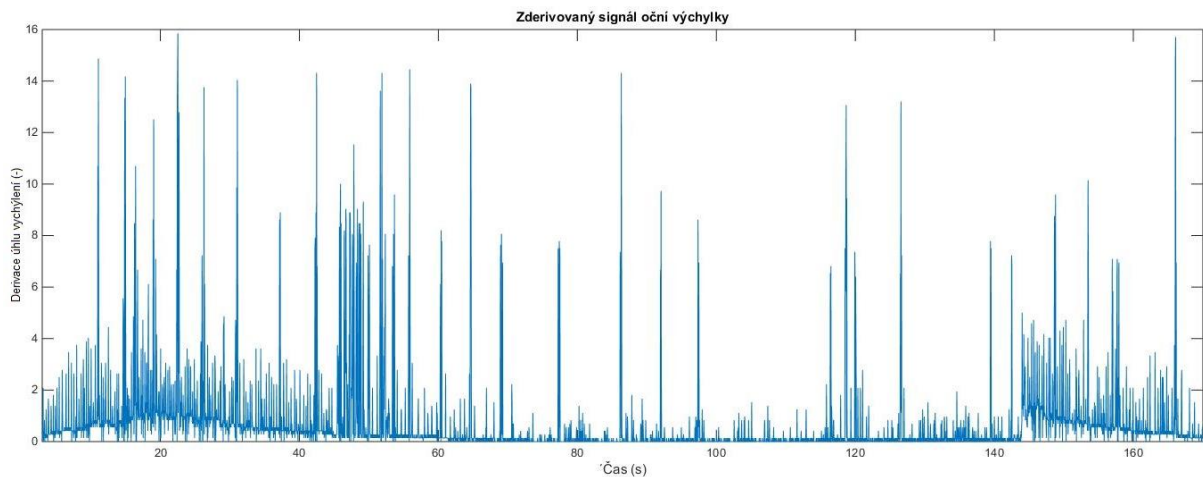
První navržená metoda detekce nystagmu je metoda subjektivního určení z grafu. Problematické při ní je však určit, kdy nystagmus vymizí. I v literatuře není přesně definováno, jak velká musí amplituda výchylky oka být, aby se o nystagmus jednalo. Z tohoto důvodu je stanovení času, kdy nystagmus vymizel skutečně velmi subjektivní záležitostí.

Druhou metodu zprostředkovává navržený skript *detekce_nystagmu.m*. Snahou skriptu je detekci nystagmu v záznamu objektivizovat. Graf závislosti výchylky oka na čase rotačního vyšetření je v první části zderivován podle času. Graf derivace je kvůli snadnější analýze následně několikrát vyhlazen pomocí jedné ze základních funkcí Matlabu *smooth.m*, která pracuje na principu filtru dolní propusti (moving average). Jelikož je nystagmus doprovázen rychlým kmitáním křivky grafu, derivace v tento moment dosahuje vysokých hodnot. Ve vyhlazeném grafu zderivované výchylky oka jsem tedy stanovil určitou prahovou hodnotu. Byla-li hodnota derivace vyšší, než stanovený práh, algoritmus ji ve výsledném grafu přiřadil hodnotu 1, což reprezentovalo označení nystagmu. Byla-li nižší, algoritmus vyhodnotil, že se o nystagmus nejedná a ve výsledném grafu jí přiřadil hodnotu 0. Následně bylo možno odečíst čas, ve kterém začne být nystagmus detekován a poté také čas, ve kterém být detekován přestane. Problémem však je, že se ve většině případů v záznamu vyskytují i rychlé náhodné

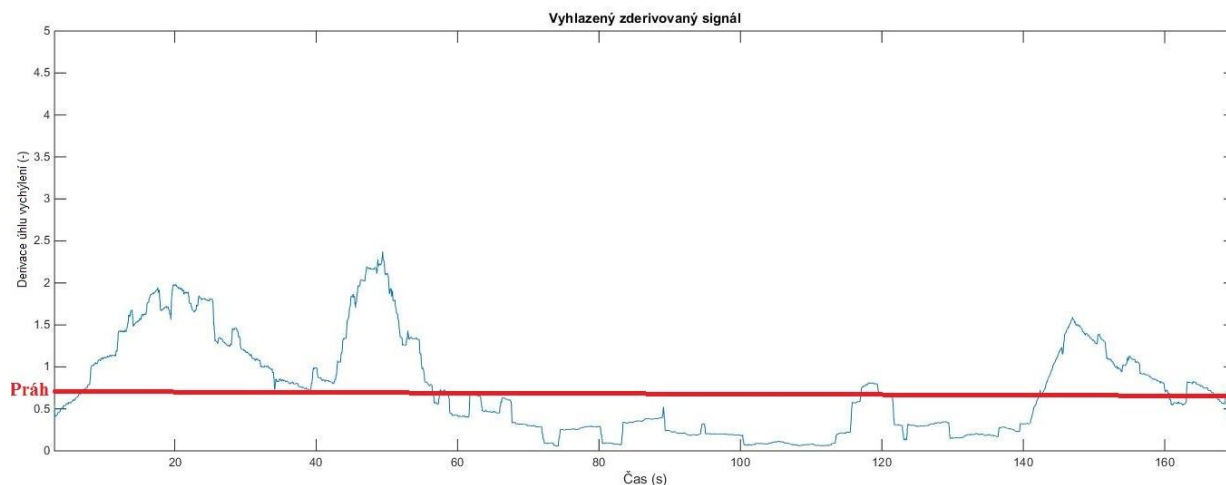
pohyby očí během testu, které algoritmus vyhodnotí jako nystagmus, i když se o nystagmus nejedná (viz obrázek 23). Je nutné tedy ve volbě prahové hodnoty postupovat s citem a současně je nutné výsledný graf detekovaného nystagmu porovnat s grafem výchylky oka v čase rotačního vyšetření.



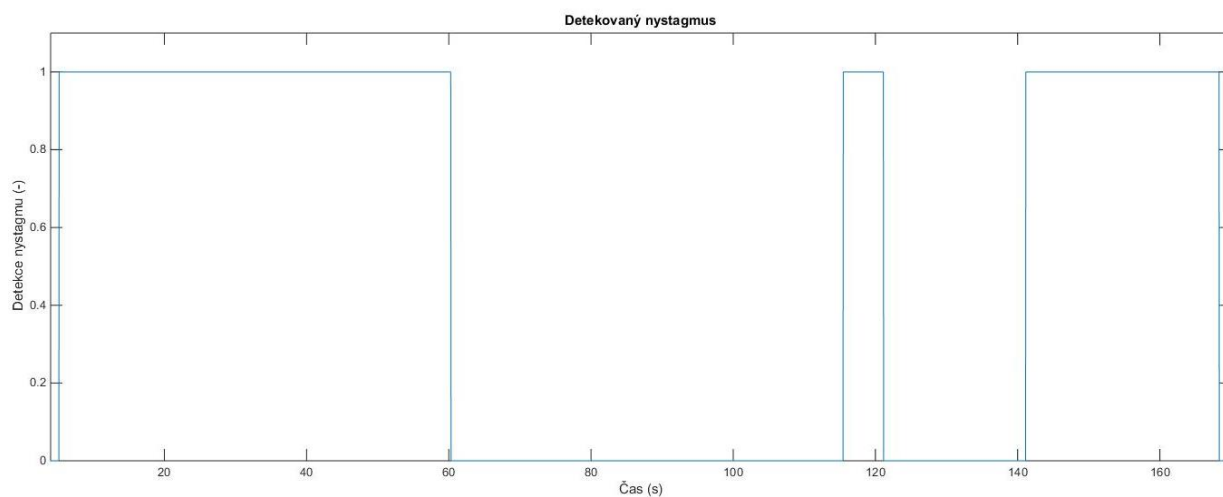
Obrázek 20 - ukázkový graf závislosti výchylky oka na čase vyšetření



Obrázek 21 - zderivovaný signál podle času z obrázku 20



Obrázek 22 - vyhlazený zderivovaný signál s vyznačeným prahem 0,7



Obrázek 23 - detekce nystagmu algoritmem (1 - nystagmus detekován, 0 - nystagmus nedetekován, v čase 117 - 120 přítomen artefakt metody)

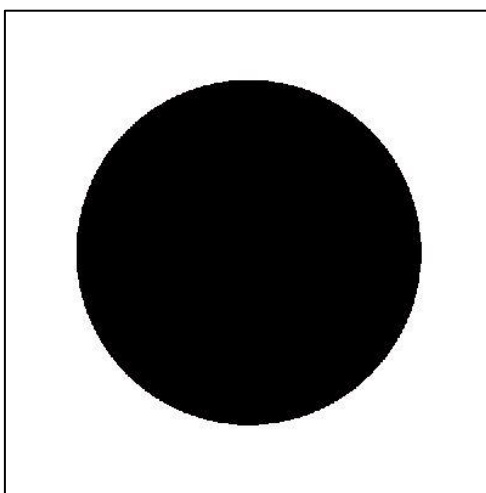
4.9 Časově-frekvenční analýza

Pro časově-frekvenční analýzu horizontální i vertikální výchylky oka byla využita metoda spektrogramu. Spektrogram je graf zobrazující spektrum zastoupených frekvencí obsažených v signálu výchylky oka v závislosti na čase vyšetření. Zjednodušeně řečeno tedy tento graf poskytuje informaci o tom, jaké frekvence výchylky oka byly zastoupeny v každém okamžiku rotačního vyšetření.

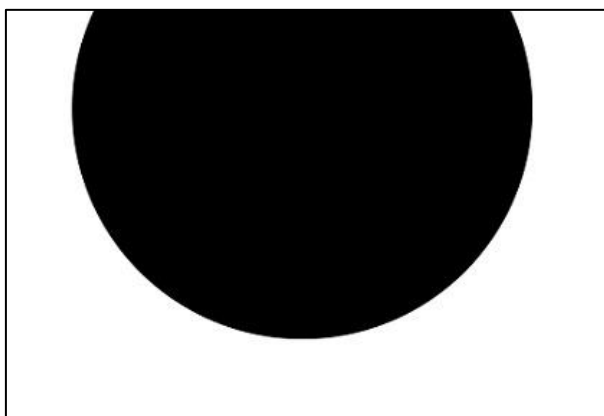
5 Výsledky

5.1 Testování navržených algoritmů

Pro testování přesnosti určení středu zornice byly navržené algoritmy prověřeny na dvou testovacích snímcích, u kterých byla přesně známa pozice středu kruhu. Na prvním testovacím snímku byl kruh celistvý, na druhém byl neúplný, což reprezentovalo případ částečného mrknutí.



Obrázek 24 - testovací snímek č. 1 [13]



Obrázek 25 - testovací snímek č. 2 (částečné mrknutí) [14]

5.1.1 Přesnost algoritmu využívajícího Houghovu transformaci

Jako první byla otestována přesnost algoritmu, který využívá Houghovu transformaci. Tímto algoritmem bylo provedeno 5 detekcí středu pro každý testovací snímek. Získané hodnoty byly zaneseny do tabulky 2.

Tabulka 2 - přesnost algoritmu využívajícího Houghovu transformaci

	Správná pozice středu		Pozice středu dle algoritmu	
	Řádek (px)	Sloupec (px)	Řádek (px)	Sloupec (px)
Testovací snímek č. 1 (obrázek 24)	199	200	199 199 199 199 199	201 201 201 201 201
Testovací snímek č. 2 (obrázek 25)	69	206	69 69 69 69 69	206 206 206 206 206

5.1.2 Přesnost algoritmu využívajícího fitování elipsy

Následně byla otestována přesnost algoritmu, který fituje elipsu detekovaným hraničním bodům zornice. Podobně jako v kapitole 5.1.1 bylo tímto algoritmem provedeno 5 detekcí středu pro každý testovací snímek. Získané hodnoty byly zaneseny do tabulky 3.

Tabulka 3 - přesnost algoritmu využívajícího fitování elipsy

	Správná pozice středu		Pozice středu dle algoritmu	
	Řádek (px)	Sloupec (px)	Řádek (px)	Sloupec (px)
Testovací snímek č. 1 (obrázek 24)	199	200	199 199 199 199 199	201 201 201 201 201
Testovací snímek č. 2 (obrázek 25)	69	206	63 63 63 63 63	202 202 202 202 202

5.1.3 Přesnost algoritmu „center of mass“

Rovněž byla prověřena přesnost algoritmu „center of mass“. Stejně jako v předešlých případech bylo provedeno 5 detekcí středu pro každý testovací snímek. Získané hodnoty byly zaneseny do tabulky 4.

Tabulka 4 - přesnost algoritmu využívající metodu "center of mass"

	Správná pozice středu		Pozice středu dle algoritmu	
	Řádek (px)	Sloupec (px)	Řádek (px)	Sloupec (px)
Testovací snímek č. 1 (obrázek 24)	199	200	200	201
			200	201
			200	201
			200	201
			200	201
Testovací snímek č. 2 (obrázek 25)	69	206	102	215
			102	215
			102	215
			102	215
			102	215

5.1.4 Časová náročnost algoritmů

Na testovacím snímku č. 1 byla také otestována doba, za kterou jsou navržené algoritmy schopny detekovat střed. Naměřené časy detekce byly zaneseny do tabulky 5.

Tabulka 5 - časová náročnost algoritmů

Algoritmus využívající:	Houghovu transformaci	Fitování elipsy	"Center of mass"
Čas detekce (s)	14,31	1,58	1,34

5.2 Průběh experimentu

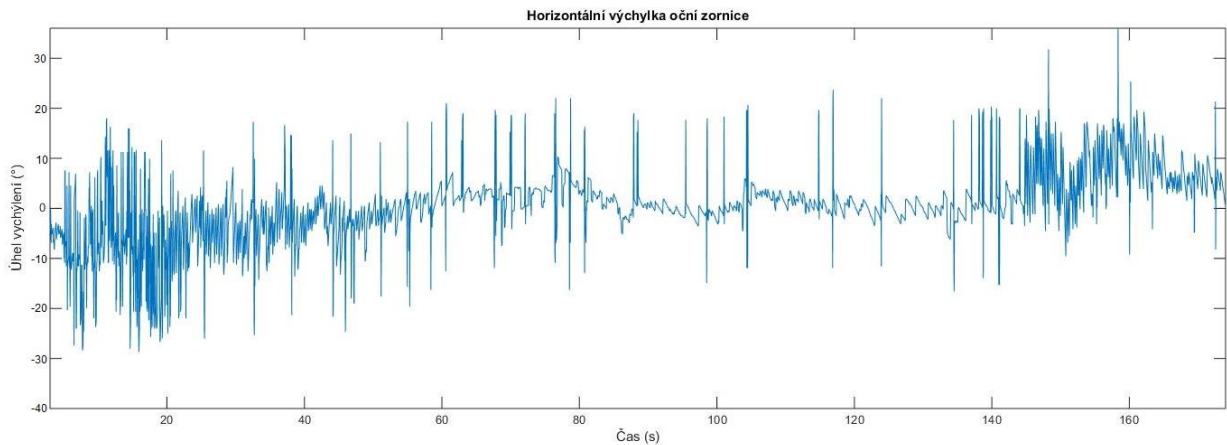
Experimentu provedeného na neurologické klinice 2. lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Praze v Motole se dobrovolně zúčastnilo celkem 15 probandů (5 žen a 10 mužů) Z těchto probandů nikdo nevedl, že trpí závratěmi, či jinými problémy související s problematikou vestibulárního aparátu. U všech bylo vyšetření provedeno kompletní – jedenkrát bilaterální rotace a dvakrát unilaterální rotace (pro každý vestibulární aparát). Všechna vyšetření proběhla hladce a bez komplikací. Záznam pohybu očí každého z probandů byl analyzován a vyhodnocen až po skončení experimentu.

V rámci experimentu byly naměřeny i probandky s namalovanými řasami, případně s linkami (120, 124, 125). U probandky 120 bylo možné vzniklý artefakt odstranit, což je diskutováno v kapitole 5.8. U probandek 124 a 125 nebylo možné z důvodu významného artefaktu určit střed zornice. Z tohoto důvodu nebyla data probandek 124 a 125 dále analyzována.

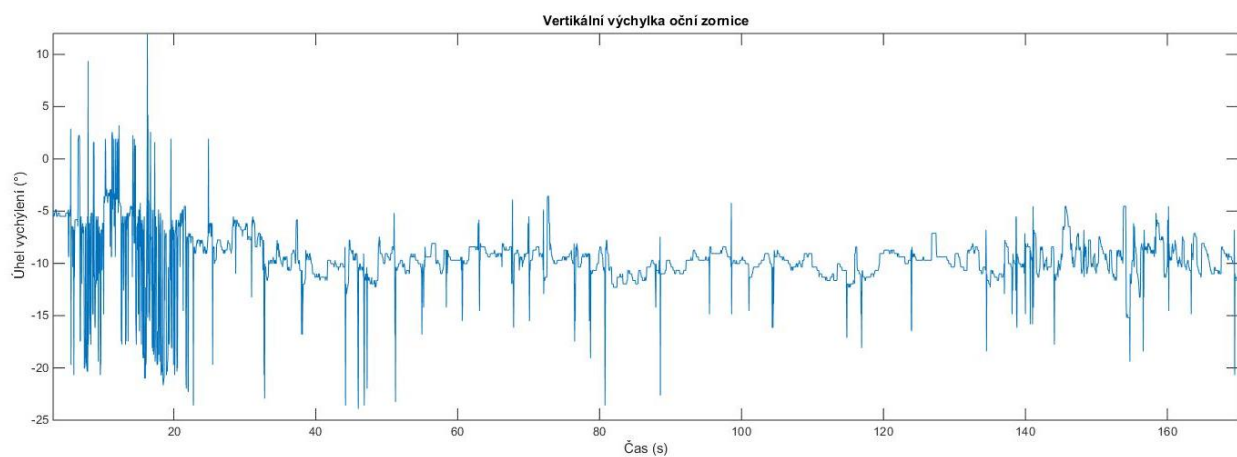
5.3 Výchylka oka

Z naměřených výchylek očí (horizontální i vertikální) byly sestrojeny grafy závislosti výchylek oka na čase vyšetření. Bylo tak učiněno pro všechna tři vyšetření u každého z probandů.

Na následujících obrázcích 26 a 27 jsou zachyceny kompletní ukázkové grafy závislosti výchylky levého oka na čase vyšetření při bilaterální rotaci u probanda 113.

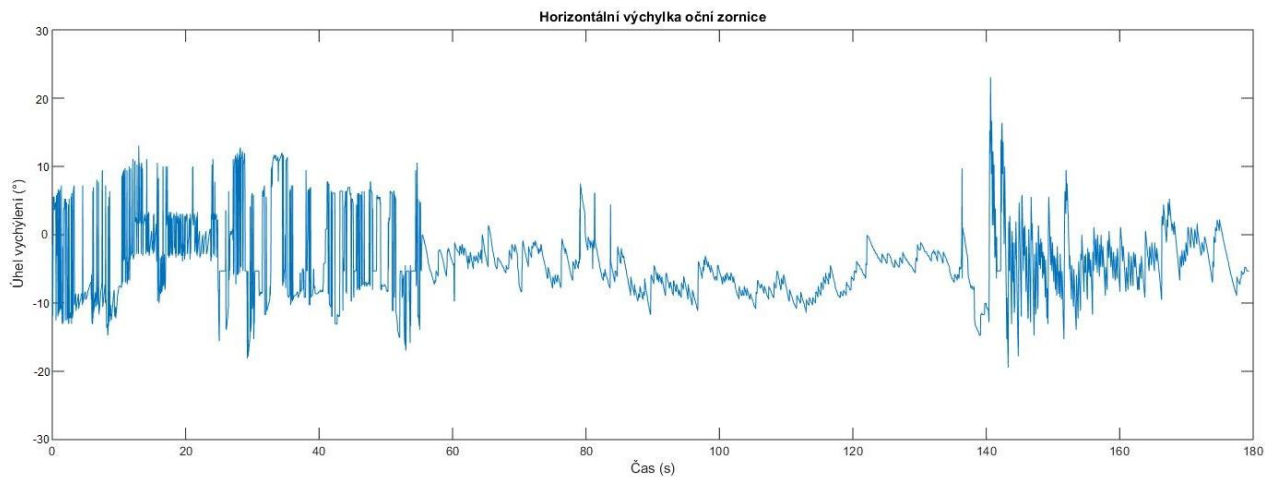


Obrázek 26 - ukázkový graf horizontální výchylky oka při bilaterálním vyšetření

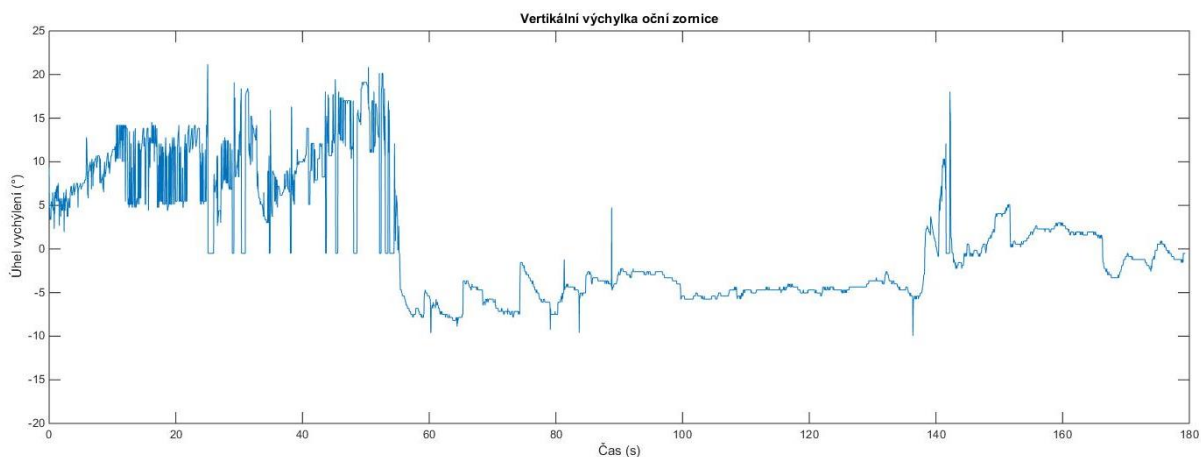


Obrázek 27 - ukázkový graf vertikální výchylky oka při bilaterálním vyšetření

Na dalších obrázcích 28 a 29 jsou zachyceny kompletní ukázkové grafy závislosti výchylky oka na čase vyšetření při první unilaterální rotaci (posunutí křesla o 3,5 cm doprava od osy těla pacienta) u probanda 113.

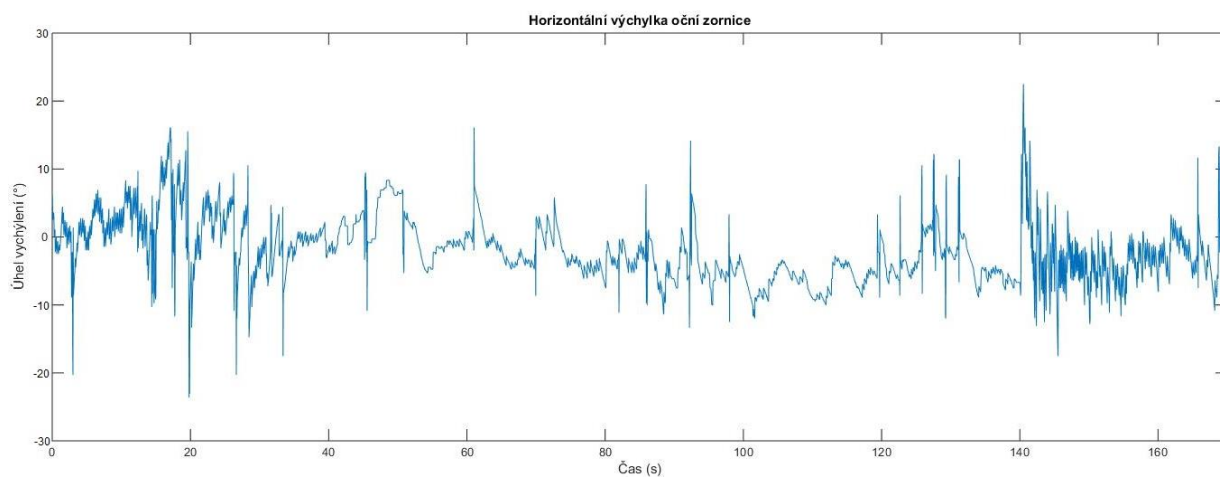


Obrázek 28 - ukázkový graf horizontální výchylky oka při unilaterálním vyšetření (vychýlení doprava)

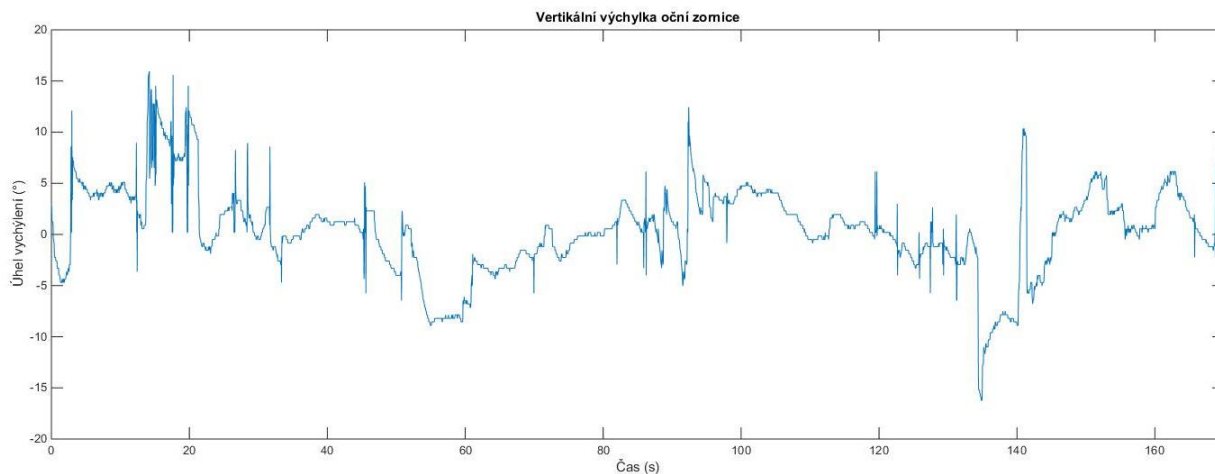


Obrázek 29 - ukázkový graf vertikální výchylky oka při unilaterálním vyšetření (vychýlení doleva)

Na dalších obrázcích 30 a 31 jsou zachyceny kompletní ukázkové grafy závislosti výchylky oka na čase vyšetření při druhé unilaterální rotaci (posunutí křesla o 3,5 cm doleva od osy těla pacienta) u probanda 113.



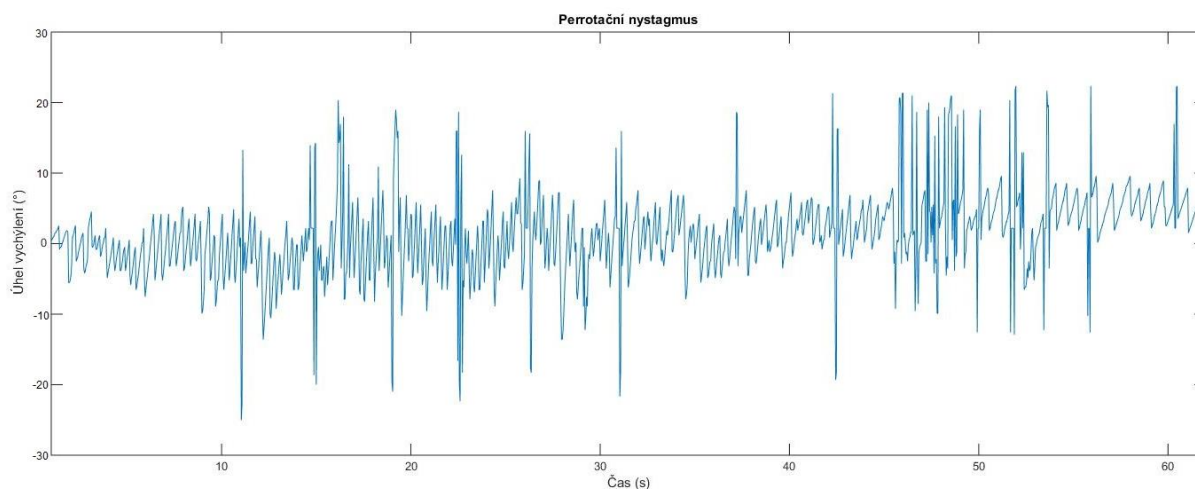
Obrázek 30 - ukázkový graf horizontální výchylky oka při unilaterálním vyšetření (vychýlení doleva)



Obrázek 31 - ukázkový graf vertikální výchylky oka při unilaterálním vyšetření (vychýlení doleva)

5.4 Perrotační nystagmus

Po zahájení rotace se u všech probandů objevil perrotační nystagmus. Po nástupu nystagmus opět postupně vymizel. Doba vymizení byla u každého probanda rozdílná.



Obrázek 32 - ukázkový detailní snímek vzniklého perrotačního nystagmu

5.4.1 Vymizení perrotačního nystagmu

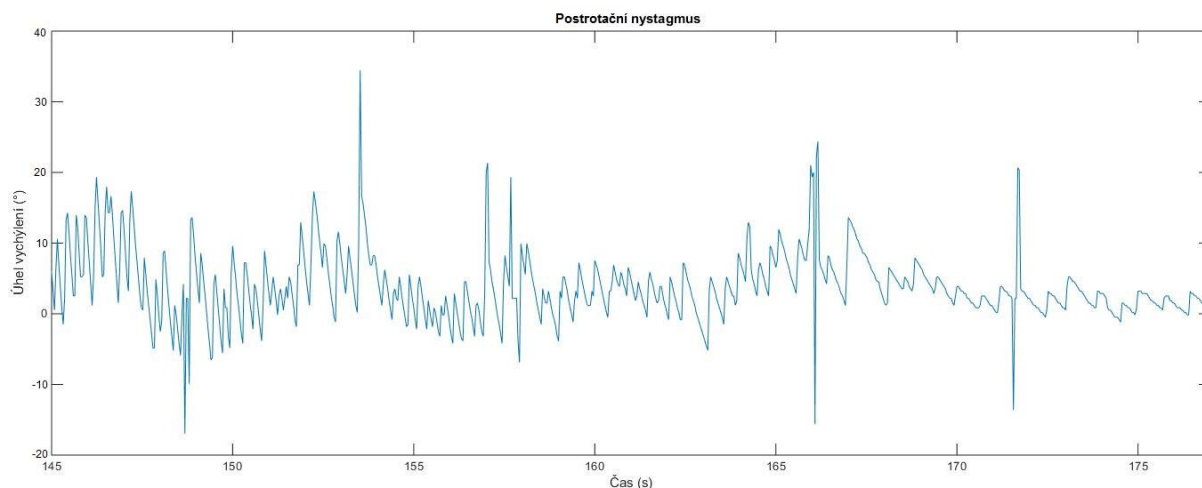
Z grafu závislosti výchylky oka na čase rotačního vyšetření byla určena doba vymizení horizontální složky perrotačního nystagmu na levém oku u všech 13 analyzovaných probandů. Naměřená data byla zanesena do tabulky 6.

Tabulka 6 - časy vymizení perrotáčního nystagmu

Proband číslo	Bilaterální vyšetření (s)	Unilaterální vyšetření - vychýlení doprava (s)	Unilaterální vyšetření - vychýlení doleva (s)
111	45	61	50
112	49	53	58
113	57	56	52
114	58	39	56
115	48	51	60
116	58	59	51
117	56	42	59
118	51	65	59
119	62	58	63
120	50	51	47
121	59	53	50
122	51	58	62
123	50	57	56

5.5 Postrotační nystagmus

Po 120 sekundách rotace konstantní rychlostí bylo křeslo náhle zastaveno úhlovým zpomalením $-200 \text{ }^\circ/\text{s}^2$. V tento okamžik se u všech probandů objevil nystagmus postrotační. U většiny probandů byla výchylka očí při postrotačním nystagmu masivnější než u nystagmu perrotáčního. Vzniklý postrotační nystagmus po určité době opět postupně vymizel, přičemž doba vymizení byla u každého probanda rozdílná.



Obrázek 33 - ukázkový detailní snímek vzniklého postrotačního nystagmu

5.5.1 Vymizení postrotačního nystagmu

Dále byla také z grafu závislosti výchylky oka na čase rotačního vyšetření určena doba vymizení postrotačního nystagmu na levém oku u všech 13 analyzovaných probandů. Naměřená data byla zanesena do tabulky 7.

Tabulka 7 - časy vymizení postrotačního nystagmu

Proband číslo	Bilaterální vyšetření (s)	Unilaterální vyšetření - vychýlení doprava (s)	Unilaterální vyšetření - vychýlení doleva (s)
111	32	25	29
112	28	21	22
113	35	38	31
114	28	35	28
115	23	22	20
116	25	28	31
117	35	32	30
118	24	29	27
119	31	25	30
120	38	33	37
121	31	34	28
122	35	29	32
123	38	34	33

5.6 Vyhodnocení časů vymizení nystagmu

Po stanovení časů vymizení horizontálních složek perrotáčního a postrotáčního nystagmu byly následně porovnány časy vymizení nystagmu při bilaterálním rotačním testu a při testech unilaterálních (u perrotáčního i postrotáčního nystagmu).

Nejprve byla pomocí Shapiro-Wilkova testu normality na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ otestována nulová hypotéza, že naměřená data pochází z normálního rozdělení. Alternativní hypotéza byla, že data nepochází z normálního rozdělení. Dle Shapiro-Wilkova testu normality vypočítané p-hodnoty jsou zaneseny do tabulky 8.

Tabulka 8 - testování normality naměřených dat

Perrotáční nystagmus		Postrotáční nystagmus	
	p-hodnota		p-hodnota
Bilaterální rotace	<i>0,417</i>	Bilaterální rotace	<i>0,382</i>
Unilaterální rotace - vychýlení doprava	<i>0,308</i>	Unilaterální rotace - vychýlení doprava	<i>0,703</i>
Unilaterální rotace - vychýlení doleva	<i>0,470</i>	Unilaterální rotace - vychýlení doleva	<i>0,472</i>

Jelikož jsou veškeré získané p-hodnoty vyšší než daná hladina významnosti $\alpha = 0,05$, u všech naměřených dat připouštím, že jsou z normálního rozdělení.

Následně bylo otestováno, zda se na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ liší časy vymizení nystagmu při bilaterální rotaci a při rotacích unilaterálních (pro obě vychýlení). Toto bylo přezkoumáno jak u časů vymizení perrotáčních, tak postrotáčních nystagmů.

Jako nulová byla ve všech případech hypotéza, že se časy vymizení nystagmu při různých typech rotace neliší. Alternativní hypotéza byla zas ve všech případech taková, že se časy vymizení nystagmu při různých typech rotace liší. Tyto hypotézy byly testovány na hladině významnosti $\alpha = 0,05$.

Jelikož jsem dle předešlého testu připustil, že data pochází z normálního rozdělení, pro testování hypotéz jsem zvolil párový T-test. Jelikož jde o test párový a časy vymizení nystagmu pochází vždy od jednoho probanda, nebylo nutné provádět test o shodnosti rozptylů. Získané p-hodnoty provedeného T-testu jsou uvedeny v tabulce 9.

Tabulka 9 - testování rozdílu časů vymizení nystagmu při různých typech rotačního vyšetření

Perrotační nystagmus		Postrotační nystagmus	
	p-hodnota		p-hodnota
Bilaterální rotace a unilaterální rotace (vychýlení doprava)	0,806	Bilaterální rotace a unilaterální rotace (vychýlení doprava)	0,336
Bilaterální rotace a unilaterální rotace (vychýlení doleva)	0,272	Bilaterální rotace a unilaterální rotace (vychýlení doleva)	0,063
Unilaterální rotace (vychýlení doleva) a unilaterální rotace (vychýlení doprava)	0,546	Unilaterální rotace (vychýlení doleva) a unilaterální rotace (vychýlení doprava)	0,658

Na základě provedeného T-testu a z něj získaných p-hodnot jsem zjistil, že u časů vymizení perrotačního nystagmu na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ nemohu zamítnout nulové hypotézy, které říkají, že se časy vymizení nystagmu neliší mezi různými typy rotace.

To samé platí i u časů vymizení postrotačního nystagmu. Na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ nemohu zamítnout nulové hypotézy, že se časy vymizení nystagmu neliší mezi různými typy rotace při rotačním vyšetření.

Jelikož jsem zamítnul hypotézy, že excentrické vychýlení při rotaci má vliv na čas vymizení nystagmu, při testování nové alternativní hypotézy, zdali se liší časy vymizení perrotačního a postrotačního nystagmu, jsem mohl využít soubor všech naměřených časů vymizení (celkem tedy 39 hodnot pro oba typy nystagmu), nehledě na typ rotace. Nulová hypotéza je v tomto případě, že časy vymizení perrotačního a postrotačního nystagmu se neliší. Jelikož je již v literatuře popsáno, že se časy vymizení perrotačního a postrotačního nystagmu všeobecně liší a já se tedy snažím tento fakt spíše potvrdit, hypotézy testuji tentokrát na nižší hladině významnosti $\alpha = 0,01$. Opět jsem využil párování T-test.

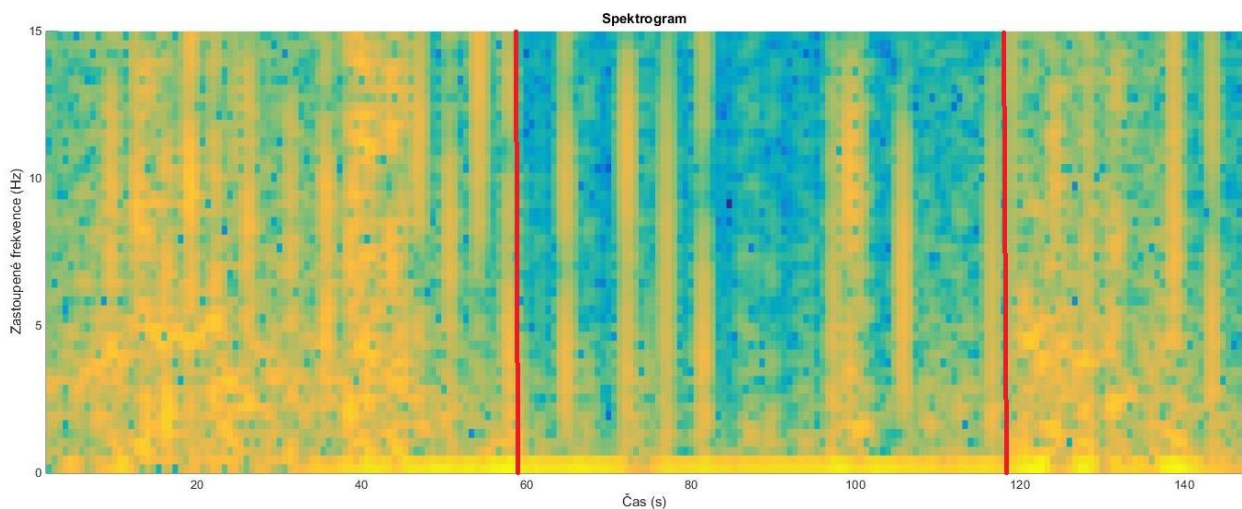
Tabulka 10 - testování rozdílu času vymizení perrotačního a postrotačního nystagmu

	p-hodnota
Perrotační a postrotační nystagmus	$4 \cdot 10^{-20}$

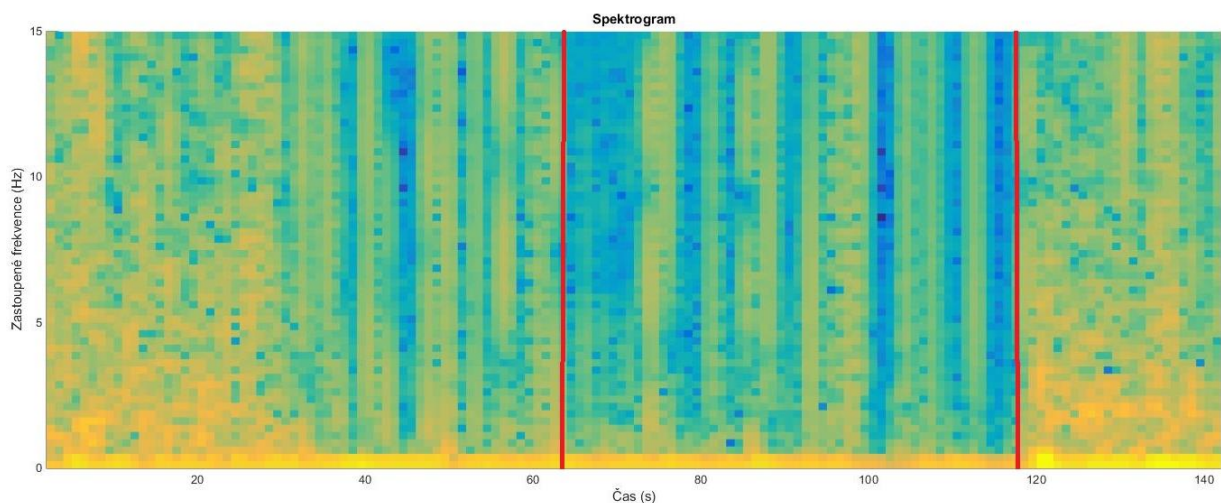
Jelikož je vyšší p-hodnota mnohonásobně nižší než hladina významnosti $\alpha = 0,01$, zamítám na této hladině významnosti hypotézu, že časy vymizení perrotáčního a postrotáčního nystagmu se neliší.

5.7 Časově-frekvenční analýza

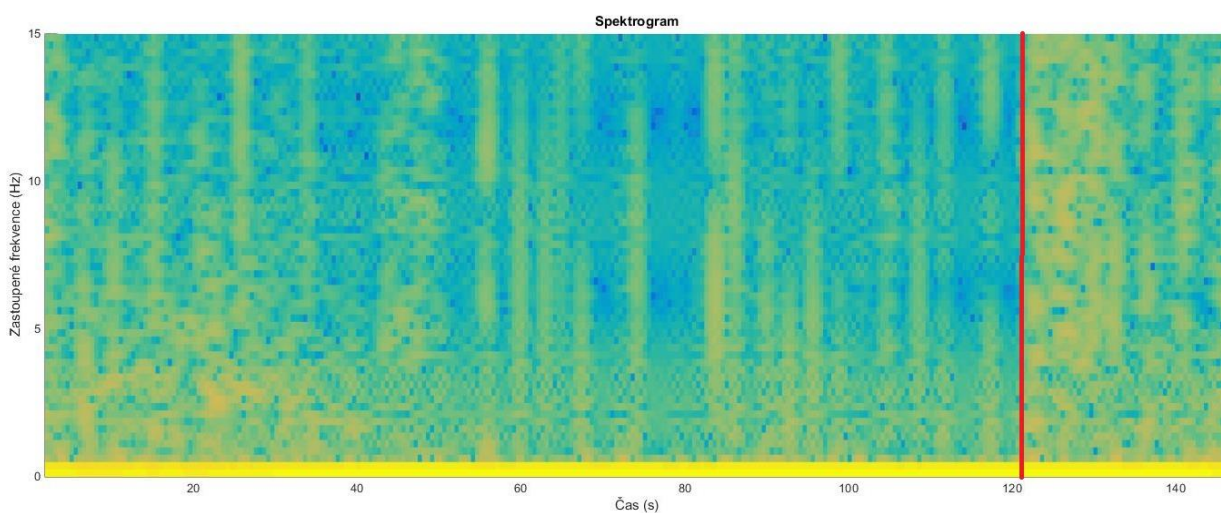
Časově-frekvenční analýza byla provedena metodou spektrogramu. Tato metoda byla provedena u záznamů vyšetření všech probandů. Spektrogram ve všech případech dokazuje, že v okamžiku detekovaného nystagmu záznam obsahuje vyšší frekvence než ve zbytku signálu. Na následujících obrázcích 34, 35 a 36 jsou zachyceny spektrogramy u vybraných probandů. Z těchto grafů je rovněž patrné, že průběh nystagmu je u různých probandů rozdílný – u některých jsou zastoupeny daleko vyšší frekvence než u jiných.



Obrázek 34 - ukázkový spektrogram bilaterálního vyšetření u probanda 113 s vyznačenými hranicemi při vymizení/objevení nystagmu (čím více přítomna žlutá barva, tím více jednotlivé frekvence zastoupeny)



Obrázek 35 - ukázkový spektrogram unilaterálního vyšetření (vychýlení doleva) u probanda 112 s vyznačenými hranicemi při vymizení/objevení nystagmu (čím více přítomna žlutá barva, tím více jednotlivé frekvence zastoupeny)



Obrázek 36 - ukázkový spektrogram unilaterálního vyšetření (vychýlení doprava) u probanda 117 s nejasnými hranicemi při vymizení/objevení nystagmu (čím více přítomna žlutá barva, tím více jednotlivé frekvence zastoupeny)

5.8 Artefakty

V pořízeném videozáznamu se bohužel vyskytovaly i snímky, na kterých nebylo možné střed zornice určit. Typickým příkladem bylo, pokud proband při vyšetření mrknul. Pokud na snímku víčko překrývalo více než cca 60 % oblasti zornice, pozice středu zornice určována nebyla a algoritmus automaticky pokračoval na další snímek. Jako souřadnice středu na tomto snímku jsou označeny souřadnice detekovaného středu z předchozího snímku



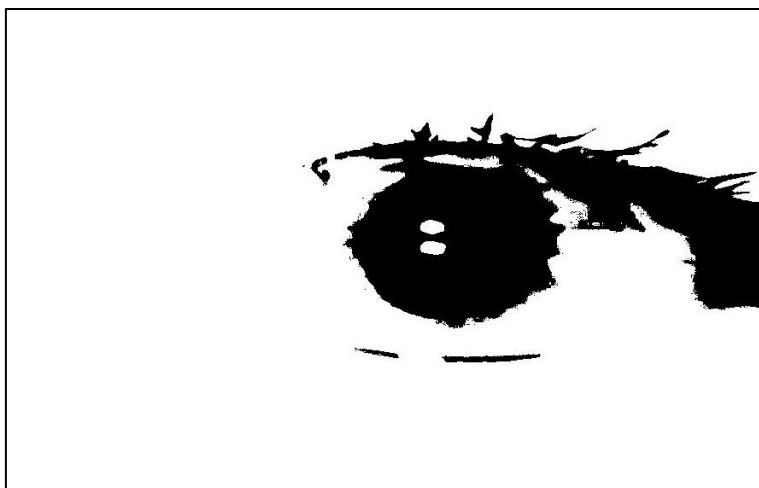
Obrázek 37 - mrknutí v průběhu rotačního vyšetření

Dalším příkladem, kdy nebylo možné pomocí navržených algoritmů nystagmus na videozáznamu detekovat, byl případ, kdy měly probandky řasenkou namalované řasy. Jak je možno vidět na obrázku 3, namalované řasy ovlivňují metodu prahování, přičemž tyto chyby většinou nebylo možné odstranit

Namalované řasy se měly během vyšetření probandky 124, 125 a 120. U prvních dvou se artefakt namalovaných řas odstranit nepodařilo, jelikož jejich řasy zasahovaly do oblasti a velmi poblíž oblasti zornice (jak ukazuje obrázek 38). Byly také velmi blízko u sebe a naprahovaném snímku následně tvořily celistvou oblast. Nebylo je tedy metodou eroze možné ze snímku odstranit a u těchto probandek záznam rotačního vyšetření vyhodnocen nebyl.



Obrázek 38 - ukázkový snímek neodstranitelného artefaktu namalovaných řas

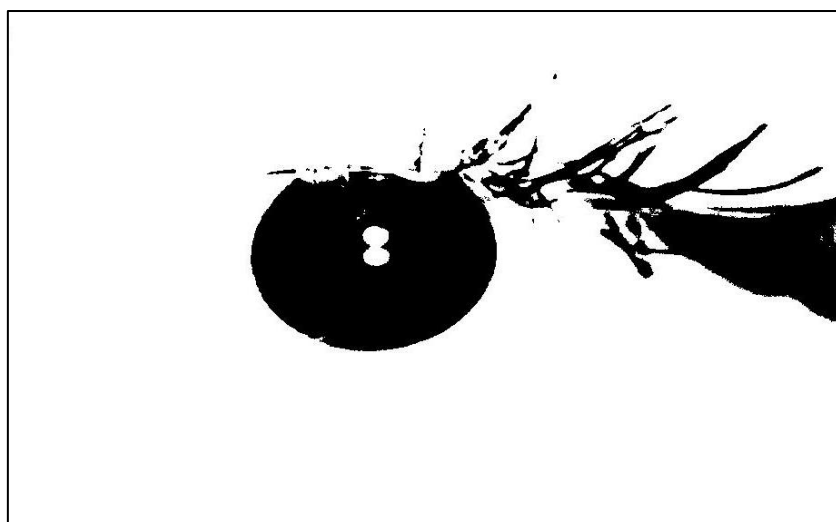


Obrázek 39 - metoda prahování na snímku s neodstranitelným artefaktem namalovaných řas

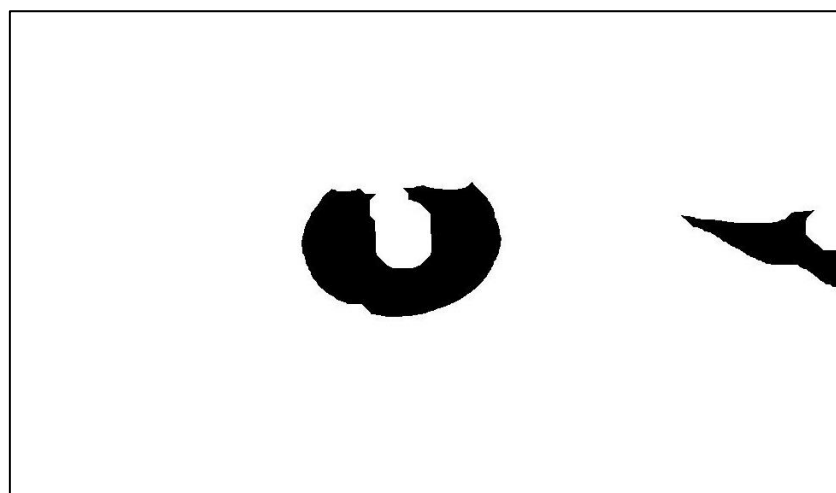
U probandky 120 se mi artefakt namalovaných řas odstranit podařilo a celý záznam rotačního vyšetření analyzovat možné bylo. Dopomohlo mi k tomu, že její řasy nezasahovaly poblíž oblasti zornice a hlavně netvořily celistvou oblast, takže bylo možno většinu metodou eroze odstranit (obrázky 41 a 42).



Obrázek 40 - artefakt namalovaných řas u probandky 120

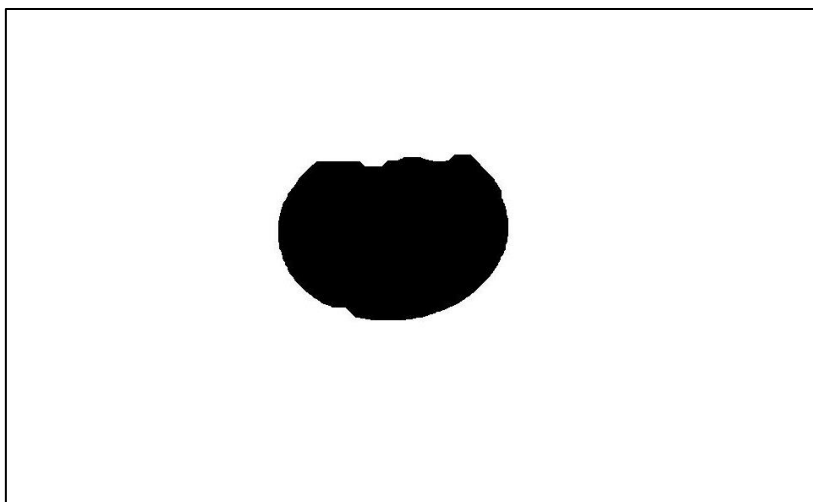


Obrázek 41 - prahování na snímku záznamu probandky 120



Obrázek 42 - aplikace metody eroze na snímku u probandky 120

Černé oblasti v pravé části snímku jsem se následně již jednoduše zbavil manuálně, kdy jsem označil všechny pixely v pravé části snímku (oblast dvoustého pixelu před koncovou hranou snímku až ke hraničním pixelům) jako jedničky – bílou barvou.



Obrázek 43 - odstraněný artefakt namalovaných řas u probandky 120

Další artefakt byl objeven u probanda 112. Proband totiž i přes opakovanou prosbu nebyl schopen mít oči otevřené tak, aby byla zornice na snímcích viditelná celá. Tento artefakt byl přítomen na všech snímcích videozáznamu. Manuálně jsem tedy musel nastavit, aby byl střed detekován na všech snímcích (pokud se od sebe lišily – viz kapitola 4.5) metodou využívající Houghovu transformaci, čímž se analýza záznamu značně časově prodloužila.



Obrázek 44 - ukázkový snímek ze záznamu vyšetření u probanda 112

6 Diskuze

6.1 Předzpracování snímku

Pro předzpracování snímků videozáznamu jsem během své práce navrhl metodu, která využívá faktu, že zornice je na každém snímku oblast s nejmenší hodnotou jasu (viz metoda prahování – kapitola 4.2.1). Při použití této metody mi dělaly největší problémy odlesky infračervených diod na jednotlivých snímcích. Tyto odlesky se mi podařilo odstranit využitím kombinací základních funkcí Matlabu *imerode.m* a *imdilate.m* (viz kapitola 4.2.2).

Po odstranění těchto nežádoucích odlesků jsem již získal přesnou oblast reprezentující oblast zornice. Po definování této oblasti jsem určil pozice krajních bodů zornice využitím jedné z dalších základních funkcí Matlabu *edge.m* s aplikací parametru Roberts, která využívá konvoluční masku nejvhodnější pro detekci hran obrazců se zaoblenými hranami (viz kapitola 4.2.3). Pro celý tento proces jsem v Matlabu naimplementoval funkci *obrys_zornice.m*. Tato funkce je využívána pro předzpracování každého snímku videozáznamu a čas, za který je schopna předzpracovat jeden snímek je 0,09 s.

Pro následnou přesnou detekci pozic hranových bodů jsem navrhl funkci *okraje_zornice.m*. Časová náročnost této funkce pro jeden snímek je 0,007 s.

6.2 Určení pozice středu zornice

Po předzpracování snímku následně docházelo k nejdůležitější části celého procesu vedoucímu k detekci nystagmu – určení pozice středu zornice.

Pro detekci středu zornice jsem naimplementoval 3 metody – určení středu pomocí Houghovy transformace, pomocí fitování elipsy a metodou center of mass.

6.2.1 Algoritmus využívající Houghovu transformaci

Algoritmus využívá pro detekci středu zornice Houghovu transformaci. Jelikož jde o metodu velmi robustní, bylo možno tuto metodu využít i při částečném zakrytí zornice víčkem (při částečném mrknutí). Robustnost činí největší výhodu této metody. Po pokusných aplikacích tohoto algoritmu bylo zjištěno, že metoda začne nepřesně určovat střed zornice v době, kdy je víčkem zakryto více než cca 60 % zornice.

Nevýhodou této metody je její časová náročnost. Detekce středu na jednom snímku videozáznamu trvá 19,11 s. Pokud bych tedy přistoupil k analýze celého záznamu jednoho

probanda (tři rotační vyšetření po cca 130 s činí celkem 390 s dlouhý videozáznam s frekvencí 25 snímků/s) pouze s využitím tohoto algoritmu, analýza by mi zabrala cca 51,5 hodiny. Na druhou stranu by však byl střed zornice detekován na všech snímcích jednotným způsobem a nejpřesnější metodou. S ohledem na časovou náročnost je to však nepraktické.

6.2.2 Algoritmus využívající fitování elipsy

Algoritmus využívá pro nařizování elipsy hraničním bodům zornice metody nejmenších čtverců. Ze získaných koeficientů analytické rovnice elipsy je následně možno určit souřadnice jejího středu a tudíž i středu zornice. Metoda fitování elipsy je naprosto spolehlivá, je-li na snímků zornice celistvá a není-li jakkoli zakrývána víčkem. Opět po pár pokusných aplikacích této metody při částečném zakrytí zornice bylo shledáno, že střed zornice tato metoda nepřesně určí, je-li víčkem zakryto více než cca 90 % zornice.

Výhodou této metody je její již zmíněná slušná robustnost (zdaleka však nedosahuje robustnosti metody využívající Houghovu transformaci) a zejména její nízká časová náročnost. Detekce středu zornice na jednom snímku videozáznamu pomocí této metody zabere 2,09 s. Analýza celého záznamu (390 s) s využitím pouze fitování elipsy by zabrala cca 5,4 hodiny.

Analyzovat celý záznam pouze touto metodou však není možné, jelikož by pro zachování správné detekce středu na snímcích bylo nutné vynechat všechny snímky záznamu, kde je detekováno byť i jen částečné mrknutí. Tím bych přišel o množství dat.

6.2.3 Algoritmus využívající „Center of mass“

Algoritmus využívající jednu ze základních funkcí Matlabu *regionprops.m* je z hlediska náročnosti výstavby nejprimitivnější z navržených. Největší výhodou této metody je její časová náročnost. Detekce středu zornice na jednom snímku videozáznamu mu zabere 1,82 s. Z hlediska doby analýzy je tedy nejrychlejší z navržených. Velkou nevýhodou však je jeho nízká robustnost. Jelikož metodou prahování detekované hranice zornice netvoří ve většině případů dokonalou kružnici, či elipsu, metoda „Center of mass“ následně v detekci středu selhává. To samé platí i při částečném mrknutí.

Vezmu-li v úvahu i fakt, že rozdíl v časové náročnosti této metody oproti metodě fitování elipsy není až tak zásadní, rozhodl jsem se při analýze videozáznamu tuto metodu nevyužít.

6.3 Přesnost navržených algoritmů

Pro testování přesnosti určení středu zornice byly navržené algoritmy prověřeny na dvou testovacích snímcích, u kterých byla přesně známa pozice středu kruhu. Na prvním testovacím snímku byl kruh celistvý, na druhém byl neúplný, což reprezentovalo případ částečného mrknutí.

Detekce středu pomocí metody, která využívá Houghovu transformaci, byla dle výsledků provedeného testu nejpřesnější, což se shodovalo s mými předpoklady. Zde se projevila robustnost metody. Jak dokazuje kapitola 5.1.2, metoda určila střed kruhů na obou testovacích snímcích správně ve všech pokusných detekcích.

Metoda využívající nafitování elipsy hraničním bodům zornice velmi spolehlivě určovala střed kruhu, když byl celistvý. V případě testovacího snímku č. 2, který reprezentoval případ částečné mrknutí, však tato metoda již určila střed drobně nepřesně, a to jak v horizontální tak ve vertikální souřadnici. Z dostupných výsledků testu je zřejmé, že tato metoda není vhodná pro detekci středu zornice na snímku, kde je částečné mrknutí.

Metoda „center of mass“ určila spolehlivě střed zornice na testovacím snímku celistvého kruhu. V případě neúplnosti kruhu však totálně selhává. V případě částečného mrknutí tedy, stejně jako metoda využívající fitování elipsy, není pro detekci středu zornice vhodná.

6.4 Detekce mrknutí

Navržená metoda detekce mrknutí je jednou z velmi důležitých částí celého algoritmu pro analýzu delších záznamů. Díky ní je totiž možno určit, zda a hlavně do jaké míry víčko zakrývá oblast zornice. S tím následně souvisí volba metody pro detekci středu zornice, jak je popsáno v kapitole 4.6. Čím více je oblast zornice víčkem zakryta tím robustnější metodu je nutno pro detekci středu využít. Jelikož však nejrobustnější navržená metoda (metoda s využitím Houghovy transformace) je zase časově náročnější, prodlužuje to celkovou dobu analýzy záznamu.

Je-li zornice zakryta více než z cca 60 %, střed určován není a je přikročeno k analýze dalšího snímku. Jako souřadnice středu na tomto snímku jsou určeny souřadnice středu ze snímku předchozího. Jelikož je ale mrknutí v některých případech detekováno i na například čtyřech snímcích za sebou, jsou do analýzy záznamu v tomto případě zaneseny nepřesnosti. Možností, jak zdokonalit navrženou metodu by v případě detekovaného mrknutí mohlo být užití různých prediktivních metod, jako je například Kalmanova filtrace.

Řešením, jak analýzu záznamu urychlit by bylo i při částečném mrknutí střed zornice neurčovat a pokračovat k analýze dalšího snímku. Pak by bylo možné využívat pouze metod fitování elipsy a „center of mass“. Na druhou stranu by bylo ztraceno velké množství dat a analýza záznamu by ztratila na přesnosti.

6.5 Detekce změn mezi snímky

Detekce změn mezi snímky nejméně přispívá k urychlení analýzy záznamu. Proces detekce změn je podrobně popsán v kapitole 4.5. Je-li touto metodou zjištěno, že se dva následující snímky vesměs neliší, jako souřadnice středu zornice je na snímku označena souřadnice z předešlého snímku. Prostý opis předešlé souřadnice zabere pouhých 0,03 s, což je i při využití časově málo náročné metody fitování elipsy o mnoho rychlejší (detekce středu pomocí metody fitování elipsy zabere 2,09 s). Touto metodou je docíleno značného zrychlení analýzy záznamu.

Na druhou stranu je však zvýšeno riziko nepřesného určení středu zornice v případě, pokud by byl pohyb očí na videozáznamu velmi pomalý. Pro zabránění vzniku těchto nepřesností je na každém desátém snímku záznamu střed zornice detekován (jednou z metod pro detekci středu) i v případě, že algoritmus pro detekci změn vyhodnotil tento snímek téměř stejný jako snímek devátý.

6.6 Kombinace metod

Jak je v kapitole 4.6 detailně popsáno, navržený skript *zpracovani_video_finale.m*, kombinuje navržené metody. Tento skript je využit pro analýzu dlouhých videozáznamů. Navržené metody jsou zkombinovány tak, aby časová náročnost analýzy dlouhých videozáznamů byla co nejmenší, ale aby tím analýza zároveň neztratila na přesnosti.

Časově nejnáročnější z celého skriptu je detekce středu zornice na každém snímku. Z tohoto důvodu, pokud se dva následující snímky do jisté míry neliší, jako souřadnice středu zornice je označena souřadnice středu detekovaná na předešlém snímku.

Z navržených metod pro detekci středu zornice je v analýze dlouhých videozáznamů použit algoritmus využívající Houghovy transformace a algoritmus využívající fitování elipsy. Snahou bylo, aby daleko časově náročnější algoritmus využívající Houghovy transformace byl využíván pouze v případech, kdy je na snímku zornice z části zakryta víčkem, nebo když nejsou její detekované hrany celistvé. Pokud byla zornice víčkem zcela nekrytá a její hraniční

body tvořily ucelený tvar elipsy či kružnice, byla vždy využita metoda fitování elipsy, která je v tomto případě neméně přesná a daleko rychlejší.

Algoritmus „center of mass“ kvůli své nízké robustnosti a nepříliš menší časové náročnosti oproti fitování elipsy, která je ale daleko robustnější, využít při analýze není.

6.7 Detekce nystagmu

Pro detekci nystagmu ze získaného grafu závislosti výchylky oka na čase rotačního vyšetření byly navrženy dvě metody.

První navržená metoda detekce nystagmu je metoda subjektivního určení z grafu. Jelikož je charakteristický tvar křivky grafu při nystagmu velmi zřetelný, je možno subjektivně čas nástupu a vymizení určit. Problémem však je subjektivita, která v této metodě vystupuje. Jelikož ale ani z literatury není jasně patrné, jakou frekvenci a amplitudu musí výchylka oka mít, aby se jednalo o nystagmus, subjektivitě jsem se nevyhнул ani v druhé navržené metodě.

Tuto druhou metodu zprostředkovává navržený skript *detekce_nystagmu.m*. Graf závislosti výchylky oka na čase rotačního vyšetření je v první části zderivován podle času a vyhlazen. Jelikož je nystagmus doprovázen rychlým rozkmitáním křivky grafu, ve zderivované výchylce oka jsem hledal oblasti, kdy byla hodnota derivace vysoká a následně odečetl časy, kdy stoupne nad určitou hodnotu a kdy pod ni poté naopak klesne.

Tato druhá metoda má dva nedostatky. Prvním je výskyt artefaktů, jelikož ve většině případů se v záznamu vyskytují i rychlé náhodné pohyby očí během testu, které algoritmus vyhodnotí jako nystagmus, i když se o nystagmus nejedná. Druhým nedostatkem je, že u každého probanda je nystagmus různý. Některý proband měl frekvenci nystagmu vyšší, některý zase vykazoval mikronystagmy (nystagmus o velmi malých amplitudách). Z těchto důvodů nemohla být prahová hodnota derivace při určení co je a co není nystagmus u všech probandů stejná. Při jejím stanovení bylo nutné u každého probanda postupovat s citem, což opět zaneslo do výsledků subjektivitu.

6.7 Vyhodnocení časů vymizení nystagmu

Před samotným vyhodnocením časů vymizení nystagmu bylo nejdříve pomocí Shapiro-Wilkova testu nutné otestovat, zda naměřené časy vymizení nystagmu pochází z normálního rozdělení. Jak dokládá tabulka 8, ve všech případech dle provedeného testu jsem připustil, že data pochází z normálního rozdělení.

Následně bylo otestováno, zda se na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ liší časy vymizení nystagmu při bilaterální rotaci a při rotacích unilaterálních (pro obě vychýlení). Toto bylo přezkoumáno jak u časů vymizení perrotáčních, tak postrotačních nystagmů. Jak dokládá tabulka 9, na zvolené hladině významnosti se nepodařilo ani v jednom případě vyvrátit nulovou hypotézu, že se časy vymizení nystagmu při různých typech rotace liší. Nejblíže k „vyvrácení“ nulové hypotézy bylo při porovnání časů vymizení postrotačního nystagmu při bilaterální a unilaterální rotaci (vychýlení doleva). Zde vyšla dle T-testu p-hodnota 0,063. Tato hodnota však stále drobně převyšovala zvolenou hladinu významnosti $\alpha = 0,05$, takže ani v tomto případě nebylo možné nulovou hypotézu zamítnout.

Už z naměřených dat je patrné, že se znatelně liší časy vymizení perrotáčního a postrotačního nystagmu nehledě na typ rotace, přičemž doba vymizení postrotačního nystagmu je zpravidla zhruba dvakrát menší než perrotáčního. K testování hypotézy, že se časy vymizení perrotáčního a postrotačního nystagmu liší nehledě na typ rotace, bylo přistoupeno na hladině významnosti $\alpha = 0,01$. Dle párovaného T-testu vyšla p-hodnota byla i tak mnohonásobně nižší než zvolená hladina významnosti, a tak jsem na této hladině významnosti mohl zamítnout nulovou hypotézu, že se časy vymizení perrotáčního a postrotačního nystagmu neliší. Nutno dodat, že to je už dávno popsáno v literatuře, nicméně provedeným experimentem jsem tuto hypotézu potvrdil.

6.8 Časově-frekvenční analýza

Metodou spektrogramu byla provedena časově-frekvenční analýza výchylky oka v čase měření u všech probandů. Ukázkové spektrogramy pro horizontální výchylky jsou na obrázcích 34, 35, 36. Z provedené analýzy je patrné, že v okamžiku detekovaného nystagmu záznam obsahuje vyšší frekvence než ve zbytku signálu, což se shoduje s mými předpoklady. I z ukázkových spektrogramů je rovněž patrné, že průběh nystagmu je u různých probandů rozdílný. Někteří probandi mají při detekovaném nystagmu v záznamu přítomny daleko vyšší frekvence než jiní. U všech probandů však zůstává i tak platný prvotní předpoklad, že v okamžiku detekovaného nystagmu se v záznamu vyskytují vyšší frekvence než ve zbytku záznamu.

6.9 Artefakty

Jak seznamuje kapitola 5.8, na pořízeném videozáznamu pohybu očí probandů se bohužel objevovaly i snímky, na kterých nebylo střed zornice možné detekovat. Nejčastějším z těchto artefaktů, které detekci středu znemožňovaly, bylo mrknutí. Pokud algoritmus mrknutí

detekoval (viz kapitola 4. 4), automaticky pokračoval k analýze dalšího snímku a jako pozici středu zornice na tomto snímku označil souřadnici středu z předchozího snímku.

Další artefakt, který se na snímcích objevil a který znemožnil detekci středu na těchto snímcích, byla přítomnost namalovaných řas řasenkou. Namalované řasy totiž na snímku představovaly rovněž velmi tmavou oblast (podobně jako zornice), což u dvou probandek (probandek číslo 124 a 125) znemožnilo úspěšně provést metodu prahování, která je klíčem k následné detekci středu zornice. U probandky 120 se artefakt namalovaných řas odstranit podařilo, jelikož zde řasy nezasahovaly poblíž oblasti zornice a hlavně netvořily celistvou oblast, takže bylo možno artefakt metodou eroze odstranit a záznam rotačního vyšetření analyzovat.

U probanda 112 byla analýza výchyly očí o něco složitější, jelikož na žádném snímku videozáznamu nebyla zornice vidět celá. Stále byla minimálně z části zakryta víčkem. I přes prosbu, zda by mohl při vyšetření více otevřít oči, toho nebyl bohužel schopen. Z tohoto důvodu byla při analýze pohybu jeho očí pro detekci středu použita výhradně metoda využívající Houghovy transformace. Analýza videozáznamu tohoto probanda se díky časové náročnosti metody protáhla o více než 20 minut.

7 Závěr

Ve své práci jsem v prostředí Matlab navrhl tři funkční algoritmy pro analýzu horizontálního a vertikálního pohybu oka během rotačního testu – algoritmus využívající Houghovu transformaci, algoritmus využívající fitování elipsy a metodu tzv. „center of mass“.

Algoritmus využívající Houghovu transformaci je z navržených algoritmů nejrobustnější. Je schopen spolehlivě určit střed zornice, což je nejzásadnější část správné analýzy výchylky oka, i v případě, kdy je zornice částečně zakrývána víčkem. Jeho nevýhodou je ale na druhou stranu časová náročnost, která je ale u této metody značně větší, než u ostatních metod.

Metoda fitování elipsy funguje velice dobře v případě, kdy oblast zornice není zakrývána víčkem. Výhodou této metody je i její nižší časová náročnost, oproti metodě využívající Houghovu transformaci. Nevýhoda této metody se projeví v okamžiku, kdy je na snímku detekováno částečné mrknutí. Čím větší část zornice je totiž víčkem zakrývána, tím nepřesněji tato metoda určí střed zornice.

Poslední navržená metoda tzv. „center of mass“ je sice z navržených algoritmů pro detekci středu zornice nejrychlejší, její robustnost je však malá. Netvoří-li detekované hraniční body zornice tvar velmi podobný kružnici či elipse, neurčuje tato metoda střed zornice správně. To samé platí i v případě částečného mrknutí.

Pro následnou analýzu dlouhých záznamů jsem navrhl algoritmus, který navržené metody kombinuje. Pokud by totiž byla provedena analýza delších videozáznamů pohybu oka pouze například metodou využívající Houghovu transformaci, zabrala by analýza sedmiminutového záznamu 51,5 hodiny. Pokud by bylo využito pouze rychlejší metody, která fituje elipsu zornici, přišel bych o spoustu dat, jelikož bych musel ze záznamu vyřadit veškeré snímky, kde je detekováno byť jen částečné mrknutí, jelikož tato metoda v tomto případě neurčuje střed zornice přesně.

Navrhl jsem tedy algoritmus, který tyto dvě metody (využívající Houghovu transformaci a fitování elipsy) kombinuje v závislosti na tom, zda bylo částečné mrknutí detekováno. Algoritmus pro úsporu času analýzy záznamu rovněž analyzuje, do jaké míry se od sebe liší každé dva následující snímky záznamu a pokud vyhodnotí, že změna není významná, střed zornice na snímku neurčuje a dosadí za něj souřadnice středu detekovaného na snímku předchozím. S využitím této kombinace metod je schopný tento algoritmus analyzovat šestiminutový záznam za 145 minut.

Na 2. lékařské fakultě Univerzity Karlovy v Praze na neurologické klinice v Motole byl proveden experiment zahrnující rotační vyšetření se současně pořízeným videozáznamem pohybu očí, který celkem dobrovolně podstoupilo 15 probandů. Z těchto 15 probandů bylo možné staticky vyhodnotit naměřená data u 13 z nich. U probandek 124 a 125 nebylo možné záznam analyzovat z důvodu přítomnosti artefaktu namalovaných řas, který analýzu znemožnil. U probandky 120 se tento artefakt vyskytl rovněž, zde ho však možné odstranit bylo a záznam se vyhodnotit podařilo.

Z naměřených časů vymizení perrotáčního a postrotáčního nystagmu u všech probandů bylo následně testováno, zda se doba vymizení nystagmu liší v závislosti na typu rotace (rotaci v ose těla a při excentrickém vychýlení). Na zvolené hladině významnosti $\alpha = 0,05$ se však ani v jednom případě nepodařilo vyvrátit nulovou hypotézu, že se časy vymizení při různých typech rotace neliší. Z naměřených dat byla na hladině významnosti $\alpha = 0,01$ potvrzena hypotéza, že je doba vymizení postrotáčního nystagmu nižší než nystagmu perrotáčního.

Současně byla také provedena časově-frekvenční analýza výchylky oka při rotačním vyšetření, ze které vyplývá, že v době, kdy je detekován nystagmus, se v záznamu vyskytují vyšší frekvence, než v době, kdy detekován není.

V navazující práci bych se chtěl zaměřit na zrychlení navržených algoritmů s ohledem na možné budoucí zpracování dat pro potřeby analýzy variability pohybu oka při bilaterálním a unilaterálním vyšetření na Bárányho křesle.

Použité zdroje:

- [1] MUDr. Rudolf Černý, CSc a doc. MUDr. Jaroslav Jeřábek, CSc. ANALÝZA A DIFERENCIÁLNÍ DIAGNOSTIKA NYSTAGMU V KLINICKÉ PRAXI. *NEUROLOGIE PRO PRAXI* [online]. 2007, [cit.2017-11-10]. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2007/06/03.pdf>
- [2] Jin-Rong Liang. Bilateral vestibulopathy: Diagnostic criteria Consensus document of the Classification Committee of the Barany Society. *Journal of Vestibular Research* [online]. 2017, 13 [cit. 2017-11-10]. Dostupné z: <https://content.iospress.com/download/journal-of-vestibular-research/ves619?id=journal-of-vestibular-research%2Fves619>
- [3] HAHN, Aleš. Otoneurologie: diagnostika a léčba závratí. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0510-9.
- [4] HAHN, Aleš. Otoneurologie a tinitologie. 2., doplněné vydání. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-4345-5.
- [5] Sarah Khana and Richard Chang. Anatomy of the vestibular system: A review. *NeuroRehabilitation* [online]. 2013, 2013(32), 7 [cit. 2017-12-30]. DOI: 10.3233/NRE-130866. Dostupné z: https://www.researchgate.net/profile/Richard_Chang9/publication/236642391_Anatomy_of_the_vestibular_system_A_review/links/00b7d535341ae0f6ef000000/Anatomy-of-the-vestibular-system-A-review.pdf
- [6] MUDr. Rudolf Černý, CSc a doc. MUDr. Jaroslav Jeřábek, CSc. Laboratorní metody vyšetření vestibulárního aparátu. *NEUROLOGIE PRO PRAXI* [online]. 2017, 2017(18), 7 [cit. 2017-12-30]. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2017/03/06.pdf>
- [7] TROJAN, Stanislav. Lékařská fyziologie. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
- [8] CHEN, Dewu a Junnan BAI. Research on Pupil Center Location Based on Improved Hough Transform and Edge Gradient Algorithm. Atlantis Press [online]. 2012, 7, [cit. 2018-01-02].

- [9] BOZOMITU, Radu, Alexandru PĂSĂRICĂ a Vlad CEHAN. Pupil Centre Coordinates Detection Using the Circular Hough Transform Technique. *38th Int. Spring Seminar on Electronics Technology* [online]. 2010, 4 [cit. 2018-01-02].
- [10] SOLTANI, Milad a Hamid POURREZA. Fast and Accurate Pupil Positioning Algorithm using Circular Hough Transform and Gray Projection. *International Conference on Computer Communication* [online]. 2012, 7 [cit. 2018-01-02]. Dostupné z: <https://www.researchgate.net/publication/229051957>
- [11] Vestibulární systém. In: *What when how* [online]. [cit. 2018-01-03]. Dostupné z: <http://what-when-how.com/wp-content/uploads/2012/04/tmp15F75.jpg>
- [12] Funkce otolitů. In: *Bio1152* [online]. [cit. 2018-01-03]. Dostupné z: <http://bio1152.nicerweb.com/med/SAVE/otolith.html>
- [13] Black circle. In: *Wikimedia* [online]. 2017 [cit. 2018-05-07]. Dostupné z: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Black_Circle.jpg
- [14] Shape circle: Basic shapes and relationships. In: *Printingcode* [online]. 2006 [cit. 2018-05-07]. Dostupné z: <http://printingcode.runemadsen.com/lecture-form/>
- [15] ZHU, Danjie, Steven MOORE a Theodore RAPHAN. Robust pupil center detection using a curvature algorithm. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* [online]. 1999, (59), 13 [cit. 2018-05-07].
- [16] FITZGIBBON, Andrew, Maurizio PILU a Robert FISHER. *Direct least squares fitting of Ellipses* [online]. 1996, (4), 15 [cit. 2018-05-07].

Seznam obrázků

Obrázek 1 - vestibulární systém člověka	13
Obrázek 2 - princip funkce statického čidla	14
Obrázek 3 - rotační křeslo využité v experimentu	20
Obrázek 4 - snímací brýle	21
Obrázek 5 - detail na IR diody a analogovou IR kameru	22
Obrázek 6 - ukázkový snímek videozáznamu proband 122.....	24
Obrázek 7 - histogram obrázku 3	25
Obrázek 8 - snímek po aplikaci metody prahování s nežádoucími odlesky IR diod	25
Obrázek 9 - snímek po odstranění nežádoucích "bílých skvrn"	26
Obrázek 10 - obrys zornice	27
Obrázek 11 - princip Houghovy transformace	30
Obrázek 12 - ukázka detekce středu pomocí Houghovy transformace	31
Obrázek 13 – detekce středu při částečném zakrytí zornice	31
Obrázek 14 - princip metody fitování elipsy	32
Obrázek 15 - výstup funkce plocha_zornice.m.....	34
Obrázek 16 - blokové schéma zpracování záznamu rotačního vyšetření.....	38
Obrázek 17 – ukázková horizontální kalibrace probanda 113 v obrazových bodech	39
Obrázek 18 - ukázková vertikální kalibrace probanda 113 v obrazových bodech.....	39
Obrázek 19 - ukázková horizontální kalibrace probanda 113 ve stupních.....	40
Obrázek 20 - ukázkový graf závislosti výchylky oka na čase vyšetření	41
Obrázek 21 - zderivovaný signál podle času z obrázku 20	41
Obrázek 22 - vyhlazený zderivovaný signál s vyznačeným prahem 0,7.....	42
Obrázek 23 - detekce nystagmu algoritmem.....	42
Obrázek 24 - testovací snímek č.1 [13].....	43
Obrázek 25 - testovací snímek č. 2 (částečné mrknutí) [14]	43
Obrázek 26 - ukázkový graf horizontální výchylky oka při bilaterálním vyšetření.....	46
Obrázek 27 - ukázkový graf vertikální výchylky oka při bilaterálním vyšetření.....	46
Obrázek 28 - ukázkový graf horizontální výchylky oka při unilaterálním vyšetření.....	47
Obrázek 29 - ukázkový graf vertikální výchylky oka při unilaterálním vyšetření.....	47
Obrázek 30 - ukázkový graf horizontální výchylky oka při unilaterálním vyšetření.....	47
Obrázek 31 - ukázkový graf vertikální výchylky oka při unilaterálním vyšetření.....	48
Obrázek 32 - ukázkový detailní snímek vzniklého perrotčního nystagmu	48

Obrázek 33 - ukázkový detailní snímek vzniklého postrotačního nystagmu.....	50
Obrázek 34 - ukázkový spektrogram bilaterálního vyšetření u probanda 113.....	53
Obrázek 35 - ukázkový spektrogram unilaterálního vyšetření (vychýlení doleva).....	54
Obrázek 36 - ukázkový spektrogram unilaterálního vyšetření (vychýlení doprava)	54
Obrázek 37 - mrknutí v průběhu rotačního vyšetření	55
Obrázek 38 - ukázkový snímek neodstranitelného artefaktu namalovaných řas	55
Obrázek 39 - prahování na snímku s neodstranitelným artefaktem namalovaných řas	56
Obrázek 40 - artefakt namalovaných řas u probandky 120.....	56
Obrázek 41 - prahování na snímku záznamu probandky 120	57
Obrázek 42 - aplikace metody eroze na snímku u probandky 120	57
Obrázek 43 - odstraněný artefakt namalovaných řas u probandky 120	58
Obrázek 44 - ukázkový snímek ze záznamu vyšetření u probanda 112.....	58

Seznam příloh

Příloha A: Informovaný souhlas

Příloha B: Popis projektu pro etickou komisi

Příloha C: Schválení experimentu etickou komisí (první část)

Příloha D: : Schválení experimentu etickou komisí (druhá část)

Příloha A: Informovaný souhlas

Vážený pane, vážená paní

Byl/a jste vybrán/a do projektu studujícího nový automatizovaný způsob detekce nystagmu v průběhu rotačního testu na *Bárányho* (rotačním) křesle. Jde o test, při kterém budete posazen/a na rotační křeslo, které postupně zrychluje rotaci kolem své osy až na rychlost jedné otáčky za tři sekundy. Během testu budete mít na očích speciálně upravené brýle, vybavené infračervenými diodami a infračervenými kamerami, které budou snímat pohyby vašich očí. Následným počítačovým zpracováním videa a použitím různých algoritmů je vzniklý nystagmus detekován a analyzován – např. doba jeho trvání, výchylka středu oční zornice od klidové polohy apod.

Hodnocení je automatické, využívá se při tom získaná videonahrávka pohybu vašich očních bulbů. Během analýzy videa je detekována pozice oční zornice a následně jsou pomocí speciálních algoritmů vypočítány souřadnice středu oční zornice. To znamená, že po prvotních úpravách videa je pracováno pouze se souřadnicemi středu zornice a dále se vyhodnocuje pouze poloha středu zornice v čase. Video tedy nemůže být použito pro jiné účely, než jsou účely pro náš projekt.

Předpokládáme, že tuto metodu bude možno využít pro automatickou detekci nystagmu při rotačním testu a slibujeme si od toho snížení časové náročnosti pro lékaře, který nebude muset zdlouhavě procházet celý videozáznam a sám určovat, kdy k samotnému nystagmu došlo. Výskyt nystagmu předpokládáme u všech dobrovolníků, jelikož nystagmus se při rotačním testu vyskytuje fyziologicky. U pacientů, kteří nystagmem trpí patologicky, čekáme nystagmus masivnější.

Jedná se o neinvazivní postup, který nemůže ohrozit váš zdravotní stav a celý test je kompletně bezbolestný. V případě výskytu závratí u citlivějších jedinců při rotaci je možno kdykoli celý test přerušit, či ukončit.

Účast ve studii je dobrovolná a kdykoliv můžete svou účast odvolat, aniž by to mělo vliv na průběh vaší léčby na naší klinice.

Vaše osobní data nebudou pro účel studie schraňována, Váš záznam bude ukládán pod specifickým automaticky generovaným číslem. Máte právo kdykoliv odstoupit od studie bez udání důvodů. Osobou zodpovědnou za výzkum je MUDr. Rudolf Černý, CSc. Všechny

otázky, stížnosti a nápady směřujte této zodpovědné osobě. Váš věk nesmí být nižší než 18 let.

V případě, že jste důkladně přečetl/a informovaný souhlas a všechny Vaše další otázky byly zodpovězeny, Vaším podpisem stvrzujete, že rozumíte podaným informacím a souhlasíte s účastí na studii.

Děkujeme za spolupráci

doc. MUDr. Martin Bojar, CSc, přednosta kliniky

MUDr. Rudolf Černý CSc, řešitel projektu

Souhlasím s rotačním testem za účelem detekce nystagmu.

v Praze dne:

Jméno:

Příloha B: Popis projektu pro etickou komisi

Excentrický rotační test vestibulárního aparátu

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

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

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

Doba trvání jednotlivého měření bude cca 2-3 minuty. Celkový čas vyšetření na Bárányho křesle se dá odhadnout na cca 30 minut.

Vyšetření bude prováděno ve vestibulární laboratoři Neurologické kliniky na rotačním křesle Ekida, které je rutinně využíváno při vyšetřování pacientů se závratí.

Cílem bakalářského projektu je získání skupiny norem pro hodnocení rotace s excentrickou polohou. Vyšetření bude provedeno na skupině zdravých dobrovolníků, předpokládáme 20 až 30 subjektů.

MUDr. Rudolf Černý CSc,

řešitel projektu za Neurologickou kliniku FN Motol

Ing. Petr Volf,

řešitel za Fakultu biomedicínského inženýrství, České vysoké učení technické v Praze, Kladno, Česká republika

v Praze dne

Příloha C: Schválení experimentu etickou komisí (první část)



FN MOTOL

ETICKÁ KOMISE PRO MULTICENTRICKÁ KLINICKÁ HODNOCENÍ
FAKULTNÍ NEMOCNICE V MOTOLE A 2. LÉKAŘSKÉ FAKULTY UNIVERZITY KARLOVY
V PRAZE

Ethics Committee for Multi-Centric Clinical Trials of the University Hospital Motol and
2nd Faculty of Medicine, Charles University in Prague

✉ V úvalu 84, 150 06 Praha 5 ☎ 224 431 195 📠 224 431 196 📧 etickakomise@fnmotol.cz
www.fnmotol.cz

STANOVISKO ETICKÉ KOMISE K VÝZKUMNÉMU PROJEKTU *OPINION OF THE ETHICS COMMITTEE ON RESEARCH PROJECT*

Název projektu / *Full Title of the Project:*

Excentrický rotační test vestibulárního aparátu

Zadavatel, žadatel a řešitel / *Sponsor, Applicant and Investigator :*

MUDr. Rudolf Černý, CSc., Neurologická klinika 21. LF UK a FN v Motole

Spoluzkoušející / *Coinvestigator:* **Ing. Petr Volf, FBMI ČVUT Kladno**

EK vydává / *EC issues*

souhlasné stanovisko / *favourable opinion*

Datum přijetí / *Date of Submission:* **9. 2. 2018**

Jednací č. / *Reference No.:* **EK - 168/18**

Datum jednání EK / *Date of EC Session:* **28. 2. 2018**

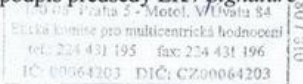
28. 2. 2018

MUDr. Vratislav Šmelhaus

Datum / *Date*

předseda / *Chairman*

podpis předsedy EK / *Signature of Chairman*



Etická komise prohlašuje, že byla ustavena a pracuje podle jednacího řádu v souladu se správnou klinickou praxí (GCP) a platnými předpisy / *The Ethics committee hereby declares that it was established and operates in accordance with its Rules of Procedure in compliance with Good Clinical Practice and valid legal regulations.*

Příloha D: Schválení experimentu etickou komisí (druhá část)

Seznam členů Etické komise / List of the IEC members

Jméno a příjmení Name and Surname	Muž / Žena Male / Female	Odbornost Occupation	Závislost Liability	Hlasoval Voted
MUDr. Vratislav Šmelhaus Předseda / Chairman	M	M.D.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Bc. Eva Sarah Al Jamal	F	Officer	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Anna Dobešová	F	Pensioner	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Doc. MUDr. Jiří Dušek, CSc.	M	M.D.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
PharmDr. Petr Horák	M	Pharmacist	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Prof. MUDr. Jakub Hort, Ph.D.	M	M.D.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Prof. MUDr. Michal Hrdlička, CSc.	M	M.D.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Prof. MUDr. Václav Chaloupecký, CSc.	M	M.D.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Prof. MUDr. Jiří Charvát, CSc.	M	M.D.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Mgr. Zuzana Švihelová	M	Lawyer	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
JUDr. Kateřina Královcová	F	Lawyer	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Prim. MUDr. Zdeněk Linke	M	M.D.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Prof. MUDr. Lidka Lisá, DrSc.	F	M.D.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Doc. MUDr. Jitka Zelenková, CSc.	F	M.D.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Doc. MUDr. Jan Zuna, Ph.D.	M	M.D.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>