

MASARYKOVA UNIVERZITA

Lékařská fakulta

**M U N I
M E D**

**INTERPRETACE NÁLEZŮ OFTALMOLOGICKÝCH
PŘÍSTROJOVÝCH VYŠETŘENÍ**

Bakalářská práce

Vedoucí práce:

doc. MUDr. Karolína Skorkovská, Ph.D.

Autor práce, obor:

Anna Gregarová, Optika a optometrie

Brno, únor 2020

MASARYKOVA UNIVERZITA

Lékařská fakulta

Katedra optometrie a ortoptiky

AUTOR: Anna Gregarová

OBOR: Optika a optometrie

TÉMA PRÁCE: Interpretace nálezů oftalmologických přístrojových vyšetření

VEDOUCÍ PRÁCE: doc. MUDr. Karolína Skorkovská, Ph.D.

ROK OBHAJOBY: 2020

Anotace

Bakalářská práce se zabývá interpretací nálezů nejčastějších oftalmologických přístrojových vyšetření. V každé kapitole se nachází popis principu měření na daném přístroji, interpretace fyziologického nálezu, jeho klinický význam a popis typického patologického nálezu. První kapitola je věnována vyšetření předního segmentu oka (Pentacam a předně segmentové OCT), druhá biometrii (ultrazvuková a optická), třetí kapitola vyšetření zadního segmentu oka (OCT a HRT), čtvrtá perimetrii (kinetické a statické) a pátá kapitola je věnována elektrofyziologickým vyšetřovacím metodám (ERG, EOG a VEP).

Klíčová slova

Přístrojové vyšetření, interpretace, nález, přední segment oka, zadní segment oka, topografie, tomografie, biometrie, perimetrie, elektrofyziologie

MASARYK UNIVERSITY

Faculty of Medicine

Department of Optometry and Orthoptics

AUTHOR: Anna Gregarová

SPECIALIZATION: Optics and Optometry

THEME OF THESIS: Interpretation of Ophthalmological Device Examination Findings

THESIS SUPERVISOR: doc. MUDr. Karolína Skorkovská, Ph.D.

YEAR: 2020

Annotation

The Bachelor thesis discusses the interpretation of the findings of the most common ophthalmological devices. In each chapter there is a description of the principle of measurement on a given device, interpretation of physiological finding, its clinical significance and a description of typical pathological finding. The first chapter is devoted to examination of the anterior segment of the eye (Pentacam and anterior segment OCT), the second chapter describes biometry (ultrasound and optical), the third chapter covers examinations of the posterior segment of the eye (OCT and HRT), the fourth describes perimetry (kinetic and static) and the fifth chapter is dedicated to electrophysiological methods of examination (ERG, EOG and VEP).

Key words

Device examination, interpretation, finding, anterior segment of the eye, posterior segment of the eye, topography, tomography, biometry, perimetry, electrophysiology

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci na téma „Interpretace nálezů oftalmologických přístrojových vyšetření“ vypracovala samostatně pod vedením doc. MUDr. Karolíny Skorkovské, Ph.D. s využitím odborné literatury uvedené v seznamu zdrojů. Souhlasím, aby moje práce byla zpřístupněna ke studijním účelům.

V Brně

Anna Gregarová

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucí mé bakalářské práce doc. MUDr. Karolíně Skorkovské, Ph.D. za odborné vedení, cenné rady a čas, který mi věnovala při psaní mé bakalářské práce.

Obsah

Úvod.....	10
1. Metody zobrazení předního segmentu oka	11
1.1. Pentacam	11
1.1.1. Principy měření	11
1.1.2. Interpretace vyšetření na Pentacamu	12
1.1.3. Klinický význam vyšetření na Pentacamu	15
1.1.4. Přístroje Pentacam využívané v praxi	16
1.2. Optická koherentní tomografie předního segmentu oka	16
1.2.1. Princip měření	17
1.2.2. Interpretace OCT obrazu přední komory oka.....	17
1.2.3. Klinický význam předně segmentového OCT	18
1.2.4. Předně segmentové OCT přístroje využívané v praxi.....	21
2. Biometrie	22
2.1. Ultrazvuková biometrie oka.....	22
2.1.1. Typy zobrazení využívané v oftalmologii.....	23
2.1.2. Ultrazvukové metody biometrie oka	24
2.1.3. Klinický význam ultrazvukové biometrie oka	26
2.2. Optická biometrie oka	30
2.2.1. Klinický význam optické biometrie oka	31
2.3. Biometrické přístroje využívané v praxi.....	32
3. Metody zobrazení zadního segmentu oka.....	33
3.1. Optická koherentní tomografie (OCT).....	33
3.1.1. Time-domain OCT (TD OCT)	33
3.1.2. Frequency-domain OCT (FD OCT)	34
3.1.3. Interpretace OCT obrazu zadního segmentu oka	34

3.1.4.	Klinický význam OCT zadního segmentu oka.....	36
3.1.5.	Přístroje OCT využívané v praxi.....	39
3.2.	Heidelberský retinální tomograf (HRT).....	39
3.2.1.	Princip měření v glaukomovém režimu	40
3.2.2.	Interpretace HRT obrazu v glaukomovém režimu	40
3.2.3.	Klinický význam HRT v glaukomovém režimu	44
3.2.4.	Přístroje HRT využívané v praxi.....	45
4.	Perimetrie.....	46
4.1.	Kinetická perimetrie.....	46
4.1.1.	Interpretace nálezu kinetické perimetrie	47
4.1.2.	Klinický význam kinetické perimetrie	48
4.2.	Statická perimetrie	48
4.2.1.	Interpretace nálezu statické perimetrie.....	49
4.2.2.	Klinický význam statické perimetrie.....	52
4.3.	Perimetrické přístroje užívané v praxi	53
5.	Elektrofyzilogické vyšetřovací metody	54
5.1.	Elektroretinografie (ERG).....	54
5.1.1.	Klasická záblesková ERG (Full-field ERG, celoplošná ERG)	54
5.1.2.	Elektroretinografie na strukturované podněty (PERG).....	57
5.1.3.	Multifokální elektroretinografie (mfERG).....	58
5.2.	Elektrookulografie (EOG).....	59
5.2.1.	Klasická elektrookulografie – adaptační metoda	60
5.2.2.	Klinický význam elektrookulografie.....	60
5.3.	Zrakové evokované potenciály (VEP)	62
5.3.1.	Zábleskové VEP (flash VEP).....	62
5.3.2.	VEP na strukturované podněty (pattern VEP)	63
5.3.3.	Klinické využití VEP.....	64
	Závěr	66

Seznam použité literatury.....	67
Knižní zdroje.....	67
Elektronické zdroje	67
Odborné časopisy	69
Ostatní zdroje	70
Seznam obrázků	71
Seznam tabulek	74
Seznam zkratk	75

Úvod

Přístroje využívané v oftalmologické praxi slouží primárně k diagnostice možných očních patologií, a to jak anatomických anomálií, tak funkčních nedostatků. Výsledky měření pomohou ke stanovení diagnózy nebo sledování progresu očního onemocnění, plánování chirurgických zákroků nebo volbě léčebného postupu. Obecně je možné oftalmologické přístroje rozdělit do několika kategorií – přístroje sloužící k zjištění refrakčního stavu oka, zobrazovací přístroje a přístroje zjišťující funkci zrakového aparátu.

Podle Světové zdravotnické organizace (WHO) trpí slepotou celosvětově 2,2 miliardy osob, z čehož alespoň 1 miliarda má poruchu zraku, které mohlo být předejito, nebo která může být řešena. V publikaci World report on vision (2019, Světová zpráva o zraku) WHO vyzdvihuje důležitost přístrojového vyšetření ať ve funkci preventivně screeningové, diagnostické či zobrazovací. Jelikož je velké množství přístrojů moderními vynálezy, často vyšetření na nich nejsou zahrnuty v tabulkách pojišťoven, a pacient si je musí hradit sám. Je proto nutné, aby každý zdravotní pracovník v poli oftalmologie a optometrie znal důležitost těchto často nákladných vyšetření a byl schopen vysvětlit pacientovi jejich nezastupitelný význam. [11]

Cílem této práce s názvem „Interpretace nálezů oftalmologických přístrojových vyšetření“ je vytvořit stručný přehled o principech měření na vybraných oftalmologických přístrojích, objasnit interpretaci výsledků měření na těchto přístrojích a poukázat na jejich klinický význam. Vybranými přístrojovými vyšetřeními pro tuto práci jsou: vyšetření předního segmentu oka na Pentacamu, optická koherentní tomografie předního segmentu, ultrazvuková a optická biometrie, optická koherentní tomografie zadního segmentu oka, vyšetření terče zrakového nervu pomocí Heidelberského retinálního tomografu, statická a kinetická perimetrie a elektrofyziologické vyšetřovací metody.

1. Metody zobrazení předního segmentu oka

Přední oční segment tvoří rohovka, spojivka, zornice, duhovka, přední oční komora, rohovko-duhovkový úhel, zadní oční komora a oční čočka.

Slit-scanning analýza umožňuje měření topografických dat přední a zadní plochy rohovky, přední plochy duhovky a čočky, geometrickou analýzu, zhodnocení tloušťky rohovky, hloubky přední komory a analýzu duhovko-rohovkového úhlu. Při slit-scanning projekční analýze je sekvenčně snímána struktura úzkým svazkem paprsků, obraz je zachycen na kameru a počítačově vyhodnocen. Je to neinvazivní metoda využívající principů laserových a interferenčních zákonitostí a faktu, že rohovka, čočka a duhovka vykazují vyšší stupeň rozptylu světla v porovnání se sklivcem či slzným filmem. [2]

1.1. Pentacam

Pentacam je přístroj sloužící ke kvalitativnímu i kvantitativnímu vyšetření předního segmentu oka. Poskytuje informace o všech strukturách předního segmentu od přední plochy rohovky až po zadní pouzdro oční čočky. [2], [36]

Skládá se ze Scheimpflugovy kamery a osvětlovacího systému. Během vyšetření rotuje kamera kolem optické osy oka a vytváří tak radiálně orientované snímky rohovky. Přístroj pořídí během jednoho měření 50-100 snímků za 2 sekundy. [2]

1.1.1. Principy měření

Během měření je oko osvětleno LED diodou o vlnové délce 475 nm. Osa optického řezu a osa objektivu spolu svírají úhel 45°. Pentacam má dvě kamery, jedna rotuje kolem oka po kružnici a zachycuje obrazy oka a druhá kontroluje pacientovu fixaci. Pro správné vyhodnocení měření je potřeba mít při snímání definovaný kalibrační bod. K tomuto se nejčastěji používá střed nejmenší kruhové značky nebo rohovkový odraz fixačního světla. Rotující kamera zaznamenává 12, 25, nebo 50 snímků. Přístroj získá z měření tzv. elevační body a následně je použije k rekonstrukci trojrozměrného obrazu předního segmentu oka. Při měření se využívá následujících principů. [2], [36]

Scheimpflugův princip umožňuje zobrazit oblé objekty s maximální hloubkou ostrosti a minimálním zkreslením obrazu. Scheimpflugovo pravidlo říká, že pokud se protne rovina senzoru, rovina objektivu a rovina předmětu v jednom bodě, výsledek měření bude mít

optimální hloubku ostrosti. Během měření je tedy štěrbinový paprsek nakloněný k optické ose mikroskopu. Pokud jsou různě nakloněné rovinné předměty v tzv. Scheimpflugově uspořádání, mohou být zobrazeny ostře. Za „normální“ se považuje zobrazení, kdy obrazová rovina a rovina čočky jsou paralelní a Scheimpflugova přímka leží v nekonečnu. [36]

Dále je využívána metoda počítačové vizualizace sledování paprsku neboli **ray tracing**. Tato metoda spočívá v postupném sledování paprsků odražených od předmětu směrem k detektoru a je specifická zpětným sledováním paprsku, tj. od pozorovatele. Rozlišují se 3 typy paprsků – primární paprsek (vyslaný od pozorovatele), sekundární paprsek (vznikající odrazem nebo lomem primárního paprsku) a stínový paprsek (vyslaný z místa dopadu primárního paprsku na předmět ke zdroji světla). Sledují se průsečíky paprsků s předměty v pozorované scéně. Pomocí sekundárních paprsků se vykreslují odražené obrazy na povrchu těles a pomocí stínových paprsků se zjišťuje přítomnost stínů vržených na předmět. Ray tracing testuje každý paprsek s každým objektem na scéně. [36]

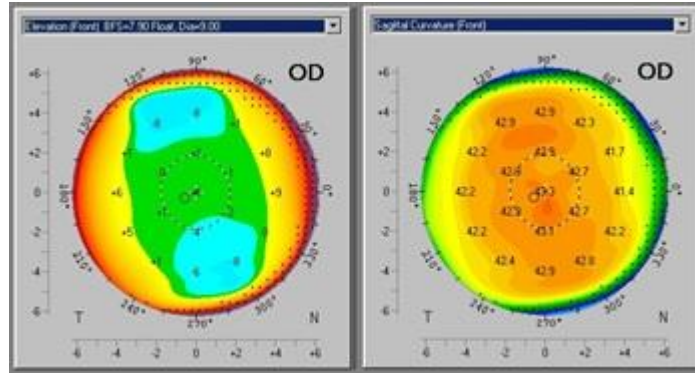
1.1.2. Interpretace vyšetření na Pentacamu

Výsledky měření na Pentacamu je možné zobrazit v několika módech – topografické zobrazení rohovky, pachymetrická mapa rohovky, Wavefront analýza, snímek přední komory a čočky a další. Naměřené hodnoty jsou také zobrazeny v tabulce.

Topografie rohovky detailně popisuje povrch rohovky, dává také informace o lomivé síle rohovky v celém jejím průměru. Při měření je zacíleno spíše na přední plochu rohovky, zadní plocha rohovky totiž hraničí s komorovou tekutinou, index lomu rohovky a komorové vody je téměř stejný, optický účinek na rozhraní těchto prostředí je proto minimální. Odražené paprsky od tkání snímá CCD (Charge-coupled device) videokamera. Přístroj dále naměřená data převede do barevně kódované mapy povrchu rohovky. [8], [16], [36]

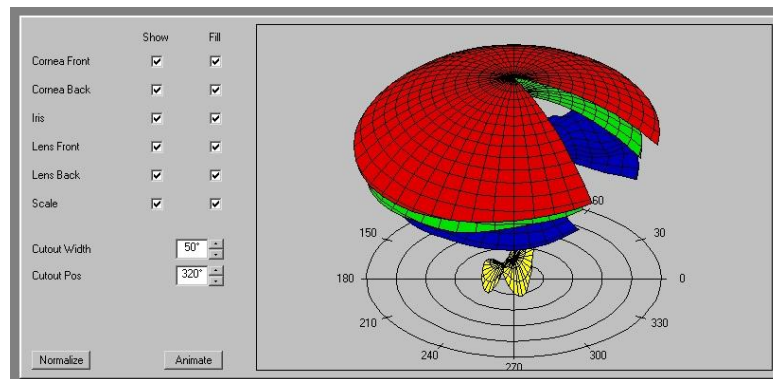
Mapa poloměrů křivosti rohovky slouží primárně k diagnostice ektatických onemocnění sítnice. Sagitální zobrazení znázorňuje vzdálenost mezi měřeným bodem na přední nebo zadní ploše rohovky a místem, kde kolmice tečny měřeného bodu protíná vztahnou osu. Hodnoty přední plochy rohovky jsou zobrazeny kladně a hodnoty zadní plochy rohovky jsou zobrazeny záporně. Tangenciální zobrazení mapuje poloměry křivosti tangenciálních kružnic dotýkajících se měřených bodů. Tangenciální poloměr křivosti odpovídá poloměru křivosti rohovky. Tangenciální zobrazení je tedy přesnější. [8], [16], [36]

Elevační mapy poskytují přesné informace o tvaru rohovky. Jsou nezávislé na orientaci optické osy. Pentacam nabízí relativní elevační mapy (vztahující se k referenčnímu tvaru). Referenční tvar je možné zvolit ze tří nabízených typů – elipsoid, torický elipsoid a sféra. [8], [16], [36]



Obr. 1 Barevná topografická mapa sagitálního zakřivení (vlevo) a elevace (vpravo) přední plochy rohovky zdravého oka [41]

Trojrozměrná mapa rohovky je užitečná pro předoperační vyšetření před operací katarakty, implantací IOL a laserovou refrakční operací. Také je využívána pro diagnózu ektatických onemocnění rohovky (keratokonus, keratoglobus) a určení nepravidelného astigmatismu. V praxi optometristy je nejdůležitější pro vyšetření oka při aplikaci (a při následných kontrolách) kontaktních čoček. [8], [16], [36]

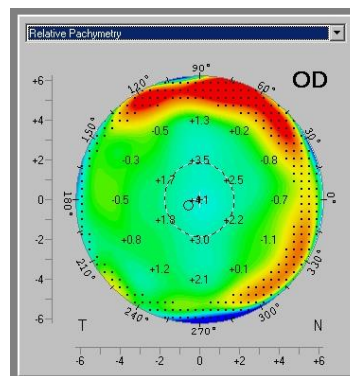


Obr. 2 3D zobrazení topografie fyziologické rohovky [41]

Pomocí **pachymetrického měření** je možné získat informaci o tloušťce rohovky, tj. vzdáleností mezi přední a zadní plochou rohovky. Obecně se měření pachymetrie dělí na dva typy – kontaktní metody a bezkontaktní metody. Bezkontaktní pachymetrie je metoda optická. Moderní bezkontaktní pachymetry jsou většinou součástí přístrojů jako OCT, IOL master nebo Pentacam. [8], [16], [36]

Pentacam jako jediný přístroj měří tloušťku rohovky v celé její ploše. Tloušťka rohovky je spočítána z elevačních dat obou ploch rohovky. Tloušťku potom zobrazuje pomocí barevných map. Vrchol rohovky slouží jako nulový bod pro kartézskou soustavu souřadnic použitou pro orientaci na rohovce, každý měřený bod na rohovce má svoji souřadnici vztaženou právě k vrcholu rohovky. Standardně se hodnotí pachymetrie zejména v centru zornice, v některých situacích je ale potřeba mít detailní přehled o rozložení tloušťky rohovky – například před implantací stromálního rohovkového prstence u pacientů s keratokonem. [8], [16], [36]

Pachymetrická data jsou zobrazena formou barevně klíčované mapy a tabulky s naměřenými hodnotami. Za běžnou tloušťku rohovky v jejím centru jsou považovány hodnoty 500-600 nm, v periférii je její průměrná tloušťka kolem 1 mm. [3]



Obr. 3 Barevná mapa pachymetrie rohovky [41]

Wavefront analýza neboli aberometrie je technologie měřící aberace optického systému oka pomocí analýzy vlnoplochy po průchodu okem. Tato metoda využívá Zernikeho polynomy, které jsou navrženy pro popis vlnoploch. Při průchodu vlnoploch přes lámavou plochu se některé dříve rovnoběžné vlnoplochy deformují. Ideálně jsou výsledkem kulové vlnoplochy se středem v ohnisku F. Skutečná situace v oku je taková, že se vlnoplochy odchýlí od kulové plochy. Čím je tato odchylka větší, tím je vyšší aberace a zhoršuje se kvalita lomivého systému. [8], [36]

Zernikeho analýza je v Pentacamu prováděna na základě elevačních dat přední a zadní plochy rohovky. Z těchto dat je určen koeficient pro každý Zernikův polynom zvlášť a výsledky jsou potom zobrazeny v různých mapách. Díky tomu je možné vidět výšku jakéhokoliv místa na rohovce. Nejčastěji využívané je 3D zobrazení a barevně kódované 2D zobrazení, dalšími možnostmi zobrazení polynomů je v pyramidě či vektorové zobrazení. [36]

Jednotlivá měření je také možné mezi sebou srovnávat v čase.

1.1.3. Klinický význam vyšetření na Pentacamu

Význam Pentacamu v oftalmologické praxi je rozsáhlý. Využívá se pro diagnostiku ektatických onemocnění rohovky (keratokonus, marginální pelucidní degenerace, keratoglobus), k získávání dat důležitých pro refrakční chirurgii (laserové refrakční zákroky i implantace fakických nitroočních čoček) a chirurgii katarakty a k získávání potřebných dat pro aplikaci kontaktních čoček

1.1.3.1. Keratokonus

Keratokonus je nejčastěji se vyskytující degenerativní ektatické onemocnění rohovky. Je typické kónickým vyklenutím a protenčením rohovky v její paracentrální oblasti. Obvykle se projevuje ve druhém decéniu a asymetricky postihuje obě oči. Subjektivně pacienti popisují zhoršené vidění, zkreslené a dvojité vidění, intoleranci na kontaktní čočky, zvýšenou citlivost na oslnění, halo efekt a astenopické potíže. [6], [16]

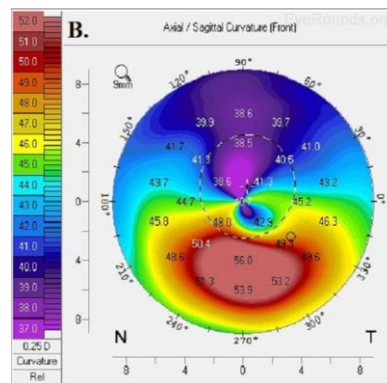
Klinicky je možné na oku pozorovat kromě protenčení a vyklenutí rohovky eventuelně i Fleischerův prstenec (depozita železa v rohovce v bázi konu), Vogtovy lišty (horizontální trhliny v Descemetově membráně), Bowmanův stín (jizvy na povrchu rohovky způsobené trhlínami v Bowmanově membráně), Munsonův příznak (deformace dolního víčka při pohledu dolů) a Axenfeldův příznak (snížení až ztráta citlivosti na vrcholu rohovky v důsledku jejího protenčení). [6]

Pro klasifikaci stupně keratokonu je využíváno několik stupnic (Amslerova, Krumeichova, dle tvaru konu, dle poloměru křivosti přední plochy rohovky). Nejčastěji využívanou je Amslerova klasifikační stupnice, která dělí onemocnění do čtyř stupňů podle pokročilosti. Hodnotí poloměr křivosti, tloušťku a transparenční rohovky a nejlepší dosažený vizus s plnou korekcí. [6]

Tabulka 1 Amslerova klasifikace stupně keratokonu [6]

	Poloměr křivosti rohovky (mm)	Tloušťka rohovky (mm)	Nejlepší vizus s brýlovou korekcí	Nejlepší vizus s RGP kontaktní čočkou	Transparenční rohovky
Amsler I	<7,5	0,5	1	>1	Normální
Amsler II	7,2-6,5	0,4	0,8-0,2	≥1	Normální
Amsler III	6,5-5,8	0,25	0,2-0,1	0,8-0,5	Snížená
Amsler IV	<5,8	<0,2	<0,1	0,4	Silně snížená

Pentacam je v diagnostice keratokonu využíván pro možnost komplexního vyšetření během jediného měření. Hodnotí se topografické mapy, na kterých je v případě onemocnění keratokonem patrný nepravidelný astigmatismus a vyklenutí pod centrem rohovky znázorněné teplými odstíny (tmavě červená, fialová až šedočerná). Dále jsou využívány pachymetrické hodnoty a mapy, na kterých se hodnotí tloušťka rohovky. [16], [29]



Obr. 4 Barevná topografická mapa sagitálního zakřivení přední plochy rohovky s keratokonem [16]

Pro diagnózu keratokonu je užitečným nástrojem Pentacamu KC index (KI). Jedná se o bezrozměrný index. Je poměrem mezi průměrným poloměrem křivosti horní a dolní poloviny plochy rohovky. Za abnormální je považována hodnota vyšší než 1,07. [20]

1.1.4. Přístroje Pentacam využívané v praxi

V praxi se setkáme s přístroji Pentacam od společnosti Oculus. V současnosti nabízí tři řady – Pentacam[®], Pentacam[®] HR, který nabízí vyšší rozlišení a lepší kvalitu obrazu, a doposud nejnovější Pentacam[®] AXL, pomocí kterého můžeme měřit i axiální délku oka. [20]

1.2. Optická koherentní tomografie předního segmentu oka

Optická koherentní tomografie předního segmentu oka (AS-OCT – Anterior Segment Optical Coherence Tomography) je bezkontaktní a neinvazivní zobrazovací metoda vycházející z optických principů Michelsonova nízkokoherentního interferometru. Na předním segmentu oka se pomocí OCT zjišťují patologie rohovky, komorového úhlu a duhovky. Nevýhodou tohoto přístroje je, že neumožňuje zobrazení struktur za duhovkou, jelikož infračervený paprsek neprochází přes duhovkovou tkáň. Nejčastěji je OCT využíváno k optické biometrii přední komory, hodnocení velikosti duhovko-rohovkového úhlu, diagnóze névů duhovky, irido-

dialýzy, rohovkových jizev, posouzení tloušťky rohovky či nálezu po chirurgických výkonech na rohovce. [2], [16]

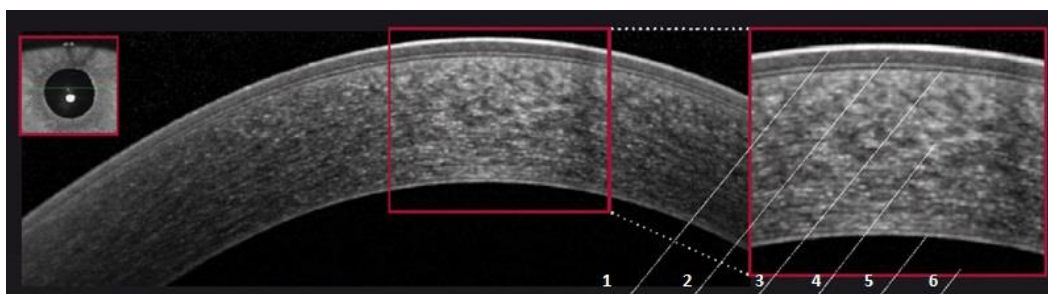
1.2.1. Princip měření

Interferometr měří časové zpoždění mezi odrazem paprsku od tkáně a odrazem kontrolního paprsku od referenčního zrcadla. Princip koherentní tomografie je podobný principu ultrazvukového měření, jen místo akustických vln využívá vlny optické, přesněji infračervené světlo o vlnové délce 1310 nm. Použitím nízko-koherentních zdrojů světla je možné dosáhnout vysoké rozlišovací schopnosti. Výsledkem měření je dvou nebo trojrozměrný tomografický obraz (zobrazení v řezech). Tento obraz je vytvořen procesem laterálního skenování světelného paprsku a vytvořením axiálních skenů (A-scan), které nesou informaci o síle odraženého signálu, tedy o hloubce zobrazované tkáně. Tyto A-scany se následně skládají do uceleného obrazu (B-scan) a poté do trojrozměrné vizualizace. Výsledky mohou být zobrazeny ve statické i dynamické podobě. [2], [14]

1.2.2. Interpretace OCT obrazu přední komory oka

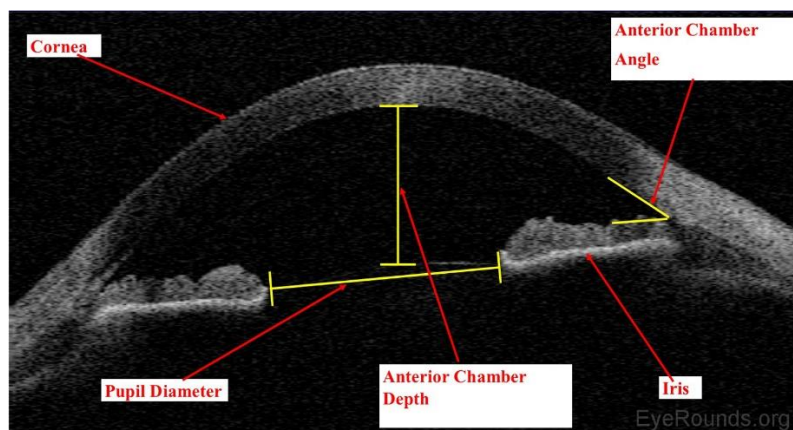
Na předním segmentu oka je nejvíce odrazná duhovka, nejmenší odrazivost naopak vykazují čočka a rohovka, a to z důvodu jejich transparentnosti. Ze stejného důvodu je dobře patrné sklerokorneální rozhraní mezi transparentní rohovkou a více reflektivní neprůhlednou bělímou. [14], [37]

Na rohovce je možné rozeznat více reflektivní Bowmanovu membránu, Descemetovu membránu a endotel rohovky, méně reflektivní je poté stroma rohovky. [14]



Obr. 5 OCT snímek rohovky (1 – slzný film, 2 – epitel rohovky, 3 – Bowmanova membrána, 4 – stroma rohovky, 5 – endotel rohovky, 6 – přední komora) [14]

Komorová voda nevykazuje žádnou odrazivost, přední komora se proto na tomografickém snímku jeví jako tmavá. [14], [37]



Obr. 6 OCT snímek přední komory s vyznačenou základní anatomií přední komory oka [16]

Při kvalitativní analýze se využívá černobílého nebo pseudobarevného snímku. Hodnotí se morfologie vyšetřovaných tkání (např. struktura povrchu, tvarové změny či přítomnost lézí) a reflektivita vyšetřovaných tkání, která koreluje s transparentností tkáně, a může být patologií změněna. [4], [37]

Zvýšená reflektivita tkáně může být způsobena přítomností zánětů, krvácení, akumulací infiltrátů, pigmentu a fibróz. Snížená reflektivita je způsobena akumulací tekutiny, hypopigmentací či zakalením optických médií. [4], [37]

Kvantitativní analýza umožňuje kvantifikovat míru patologie a porovnávat ji v čase. Probíhá pomocí softwarových algoritmů. Poskytuje informace o tloušťce rohovky, hloubce a šířce přední komory, velikosti komorového úhlu a průměru zornice. [4], [37]

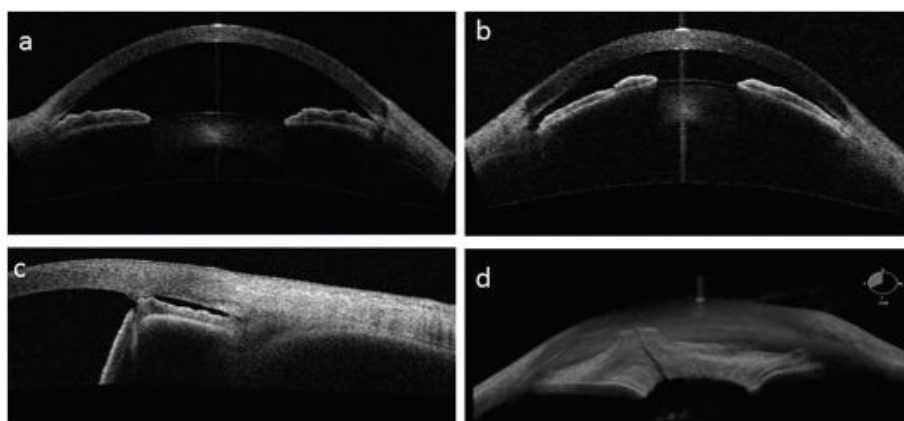
1.2.3. Klinický význam předně segmentového OCT

Předně-komorové OCT je využíváno v diagnostice patologií rohovky, duhovky, přední komory a komorového úhlu. Dále je využíváno k optické biometrii přední komory, zjišťování údajů důležitých pro refrakční chirurgii a kontaktologii a k určování velikosti iridokorneálního úhlu.

1.2.3.1. Posouzení velikosti komorového úhlu

Na rozdíl od jiných metod sloužících k vyšetření komorového úhlu (např. gonioskopické vyšetření pomocí Goldmannovy čočky), je možno OCT považovat ze objektivní vyšetření, není totiž závislé na úsudku a zkušenostech vyšetřujícího, a nehrozí při něm mechanické pokrivení úhlu tlakem vyšetřovací čočky. [4], [14], [37]

Při posuzování velikosti komorového úhlu je především zjišťováno riziko uzavěru úhlu při glaukomu. Glaukom je multifaktoriální onemocnění, může se projevat kromě zvýšeného nitroočního tlaku také zúženým či uzavřeným duhovko-rohovkovým úhlem, ucpáním trámčiny úhlu usazeninami pigmentu nebo jiného materiálu (viz kapitola 3.1.4.1. Glaukom). Stávající OCT jsou díky vysokému rozlišení obrazu schopny vizualizovat mikrostruktury komorového úhlu jako Schlemmův kanál, Schwalbeho linie nebo trabekulární trámčinu. Pacient s mělkou přední komorou je predisponován k vysokému nitroočnímu tlaku, který může vyústit v patologické změny na papile zrakového nervu. [4], [14], [37]



Obr. 7 OCT snímek přední komory s a) otevřeným úhlem, b) úzkým úhlem, c) uzavřeným úhlem, d) 3D zobrazení uzavřeného úhlu [37]

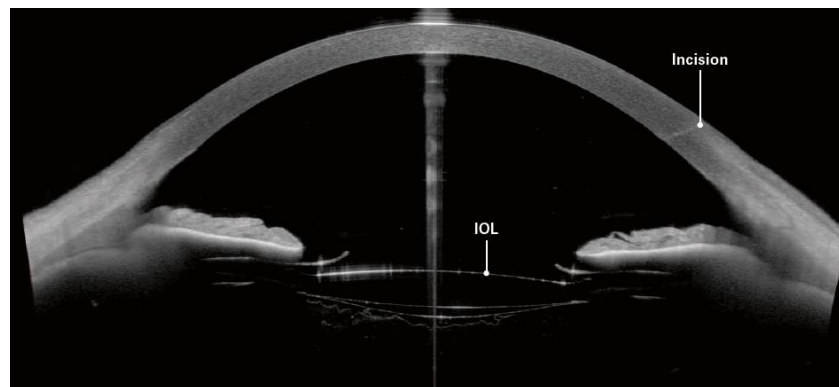
V praxi se využívá Shafferova nebo Scheieho klasifikace velikosti komorového úhlu. Shafferův systém je založený na numerickém popisu velikosti komorového úhlu. Scheieho klasifikace je založena na viditelnosti jednotlivých úhlových struktur. Používá opačnou stupnici oproti Shafferovi (např. stupeň 3 dle Shaffera odpovídá stupni I dle Scheieho). Scheieho klasifikace má z důvodu svého popisného charakteru uplatnění spíše při gonioskopickém vyšetření komorového úhlu. [1]

Tabulka 2 Shafferova klasifikace velikosti komorového úhlu [1]

Stupeň dle Shaffera	Velikost úhlu	Popis
4	35°-45°	Otevřený úhel, všechny struktury úhlu dobře viditelné až po kořen duhovky, žádné riziko uzavření
3	20°-30°	Otevřený úhel, dobrá viditelnost všech struktur úhlu, žádné riziko uzavření
2	Do 20°	Úhel je malý, trabekulární trámčina je viditelná, existuje riziko uzavření úhlu
1	Do 10°	Úhel je velice malý, veliké riziko uzavření úhlu
0	0°	Úhel je úplně uzavřen iridokorneálním kontaktem

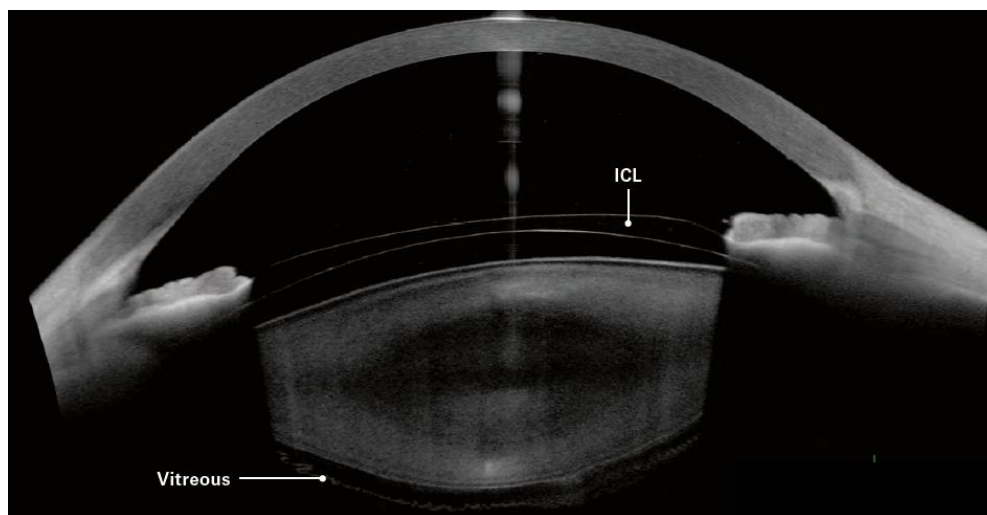
1.2.3.2. Implantovaná nitrooční čočka (IOL – intraocular lens)

IOL neboli nitrooční čočky jsou metodou chirurgické korekce vizu vhodnou především pro pacienty s ustálenou vyšší ametropií (fakické IOL) a pro afakické pacienty (IOL). Design umělých nitroočních čoček se skládá z části optické a z části haptické. Část optická je zpravidla bikonvexního tvaru napodobující tvar čočky, slouží k dioptrické korekci vady. Haptická část slouží k fixaci čočky ve stabilní poloze. Podle umístění IOL v oku se dělí na předně-komorové (fixované v komorovém úhlu a fixované na duhovku), zadně-komorové a zadně-komorové umístěné do pouzdra čočky. Jednotlivé typy se liší především tvarem haptické části. [3], [25]



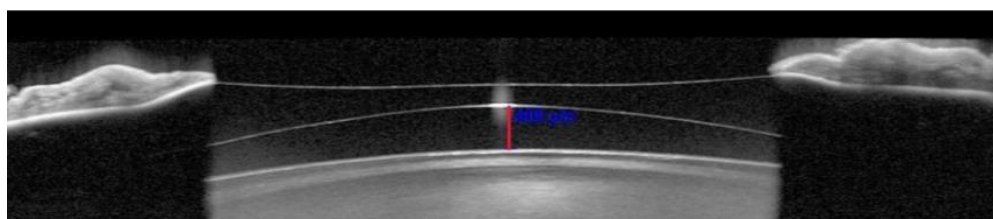
Obr. 8 OCT snímek pseudoafakického oka s implantovanou IOL [17]

Fakické nitrooční čočky jsou typické implantací do oka bez odstranění lens crystallina. Výhodou této techniky chirurgické korekce vizu je zachování akomodace, stabilita refrakce a reverzibilita. Podle umístění se rozdělují na předně-komorové a zadně-komorové. Tato metoda je indikována v případě vyšší ametropie, která je ustálená, nebo v případě nemožnosti provést laserový refrakční zákrok. Kontraindikace jsou anomálie endotelu rohovky, degenerace a dystrofie rohovky, hloubka přední komory menší než 2,8 mm pro zadně-komorové (respektive menší než 3,2 mm pro předně-komorové), glaukom, zakalení čočky či onemocnění sítnice. Nejčastěji aplikovanou fakickou nitrooční čočkou je zadně-komorová čočka ICL (Implantable Collamer Lens, Implantable Contact Lens). [3], [25]



Obr. 9 OCT snímek oka s implantovanou ICL [17]

Pro fakické nitrooční čočky je důležitý údaj ICL vault. Jedná se o centrální vzdálenost mezi zadní plochou implantované fakické čočky a přední plochou lens crystallina. Ideálně by tato vzdálenost měla být v rozmezí 0,250-0,750 mm. Pokud by byl vault implantované ICL příliš malý, mohlo by dojít ke kontaktu mezi vlastní čočkou a implantovanou ICL a následnému vzniku přední subkapsulární katarakty. Pokud by byl vault ICL příliš velký, hrozilo by riziko disperze pigmentu a vyššího nitroočního tlaku. [3], [25]



Obr. 10 Vault – vzdálenost mezi zadní plochou ICL a přední plochou lens crystallina [17]

1.2.4. Předně segmentové OCT přístroje využívané v praxi

V praxi je možné setkat se například s přístroji Cirrus HD-OCT firmy Zeiss, ANTERION® firmy HEIDELBERG ENGINEERING a Optovue RTVue-XR Avanti OCT Systém.

2. Biometrie

Biometrie je metoda měření axiální délky oka, keratometrických dat, pachymetrických dat, hloubky přední komory oka a tloušťky oční čočky. Nejčastěji se provádí za účelem výpočtu parametrů umělé nitrooční čočky. [2]

Pro biometrické vyšetření je využíváno akustické vlnění (ultrazvuková biometrie) nebo infračervené světelné záření (optická biometrie). [2]

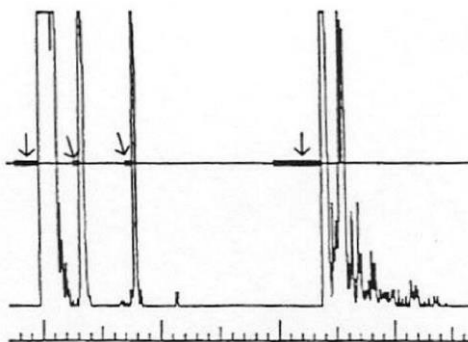
2.1. Ultrazvuková biometrie oka

Ultrazvuková biometrie využívá pulsního principu neboli měření echa s časovým zpožděním. Vyslaný a odražený zvukový signál je detekován na základě rychlosti jeho návratu. V oftalmologii je využíván vysokofrekvenční ultrazvuk o frekvenci 5-20 MHz, který umožňuje vysoké rozlišení výsledného obrazu. Rozlišení je dáno schopností přístroje rozlišit dvě rozhraní, která leží v těsné blízkosti, jako samostatné signály. Na základě přijatých dat algoritmus počítače vypočítá průběh vlny okem. [2], [27]

V lidském oku se nachází 5 rozhraní ovlivňující chod akustických vln: rohovka – komorová voda, komorová voda – čočka, čočka – sklivec, sklivec – sítnice, bělima – tkáň očníce. Nazývají se akustická rozhraní. [3]

Nejdříve je měření provedeno s maximální intenzitou signálu, je tak dosaženo maximální reflexe hrotů zvukových paprsků směřujících kolmo k rozhraním podél optické osy. Na echogramu se zobrazí retinální a sklerální hrot jako jeden. Postupným snižováním intenzity se potom na displeji budou zobrazovat pouze silnější obrazy s jasně oddělitelnými vrcholy. [27]

Pro určení vzdáleností mezi jednotlivými rozhraními využívá většina přístrojů tzv. gates. Gates jsou měřicí kolmice (vertikální brány) na displeji, které určují vzdálenost mezi dvěma body. Při automatickém měření si polohu kolmic určuje přístroj, zatímco při manuálním měření je volí vyšetřující osoba. Biometr automaticky umísťuje gates na hrot rohovky, přední plochy čočky, zadní plochy čočky a hrot sítnice a je naprogramován, aby měřil vzdálenosti mezi každou dvojicí gates při dané rychlosti signálu. [27]



Obr. 11 Gates [27]

Pro výpočet axiální délky oka se využívá fyzikálního vztahu $vzdálenost = rychlost \times čas$, výsledek je potom podělen dvěma, jelikož zvukový signál se musí vrátit zpět na sondu. Proto je nutná znalost rychlosti šíření ultrazvuku jednotlivými médii. Vhodný vzorec pro výpočet je také možné nastavit výběrem měřícího módu (fakické, afakické, pseudoafakické oko).

2.1.1. Typy zobrazení využívané v oftalmologii

V oftalmologii je využíváno více typů zobrazení ultrazvukové biometrie – zobrazení A, zobrazení B, zobrazení C a standardizovaná echografie. [2]

Zobrazení A (A-scan) je lineární způsob zobrazení ve směru vysílaných ultrazvukových vln. Jedná se o jednorozměrný obraz, kde jsou impulzy z jednotlivých tkáňových rozhraní zobrazeny na obrazovce jako vertikální výchylky od časové základny (echa). Název A-scan je odvozený z anglického „amplitude modulated“, tedy týkající se amplitudy. [2]

Vzdálenosti amplitud na časové základně odpovídají skutečným vzdálenostem jednotlivých rozhraní tkání oka. Měření probíhá pomocí tenkého paprsku s frekvencí 10 MHz, který prochází tkání. Na tkáňovém rozhraní se část paprsku odrazí a část projde. Výška impulzu vypovídá o velikosti zpětně přijímaného akustického impulzu, čím více jsou prostředí rozdílná, tím je odražená vlna větší. Výška impulzu je ovlivněna také úhlem dopadu paprsku ultrazvuku. Úhel dopadu je dán orientací sondy podél osy vidění. Správný způsob přikládání sondy je do osy vidění. Akustické paprsky se odrážejí a lámou stejně jako ty optické, takže pokud je sonda držena ve špatném úhlu, dojde k odklonění části ultrazvukového signálu a nedojde k jeho zpracování sondou. Čím více je úhel dopadu kolmý, tím je signál silnější a amplituda větší. [2], [27]

Zobrazení B (B-scan) poskytuje dvourozměrné zobrazení vyšetřované oblasti. Poskytuje informace o přítomnosti, poloze, tvaru a velikosti případných patologických nálezů. Název B-scan je odvozený z anglického „brightness modulated“, týká se tedy jasu. Amplitudová modulace zobrazení A je tedy nahrazena jasovou modulací. Snímek je na displeji zobrazen v odstínech šedi. Zobrazení se rozděluje na statické a dynamické. [2], [28]

Statické zobrazení B-scanu je řez vyšetřované oblasti v rovině měřené osy ultrazvukového paprsku a ve směru sondy. Výška detekovaných ech moduluje jas bodů obrazovky. Obrazy jsou na displeji zpracovány jako body ve stupních šedi v závislosti na časové základně. Síla echa odpovídá jasů bodu na obrazovce. Poloha a úhel sklonu časové základny jsou závislé na poloze a úhlu sklonu sondy. Pomocí statického obrazu je možno přesně posoudit velikost, polohu a tvar nepohyblivých patologických lézí. [2], [28]

Dynamické zobrazení B-scanu umožňuje sledovat obrazy pohyblivých struktur. Je to série statických B-obrazů v reálném čase, tedy film. Vznik jednotlivých snímků je podmíněn elektronickým či mechanickým vychylováním paprsku. [2], [28]

Méně využívanou metodou zobrazení je **zobrazení C** (takzvaný **C-scan**). Jedná se o dvojrozměrný obraz, který ukazuje rovinu kolmou na směr šíření signálního paprsku. Takto snímáný obraz je typově podobný snímku rentgenovému či tomografickému. [2]

Standardizovaná echografie je kombinací A-scanu a B-scanu v reálném čase. Slouží k přesné detekci, diferenciaci, lokalizaci a měření rozměrů nitroočních a očních patologií. Je významná pro zobrazování zakalených optických médií, kdy není možno využít jiné techniky. [2], [3]

2.1.2. Ultrazvukové metody biometrie oka

Užitím A-scanu je možno provést biometrii oka dvěma způsoby – kontaktní metodou a imerzní metodou. Pro obě metody platí, že axiální délka je měřena od přední plochy rohovky po vnitřní hraniční membránu sítnice, nejedná se tedy z anatomického ani optického hlediska o přesnou hodnotu axiální délky oka. Tato skutečnost je některými přístroji zohledňována připočtením korekčního faktoru pro retinální tloušťku. [27], [31]

Kontaktní metoda je typická umístěním měřicí sondy přímo na rohovku. Pro komfort pacienta je nutná aplikace lokálních anestetik na rohovku (například 0,4 % oxybuprokain). Měření pacient absolvuje v leže. Je vyšetřujícím vyzván, aby se díval přímo před sebe, některé

vyšetřovací sondy obsahují fixační světlo. Vyšetřující přiloží sondu na vrchol rohovky a nasměruje ultrazvukový paprsek podél osy vidění. Měření se opakuje, dokud není k dispozici 5-6 měření, jejichž výsledek se pohybuje v rozmezí do 0,3 mm. [27], [31]

Správně naměřený echogram bude ukazovat 5 hrotů s výraznou amplitudou. První hrot znázorňuje splynutou rohovku se sondou, dále echogram obsahuje hroty přední a zadní plochy čočky, sítnicový a sklerální hrot, za sklerálním hrotem jsou poté zobrazeny hroty měkkých tkání uložených v orbitě. [27], [31]

Při měření je velice důležitá poloha sondy vůči oku, jelikož její špatné umístění může způsobovat chyby v měření. Nejčastější chybou je komprese rohovky tlakem sondy. Ta má za následek zkrácení axiální délky oka. K zabránění stlačení rohovky je využívána on-and-off technika, kdy vyšetřující mezi jednotlivými měřeními vzdálí sondu od rohovky a pacient několikrát zamrká. Dále je během vyšetření monitorována hloubka přední komory jako ukazatel deformace rohovky sondou. [27], [31]

Opačná situace nastává, pokud vznikne mezi sondou a rohovkou prostor pro fluidní meniskus. Tekutinou může být čistící roztok sondy, příliš silný slzný film pacienta nebo oční farmakum (mast či gel). Pro eliminaci této chyby je nutná pečlivá kontrola sondy a dobrá léková anamnéza. Pokud je pravděpodobné, že budou v oku zbytky tekutin z předešlých měření, je nutné oko vyčistit fyziologickým roztokem. [27], [31]

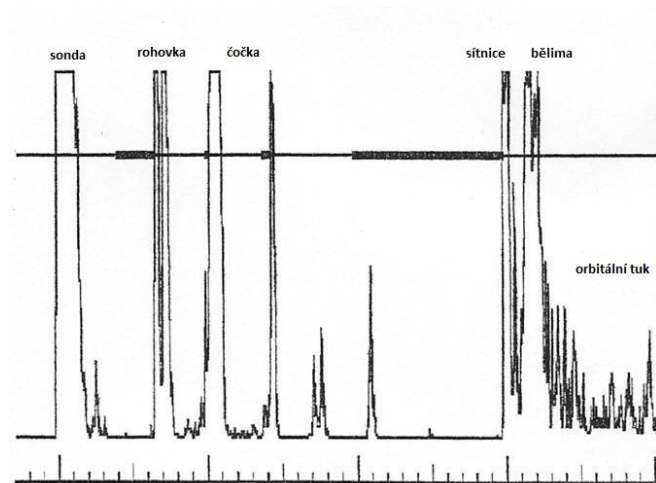
Druhou nejčastější chybou je špatné umístění sondy vůči oku. Při měření je nutné dodržet kolmost sondy k povrchu čočky a makuly, jen tak je docíleno vedení paprsku podél osy vidění. Kolmosti k makule je docíleno, pokud echogram vykazuje stejnou amplitudu sklerálního a retinálního hrotu a pokud retinální hrot stoupá příkře od časové základny. [27], [31]

Dále může být echogram ovlivněn hustým zákalem optických médií. Projevuje se několika vysoce reflexními hroty mezi echem přední a zadní plochy čočky. Pro jasnější obraz je nutné zesílit intenzitu signálu. Naopak snížení intenzity signálu je vhodné při přítomnosti opacit ve sklivci. Ty mohou odrážet i vysoce reflexní hroty podél linie. Hodnoty podél sklivce tak vymizí, zatímco sítnicový hrot přetrvá. [27], [31]

Imerzní metoda biometrie je přesnější metodou měření axiální délky oka ultrazvukem. Vylučuje přímý kontakt sondy s rohovkou využitím vodní lázně a zamezuje tak kompresi rohovky. Po lokální anestezii se mezi víčka vkládá malá předsádka s imerzním roztokem

(nejčastěji methylcelulóza nebo jiný gel pro oční použití). Předsádky mohou být samostatné (typ Hansen) nebo kombinované se sondou (typ Prager). Sonda je během měření umístěna v kapalině několik milimetrů od rohovky. Pacient je vyzván k fixaci očí v primárním postavení. Vyšetřující musí dodržet kolmý směr vyšetřovacího paprsku k akustickým rozhraním uvnitř oka. Pořizují se alespoň 3 dobře čitelné echogramy s rozmezím do 0,3 mm. [27], [31]

Hodnoty axiální délky oka naměřené imerzní metodou jsou oproti kontaktní v průměru o 0,1-0,3 mm delší. Na echogramu fakického pacienta se zobrazí 6 hrotů, můžeme vidět zvlášť hrot sondy (první hrot) a hrot rohovky (druhý hrot). Hrot rohovky také obsahuje dva vrcholy odpovídající přední a zadní ploše rohovky. Ke zobrazení těchto vrcholů je dobré snížení intenzity signálu. Jsou dobrým ukazatelem správné polohy sondy, jelikož se zobrazí pouze pokud sonda směřuje kolmo. [27], [31]



Obr. 12 A-scan za použití imerzní metody, na hrotu rohovky jsou vidět dva vrcholy odpovídající přední a zadní ploše rohovky [27]

Nepřesnosti měření mohou být způsobeny špatnou polohou sondy vůči oku nebo pokud jsou v imerzním roztoku přítomny bubliny. [27]

Imerzní metoda je celkově rychlejší a přesnější, proto je doporučeno využívat právě imerzní metodu.

2.1.3. Klinický význam ultrazvukové biometrie oka

Hlavní význam ultrazvukové biometrie oka je pro výpočet umělé nitrooční čočky (IOL – intraocular lens) po extrakci katarakty.

Katarakta (šedý zákal) je onemocnění čočky, které způsobuje snížení zrakové ostrosti z důvodu jejího zakalení. Jedná se o multifaktoriální onemocnění, rozlišuje se katarakta vrozená a získaná. [3]

Podle lokalizace zákalu se katarakta rozděluje na kortikální, nukleární a subkapsulární. Kortikální a nukleární forma onemocnění je nejčastější a je typická pro senilní katarakty. Subkapsulární katarakta se vyskytuje nejčastěji v podobě zadní kapsulární katarakty a často vzniká u mladších jedinců nebo sekundárně. [3]

Nejčastější získanou příčinou katarakty bývá proces stárnutí. Takzvaná senilní katarakta postihuje až 70 % obyvatel na 75 let. Převážně se jedná o kortikální formu s rychlejší progresí. Další příčiny mohou být metabolické (katarakta při diabetu), systémové onemocnění (galaktosémická katarakta), oční onemocnění (komplikovaná katarakta při uveitidě), poléková (steroidní), fyzikální vlivy (žárová katarakta, radiační katarakta) nebo trauma (traumatická katarakta). Kongenitální katarakta může být čistě hereditární nebo způsobená infekčním onemocněním matky během gravidity. [3]

Jediným způsobem terapie je chirurgické řešení. Operace je indikována při zhoršení vizu pacienta nebo z terapeutické indikace (glaukom uzavřeného úhlu, glaukom z luxace čočky, sklivcová či sítnicová patologie). Dříve se zákal operoval až v pozdních stádiích (až „dozrál“), v dnešní době se k operaci přistupuje dříve, s ohledem na vizuální komfort pacienta. [3]

Nejčastější operační metodou je extrakapsulární extrakce zakalené čočky a následná implantace nitrooční čočky. Oproti historické intrakapsulární extrakci se odstraňuje pouze zakalené jádro a čočková hmota. Pouzdro čočky a závěsný aparát však zůstávají zachovány. [3]

Umělé nitrooční čočky (IOL – intraocular lens) jsou individuálně volená korekce afakie. V kataraktové chirurgii jsou užívané především IOL zadně-komorového typu (PC IOL). Mezi dnes nejčastěji využívané materiály lze zařadit akrylát a collamer, které mají oproti historickým materiálům (PMMA, silikon) lepší mechanické vlastnosti a vyšší biokompatibilitu. Pacienti si mohou vybrat mezi čočkou monofokální nebo multifokální. Implantací umělé čočky ztratí oko schopnost akomodovat, a proto je nutná dodatečná brýlová korekce na různé vzdálenosti. Tomuto lze předejít implantací multifokální IOL, která obsahuje více koncentrických optických zón s různými hodnotami optické mohutnosti. [3]

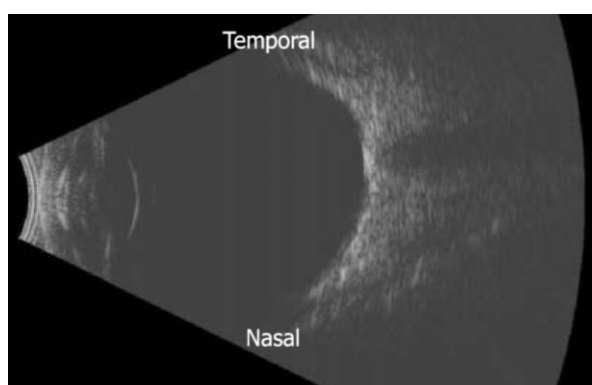
Volba správné optické mohutnosti aplikované IOL závisí na předpokládané poloze implantované umělé čočky, zakřivení rohovky, předoperační hloubce přední komory a tloušťce

čočky. Pro zjištění refrakčního účinku jsou tyto parametry dosazené do výpočtových vzorců. Těchto vzorců existuje několik generací a jsou voleny na základě axiální délky oka pomocí počítačových softwarů. [3], [7]

Tabulka 3 Výběr vzorce pro výpočet IOL na základě axiální délky oka [7]

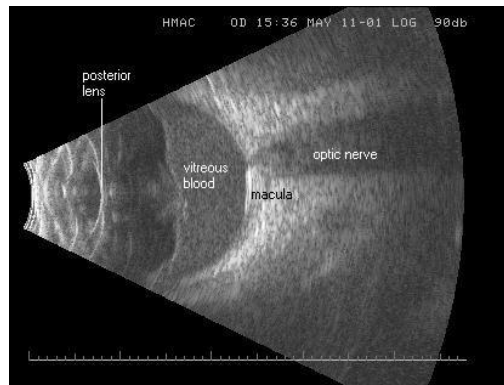
Axiální délka oka v mm	Vzorec
$L < 22$	Hoffer Q, Holladay II, Haigis
$22 \leq L \leq 24,5$	SRK/T, Hoffer Q, Holladay I
$24,5 \leq L \leq 26$	Holladay II, SRK/T
$L > 26$	Holladay I a Holladay II

B-scan ultrazvukové biometrie je využíván k vizualizaci očních patologií především ve sklivci a na sítnici. Na zobrazení B je možné pozorovat rohovku, přední komoru, oční čočku, sklivce, sítnici a optický nerv.



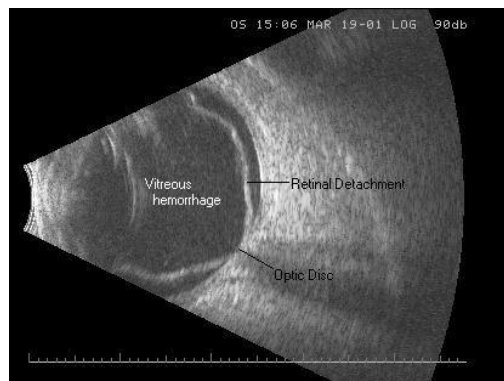
Obr. 13 B-scan zdravého oka [28]

Mezi možné patologie sklivce hodnocené pomocí ultrazvukové biometrie patří **krvácení do sklivce**. Může se objevit jako následek očního traumatu, při ruptuře sítnice, při proliferativní diabetické retinopatii nebo okluzi sítnicové žíly. Čerstvé, mírné krvácení se na echogramu jeví jako malé tečky nebo pohyblivé lineární oblasti s nízkou reflektivitou. Starší a rozsáhlejší krvácení se jeví jako vysoce reflexní opacity uvnitř sklivce. [3], [28]



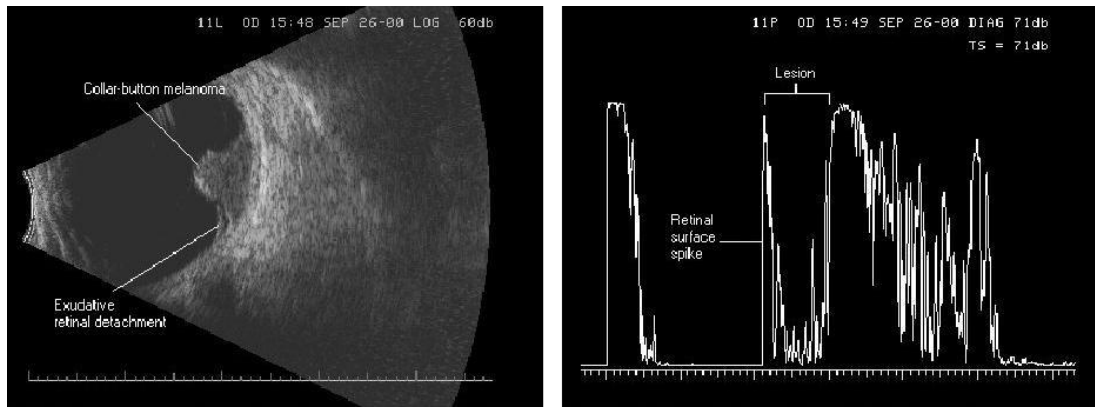
Obr. 14 B-scan oka s krvácením do sklivce [28]

Pokud je v oku přítomno **odchlípení sítnice**, je možné na echogramu vidět vysoce reflexní zvlněnou membránu. U pacientů s totálním odchlípením sítnice je možné pozorovat tuto reflexní membránu přichycenou anteriorně k ora serrata a posteriorně k optickému nervu. Zpočátku je tato membrána pohyblivá, ale časem může dojít k proliferativní vitreoretinopatii (vytvoří se epiretinální membrána) a sítnice tuhne. [3], [28]



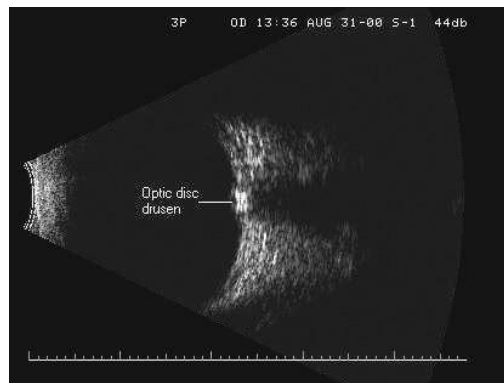
Obr. 15 B-scan oka s odchlípenou sítnicí [28]

Nejčastějším nádorem zadního segmentu oka u dospělých je maligní **melanom cévnatky**. Nádor je homogenní a vysoce buněčný. Na echogramu má nízkou až střední vnitřní odrazivost a pravidelnou vnitřní strukturu. Tento melanom má typický „knoflíkový“ nebo „houbovitý“ tvar. [3], [28]



Obr. 16 B-scan (vlevo) a A-scan (vpravo) oka s melanomem cévnatky [28]

Pomocí ultrazvukové biometrie je také možné zobrazení patologií zrakového nervu. UZ vyšetření je například obligátní pro průkaz **drúz** terče zrakového nervu. [3], [28]



Obr. 17 B-scan oka s druzenou papily zrakového nervu [28]

2.2. Optická biometrie oka

Optická koherentní biometrie (parciální koherentní interferometrie) je moderní metoda měření axiální délky oka, keratometrie, pachymetrie, hloubky přední komory oka, tloušťky oční čočky a výpočtu parametrů umělé nitrooční čočky. Jedná se o reprodukovatelnou, neinvazivní a bezkontaktní metodu založenou na principu parciální koherentní interferometrie. [2]

Koherence je fyzikální vlastnost dvou vlnoploch, které mají konstantní nebo pravidelně se měnící fázový posuv v každém bodě v prostoru. To znamená, že koherentní vlnění mají shodnou frekvenci, společný směr kmitání a jejich fázový posuv se nemění v čase. Koherence úzce souvisí s interferencí. Interferenční jev je výsledek vzájemného superpozičního skládání vln v prostoru. [2]

Součástí optického biometru je takzvaný Michalsonův interferometr obsahující laserovou diodu, která emituje koherentní infračervené světlo o vlnové délce 780 nm s koherenční délkou 100 μm . Michalsonův interferometr potom tento paprsek rozdělí na dva sousední parciální svazky paprsků a vyše je přes zornici do oka. Tyto paprsky se uvnitř oka odrazí na jednotlivých optických rozhraních a vzájemně interferují. Na přístroji jsou poté detekovány fotodiodou a pomocí algoritmů průměrování převedeny na výsledná data vyšetření. [2]

Jako měřítko kvality je využíván poměr signálu k hluku daného přístroje (SNR – signal-to-noise ratio). Čím vyšší je SNR, tím přesnější hodnoty jsou naměřeny. Rozlišovací schopnost optické biometrie je 0,01 mm, což je oproti ultrazvukové biometrii o řád vyšší. [3]

Rozdíly v naměření axiální délce oka oproti ultrazvukové biometrii jsou dány povahou měření. Při ultrazvukové biometrii musí ultrazvukový signál procházet kolmo na všechna rozhraní, a proto kopíruje optickou osu. Při správně fixované optické biometrii prochází signální infračervený paprsek podél osy vidění. Rozdíl je také v dosahu měřícího paprsku, ultrazvuk prochází pouze k vnitřní limitující membráně sítnice, zatímco infračervený paprsek proniká až k pigmentovému epitelu sítnice. [7]

Měření optickým biometrem je oproti měření ultrazvukovým biometrem pro pacienta i vyšetřujícího méně náročné co se týče času i komfortu. Výrazně se také snižuje riziko přenosu infekce. Jeho hlavní výhodou je však možnost měření očí se silikonovou výplní a myopických očí se zadním stafyloemem, ve kterých se optická osa a osa vidění výrazně liší. [3]

Nevýhodou této metody je však neschopnost měřit oči s pokročilou kataraktou, krvácením do sklivce či jizvami na rohovce. Jedná se přibližně o 15 % pacientů. Důvodem je příliš nízký signál k poměru hluku. V takovýchto případech je nutné využít ultrazvukové měření. [3]

2.2.1. Klinický význam optické biometrie oka

Optická biometrie je nejčastěji využívána k výpočtu umělé nitrooční čočky pro pacienty s kataraktou. Pravidla pro výběr IOL jsou stejná jako při ultrazvukové biometrii (viz kapitola 2.1.3. Klinický význam ultrazvukové biometrie oka), celý proces je ale více automatizovaný a pohodlnější pro pacienta. Algoritmus počítače na základě výsledků měření a cílené refrakce navrhuje nejvhodnější nitrooční čočku z databáze.

Right eye (OD): Phakic									
AL [mm]:	23.18	Average K / R [D/mm]:		44.22 / 7.63	Target Refraction [D]:		0.00		
CCT + AD [mm]:	2.74	K1 / R1 [D/mm]:		43.65 / 7.73	Axis (K1) [°]:		156		
CCT [μm]:	549	K2 / R2 [D/mm]:		44.80 / 7.53	n:		1.3375		

OD

IOL Configuration Page: RC 4									
IOL Model	CT Spheris 204		CT SPHERIS 209 M ?		Bunny Lens MF		SeeLens AF		EriL 91 A
Company	Carl Zeiss		Carl Zeiss		Hanita		Hanita		EriLens
IOL-Const	118.3		117.9		118.9		118.8		115.8
Formula	SRK/T		SRK/T		SRK/T		SRK/T		SRK/T

	IOL [D]	Refr. [D]	IOL [D]	Refr. [D]	IOL [D]	Refr. [D]	IOL [D]	Refr. [D]	IOL [D]	Refr. [D]
	19.0	1.1	18.5	1.2	20.0	0.9	20.0	0.9	16.5	1.1
	19.5	0.8	19.0	0.8	20.5	0.6	20.5	0.5	17.0	0.7
	20.0	0.5	19.5	0.5	21.0	0.3	21.0	0.2	17.5	0.4
Next to Tgt	20.5	0.1	20.0	0.1	21.5	-0.1	21.5	-0.1	18.0	-0.0
	21.0	-0.2	20.5	-0.2	22.0	-0.4	22.0	-0.5	18.5	-0.4
	21.5	-0.6	21.0	-0.6	22.5	-0.7	22.5	-0.8	19.0	-0.8
	22.0	-0.9	21.5	-0.9	23.0	-1.1	23.0	-1.2	19.5	-1.2

Target Refr.	20.67	0.00	20.20	0.00	21.42	0.00	21.29	0.00	17.95	0.00
EmmetroPy	20.67	0.00	20.20	0.00	21.42	0.00	21.29	0.00	17.95	0.00

Obr. 18 Výsledek měření optické biometrie s výběrem vhodné IOL [41]

2.3. Biometrické přístroje využívané v praxi

V praxi je možné setkat se s přístroji NIDEK US-500(P) firmy Oculus pro ultrazvukovou biometrii a přístroji Zeiss IOL Master 500 a Zeiss IOL Master 700 pro optickou biometrii.

3. Metody zobrazení zadního segmentu oka

Zadní oční segment tvoří 2/3 celkové velikosti očního bulbu. Od předního segmentu oka je oddělen přední sklivcovou membránou. Skládá se ze sklivce, sítnice, cévnatky, bělimy a zrakového nervu. Při hodnocení zadního segmentu oka je kladen důraz na hodnocení anatomie a funkce sítnice, především v oblasti papily zrakového nervu a oblasti makuly. [3]

Hlavními přístrojovými zobrazovacími metodami využívanými k diagnóze zadního segmentu oka jsou optická koherentní tomografie (OCT) a heidelberský retinální tomograf (HRT). Dříve se také využíval analyzátor nervových vláken GDx, ten je ale v dnešní době nahrazen vyšetřením OCT.

3.1. Optická koherentní tomografie (OCT)

Optická koherentní tomografie je bezkontaktní neinvazivní zobrazovací metoda, která slouží k přímému zobrazování struktur a jejich kvantitativnímu posouzení. Poskytuje vizualizaci příčného řezu tkáně. Hlavně je využívána k vizualizaci sítnice a měření tloušťky vrstvy nervových vláken při diagnóze glaukomu a makulárních děr. [2]

Vlastní přístroj se skládá ze štěrbinové lampy, diodového zdroje infračerveného záření, nízkokoherentního interferometru, videokamery, monitoru a počítače. [2]

Podle technologie měření se vyšetření rozděluje na Time-domain OCT a Frequency-domain OCT. [2]

3.1.1. Time-domain OCT (TD OCT)

TD OCT pracuje na principu posuzování časového zpoždění paprsku odraženého od tkáňové struktury vůči paprsku vyzářenému ze zdroje. Během vyšetření dochází k posuvu referenčního zrcátka podle hloubky snímané vrstvy. Posuvem zrcadla se vytváří profil odrazivosti odpovídající hloubce vyšetřované struktury. Poté dochází k interferenci těchto dvou paprsků. Interferenční obrazec je snímán detektorem a počítačově převeden na tomografický obraz. [2], [4]

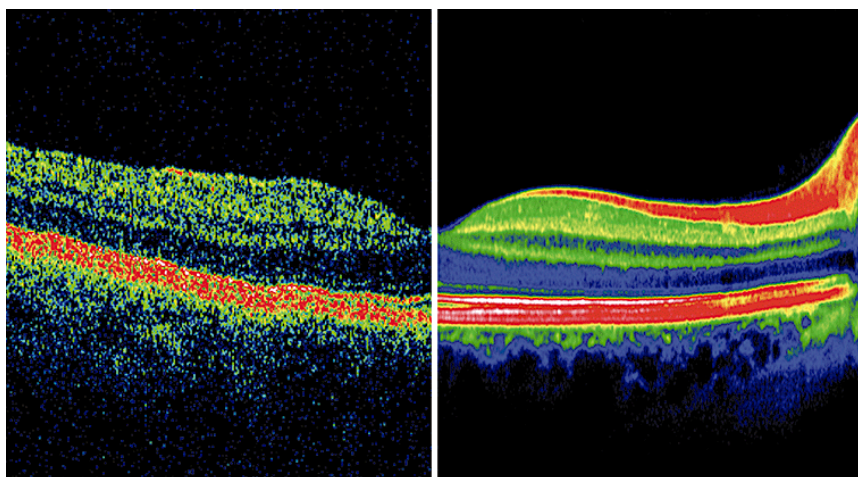
Oproti následující metodě je rychlost vyšetřování limitována, protože každý jednotlivý údaj je detekován postupně. Tato technologie je řazena mezi starší generace přístrojů.

3.1.2. Frequency-domain OCT (FD OCT)

V literatuře ji lze také nalézt pod názvy Spectral-domain OCT (SD OCT) a Fourier-domain OCT. [2]

FD OCT nabízí vysokorychlostní rozlišení díky využití spektrometrického detektoru. Podobně jako při TD OCT spolu vyšetřující paprsek odražený od tkáně a referenční paprsek interferují, referenční zrcátko je však pevně umístěno. Výsledný paprsek je poté difrakční mřížkou rozložen na jednotlivé spektrální složky, které jsou poté detekovány CCD kamerou. Snímek je přístrojem vypočítán na základě Fourierovy analýzy vlnových délek zaznamenaného signálu. [2], [4]

Výhodami této metody je zkrácení doby vyšetřování, potlačení šumu a zvýšení rozlišení díky vyššímu počtu skenů za sekundu. Umožňuje také 3D zobrazení sítnicových map a rozlišení jednotlivých vrstev sítnice. [2]



Obr. 19 Porovnání TD OCT obrazu sítnice (vlevo) a FD OCD obrazu sítnice (vpravo) [4]

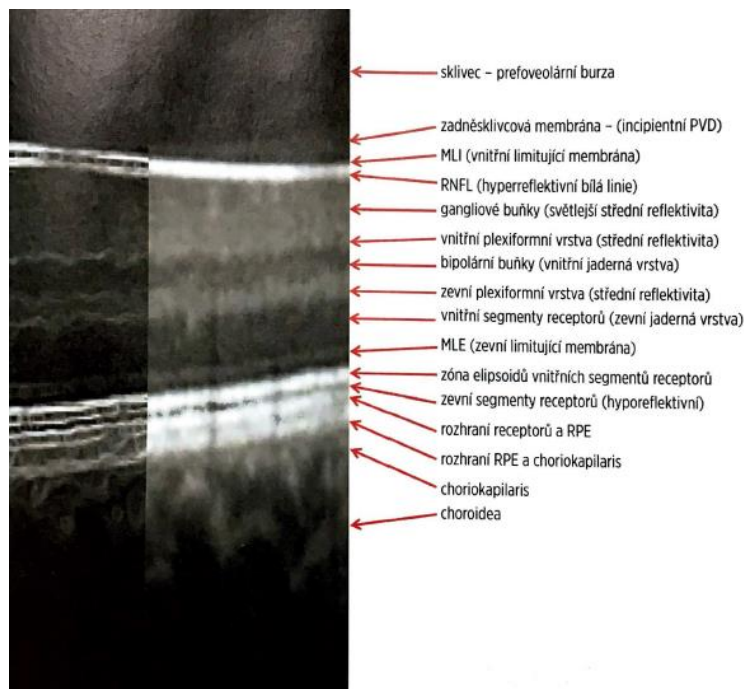
Všechny následující ilustrace v této kapitole jsou pořízeny spektrálním tomografem.

3.1.3. Interpretace OCT obrazu zadního segmentu oka

Jednotlivé vrstvy sítnice jsou velice dobře rozlišitelné, jelikož každá vykazuje jinou míru reflektivity. Vysoce reflektivní je zevní limitující membrána (MLE), zóna elipsoidů vnitřních segmentů fotoreceptorů (ISE), hranice mezi receptory a pigmentovým epitelem sítnice a linie rozhraní pigmentového epitelu sítnice a Bruchovy membrány cévnatky. Samostatná Bruchova membrána na skenu zdravého oka obvykle nejde rozpoznat, lze ji pozorovat v případě chybění pigmentového epitelu sítnice. [4]

Ve foveole dochází vlivem prodloužení a vyšší koncentrací fotoreceptorových buněk ke změně tvaru hyporeflektivní oblasti vnitřních segmentů. Zároveň je elevována ISe. [4]

Lze také rozpoznat charakteristickou kresbu vrstvy nervových vláken sítnice (RNFL). V temporální části sítnice je možno ji pozorovat jako tenkou vysoce reflektivní vrstvu, od foveoly směrem k papile zrakového nervu (nasálně) se výrazně zesiluje. [4]



Obr. 20 Reflexe jednotlivých vrstev sítnice na OCT obrazu [4]

Při kvalitativní analýze skenů se provádí posouzení morfologie a míry reflektivity jednotlivých složek. Posuzuje se křivka sítnice – přílišná konkávnost naznačuje myopickou sítnici se zadním stafylomem, konvexní vyklenutí je naopak přítomno u velkého množství onemocnění (serózní, krvácivé, zánětlivé či nádorové) a je tak častějším nálezem. Posuzuje se také změna průběhu (linearity) a kontinuity jednotlivých vrstev sítnice a sítnice jako celku. Tyto změny mohou být důsledkem například odlučování sklivce, sklivcové adheze, děr a pseudoděr sítnice a edémů vrstev sítnice. Dále se z morfologického hlediska hodnotí přítomnost nových anomálních struktur. Zejména se jedná o neovaskularizace a formaci jizev a membrán. [4]

Reflektivita neboli míra odrazu světla se mění v závislosti na množství absorpce světla tkání. Obecně méně reflektují hlouběji uložené struktury, tkáně s vertikální polohou buněk a tkáně obsahující málo pigmentu. Abnormálně zvýšená hyperreflektivita je u superficiálních procesů (krvácení), intraretinálních procesů (krvácení, tvrdé exsudáty, uvolněný pigment, fibróza), superretinálních procesů (krvácení, hyperplazie pigmentového epitelu sítnice, atrofie

retiny, neovaskularizace, pozánětlivé jizvy, choroideální névy). Anomálně zvýšená hyporeflektivita je u atrofí vrstev sítnice, přítomnosti tekutiny ve tkáni (edémy, serózní odchlípení sítnice) a v případě reflektivních „stínů“, které se objevují pod vysoce reflektivní tkání, typicky pod krváceními, tvrdými exsudáty, hyperplaziemi, névy, melanomy a jizvami. [4]

Při kvantitativní analýze je možné pomocí softwaru distančně změřit tloušťku sítnice, jejich jednotlivých vrstev, velikost patologických ložisek a specifických úseků sítnice. Tato data je také možné porovnávat v čase a sledovat progresi patologie. Výsledky kvantitativní analýzy se zaznamenávají do topografických map. [4]

3.1.4. Klinický význam OCT zadního segmentu oka

Optická koherentní tomografie je považována za nedílnou součást diagnostiky velkého množství onemocnění zadního segmentu oka.

Mezi sklivcové anomálie diagnostikovatelné pomocí OCT patří likvizace sklivce, která se projeví hyperreflektivitou, a anomální PVD, což je nefyziologické odlučování sklivce. Na vitreoretinálním rozhraní je možné popsat vitreomakulární adheze (VMA), vitreomakulární trakci (VMT), makulární díry (MD) a epiretinální membrány (ERM). [3], [4]

Na sítnici jsou to serózní ablace, cystoidní makulární edém (CME), centrální serózní chorioretinopatie (CSCHR), retinální venózní okluze (RVO), retinální arteriální okluze (RAO), diabetická retinopatie (DR) a diabetický makulární edém (DME), věkem podmíněná makulární degenerace (VPMD), degenerativní myopie, chorioretinální projevy uveitidy a glaukom. [3], [4]

Mezi nejčastější nálezy na cévnatce patří věkem podmíněná atrofie cévnatky (ARCA) a tumory. [3], [4]

3.1.4.1. Glaukom

Glaukom je skupina onemocnění, při kterých dochází k neuropatii vláken papily zrakového nervu. V důsledku odumírání nervových vláken dochází k postupnému zužování zorného pole až naprosté ztrátě zraku. Jedná se o multifaktoriální onemocnění, jehož typickým průvodním faktorem je zvýšený nitrooční tlak (NOT > 22 mmHg). [3]

Hodnotícím kritériem je kromě NOT také poměr cup/disk (c/d). Jde o poměr průměru pohárku ku průměru terče zrakového nervu. Běžně se pohybuje v rozmezí 0,1-1,0. [4]

Glaukom se dělí podle příčiny na primární, sekundární a kongenitální, podle velikosti komorového úhlu na glaukom s otevřeným úhlem a glaukom s uzavřeným úhlem a podle hodnoty nitroočního tlaku na glaukom normotenzní a glaukom se zvýšeným nitroočním tlakem. [3]

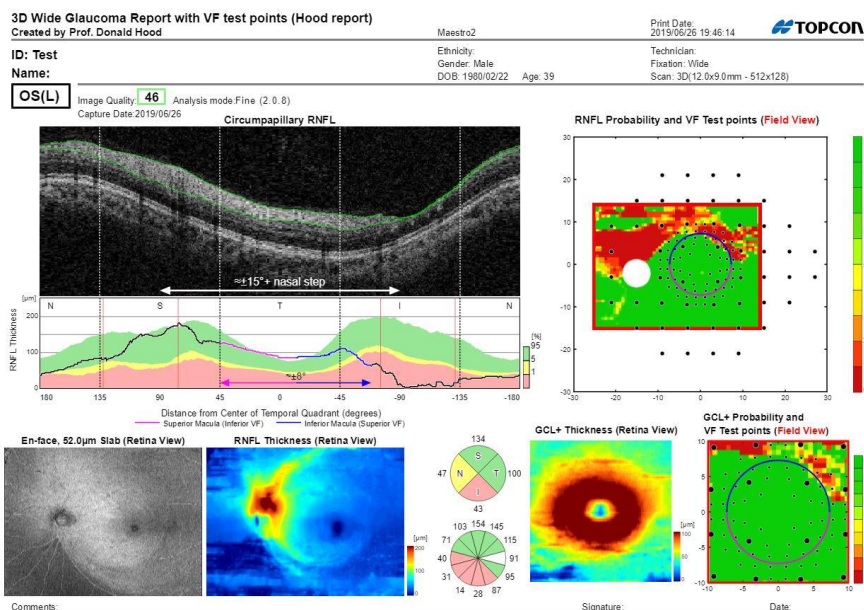
OCT má při diagnóze glaukomu vedle oftalmoskopie, měření NOT, perimetrie a gonioskopie své nezastupitelné místo. Pomocí optické koherentní tomografie je možné sledovat glaukomové změny ve vrstvě nervových vláken na sítnici. [4]

Výsledný glaukomový protokol obsahuje tři složky – analýzu papily zřakového nervu, analýzu vrstvy RNFL a analýzu makulárních změn. [4]

Analýza papily zřakového nervu je díky SD OCT velice přesná (díky vysokému rozlišení) a adekvátní (měří pravé anatomické poměry). Při této analýze se získávají kvantitativní data o průměru papily ZN, průměru exkavace, poměru c/d, ploše disku, ploše a šířce neuroretinálního lemu, ploše a objemu exkavace. Kromě tomografického snímku papily nabízí také obraz typově podobný oftalmoskopickému a deviační a tloušťkové mapy. [4]

Analýza vrstvy nervových vláken (RNFL) je základní analýzou kvantifikující RNFL v peripapilární oblasti. Fyziologicky se RNFL směrem k papile zesiluje. Tato analýza vždy obsahuje 4 základní výstupy: náhled na papilu s vyznačeným cirkulárním skenem (slouží k hodnocení centrace), cirkulární sken v průřezové lineární podobě (kontrola přesnosti ohraničení RNFL), linie tloušťky RNFL (srovnání s věkovou skupinou pacienta, barevně kódovaná) a kruhový segmentovaný graf tloušťky RNFL (hodnocení v jednotlivých kvadrantech). [4]

Analýza makulárních změn je prováděna jako analýza vrstvy gangliových buněk (GCC) a analýza symetrie map makulární tloušťky sítnice. Je vhodná k diagnóze v suspektních a časných stádiích onemocnění. [4]



Obr. 21 Výsledný glaukomový protokol při vyšetření OCT [22]

3.1.4.2. Makulární díra (MD)

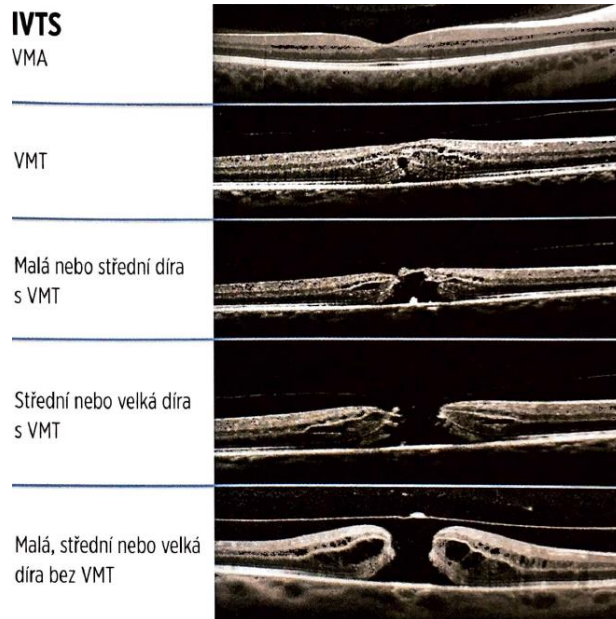
Makulární díra je kompletní defekt sítnice ve fovee. Jedná se o oválný defekt postihující všechny vrstvy sítnice. Okraje makulární díry vykazují cystoidní přestavbu a jsou elevované. V okolí dochází ke ztlustění centrální sítnice. [3]

Onemocnění se dělí na primární a sekundární formu. Primární idiopatická makulární díra není vázaná na předchozí patologie. Rozvíjí se při spojení trakčního vlivu sklivce, oslabení receptorové adheze k RPE ve foveole, reparačních procesech glií s pseudocystní disrupcí v retinálních vrstvách. Idiopatická forma je asi v 80 % případů všech makulárních děr. Sekundární forma vzniká v souvislosti s očním traumatem, cévním onemocněním sítnice či degenerativní myopií. [3]

Nová klasifikace IVTS nahrazuje původní Gassovu (4stupňové dělení). Jejich srovnání je znázorněno v následující tabulce. [4]

Tabulka 4 Srovnání Gassovy a IVTS klasifikace makulárních děr [4]

Gassův stupeň	IVTS klasifikace
0	Vitreomakulární adheze (VMA)
1 – elevace smyslového epitelu	Vitreomakulární trakce (VMT)
2 – malá díra s adhezí sklivce	Malá (do 250 µm) nebo střední (do 400 µm) díra s VMT
3 – větší díra s adhezí sklivce	Střední nebo velká (nad 400 µm) s VMT
4 – kompletní defekt po odloučení sklivce v zadním pólu oka	Malá, střední nebo velká díra bez VMT



Obr. 22 IVTS klasifikace makulárních děr a příslušné OCT snímky [4]

OCT má v diagnóze makulárních děr suverénní postavení. Pro jejich primární diagnózu, vyobrazení a sledování progresu využívá různé skenovací módy.

U suspektní makulární díry se v prvotních fázích může projevit ztluštěním fovey nebo narovnáním foveolární kontury. S progresí dojde k disrupci zevní limitující membrány a objevení mikrocystických změn nejprve v zevních segmentech receptorů a postupně i ve vrstvě bipolárních buněk. Dále dochází k postupnému rozevírání defektu. V konečné fázi se sklivec kompletně odloučí. [4]

3.1.5. Přístroje OCT využívané v praxi

V praxi je nejčastěji možné se setkat s přístroji Zeiss Cirrus 5000 HD, Topcon Swept Source OCT DRI OCT Triton a Topcon 3D OCT-1 (Type:Maestro2).

3.2. Heidelbergský retinální tomograf (HRT)

Heidelbergský retinální tomograf pracuje na principu konfokální skenovací laserové oftalmoskopie. Je využíván jako diagnostický zobrazovací přístroj. Vyšetření je neinvazivní, nebolestivé a nevyžaduje diagnostickou mydriázu. [2]

Nabízí tři pracovní režimy – glaukomový mód, makulární mód a rohovkový mód. V glaukomovém módu je možné získat kvantitativní topografická data o terči zřetivého nervu a posuzovat tato data v čase. Makulární mód poskytuje kvantitativní měření makulárních edémů

a je určen k diagnostice chorob makulární oblasti. Rohovkový mód dovoluje intrastromální a endotelovou mikroskopii a optickou pachymetrii. [15]

Další popis je zaměřen na vyšetření v glaukomovém módu.

3.2.1. Princip měření v glaukomovém režimu

Laserový paprsek o vlnové délce 670 nm je periodicky vychylován po ose pomocí oscilujících zrcadel. Paprsek odražený od tkáně je poté zachycován konfokálním detektorem. Konfokální soustava je typická tím, že v ní lze světlo detekovat pouze v malém prostoru kolem zvolené ohniskové roviny. Světlo po odrazu dopadající mimo tuto rovinu je odcloněno úzkou štěrbínovou clonou. Takto dochází k postupnému skenování sítnice. Výsledkem je dvojrozměrný obraz odpovídající optickému průřezu vyšetřované struktury v místě vybrané ohniskové roviny. Pravidelné série 16-64 těchto skenů se skládají ve vrstevnatý trojdimenzionální obraz. Tato 3D zobrazovací technika se nazývá laserová skenovací tomografie. Výsledný obraz má velikost 15 x 15°, tedy 3 x 3 mm. Frekvence snímání je 32 Hz a vlastní měření trvá 2 s. [2], [19]

3.2.2. Interpretace HRT obrazu v glaukomovém režimu

Interpretace obrazu HRT vyšetření stojí na Moorfieldské regresní analýze (MRA). Jedná se o porovnávací matematickou analýzu, při které se naměřený snímek a stereometrická data srovnávají s věkovou normou, případně s předchozími měřeními daného oka. Pro správný průběh této analýzy je nutné vymezení papily zřakového nervu několika body, které systém propojí do konturní křivky. Křivka je potom využita pro vyhodnocení výsledků vyšetření. [39]

MRA se vztahuje k logaritmu plochy neuroretinálního lemu k ploše celé papily. Papila zřakového nervu je pro přehlednost rozdělena do 6 výsečí. Tyto sektory jsou označeny zkratkou podle svého umístění (např. NI – nasal inferior), písmenem G (global) je označena celá plocha terče. [39]

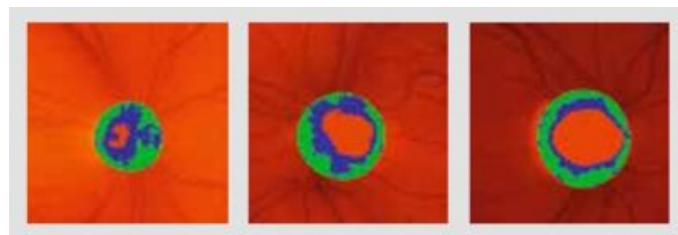
Výsledek Moorfieldské analýzy je znázorněn do sloupcového grafu se šesti sloupci. Sloupec grafu je vyjádřením relativní celkové plochy papily v příslušné výseči. Červená barva v grafu symbolizuje plochu exkavace (cup area) a zelená barva plochu lemu (rim area). U každého sloupce se nachází symbol, který označuje porovnání naměřeného výsledku s normativní databází – zelený symbol fajfky (výsledek v normě), žlutý vykřičník (hraniční výsledek) a červený křížek (patologický výsledek). Grafy jsou také proloženy křivkou odpovídající prevalenci v populaci – křivky Low 95,0 %, Low 99,0 % a Low 99,9 %. První

sloupec ukazuje celkový souhrn (odpovídá G) a ostatní znázorňují jednotlivé sektory (N, NS, NI, T, TS, TI). [39]

Normativní databáze MRA zahrnuje výsledky měření 112 očí s fyziologickým nálezem a 77 očí s glaukomem se změnami v zorném poli. [39]

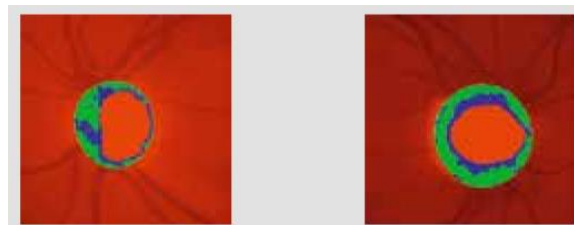
Základními možnostmi zobrazení výsledků vyšetření jsou topografický obraz, reflexní obraz a 3D vyobrazení. [39]

Topografické zobrazení barevně kóduje oblast papily zrakového nervu v porovnání s referenční rovinou. Ta je definována jako plocha ležící 50 μm paralelně pod retinální rovinou na hranici papily zrakového nervu v oblasti papilomakulárního svazku. – červeně je označena patologická exkavace (leží pod úrovní referenční roviny), modré barvě odpovídá neuroretinální lem, který se lehce svažuje, ale je považován za fyziologický, a zeleně je označen neuroretinální lem v úrovni sítnice. V topografickém zobrazení se také hodnotí velikost papily zrakového nervu. Za malou papilu je považována papila menší než 2 mm^2 , střední měří 2-3 mm^2 a velká měří více než 3 mm^2 . [18], [39]



Obr. 23 Porovnání velikosti papily zrakového nervu v topografickém režimu – malá (vlevo), střední (uprostřed) a velká (vpravo) [18]

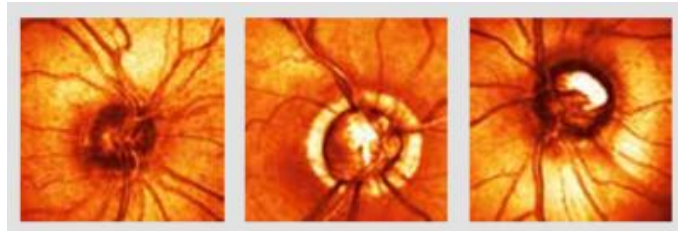
Dále se v topografickém zobrazení může hodnotit tvar „cup“. Za riskantní faktor je považován vertikálně tvarovaný cup. [18]



Obr. 24 Porovnání tvaru cup v topografickém režimu – vertikální (vlevo) a horizontální (vpravo) [18]

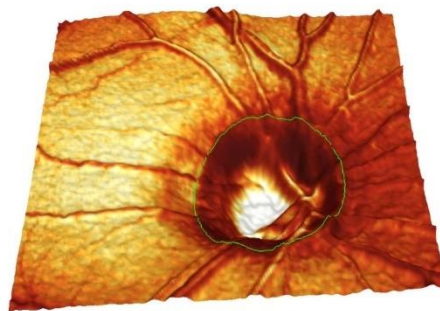
Reflexní zobrazení odpovídá oftalmoskopickému obrazu. Je rozdělen na 6 výsečí, do kterých jsou vloženy referenční symboly MRA analýzy na základě srovnání s normativní databází. Zelený symbol značí výsledek v normě, žlutý symbol výsledek hraniční a červený

symbol patologický výsledek. V reflexním zobrazení je také hodnocena reflektivita disku, zdravá papila nevykazuje žádná místa s excesivní reflektivitou. Defekty nervových vláken sítnice se na obraze objeví jako ostře ohraničené oblasti s vysokou reflektivitou. [18], [39]



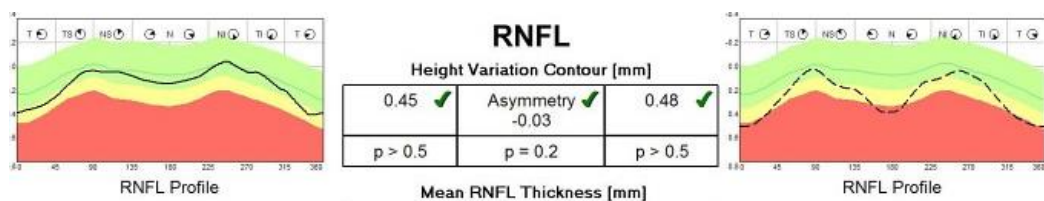
Obr. 25 Porovnání reflektivity papil zrakového nervu v reflexním zobrazení – zdravá papila bez excesivní reflektivity (vlevo), mdlá reflektivita (uprostřed), vysoce reflektivní ostře ohraničený defekt nervových vláken papily zrakového nervu (vpravo) [18]

Trojrozměrná analýza je využívána pro lepší vizualizaci reliéfu terče zrakového nervu při diagnóze a edukaci pacienta.



Obr. 26 3D zobrazení papily zrakového nervu na přístroji HRT [32]

Při interpretaci výšky profilu RNFL podél konturní křivky se využívá grafu. V grafu by se měla nacházet symetrická dvojitá vyvýšenina. [18], [39]



Obr. 27 Graf analýzy výšky profilu RNFL podél konturní křivky [32]

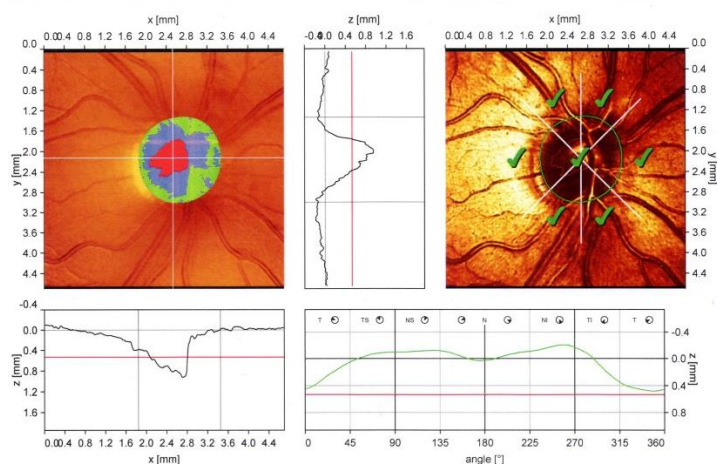
Patient:

Sex: female DOB: 25 7 Pat-ID: --- Ethnicity: (Caucasian)

OD

Examination: Date: 17.2.2020

Scan: Focus: 0.00 dpt Depth: 2.25 mm Operator: Fedor IOP: ---



Stereometric Analysis ONH	Normal Range
Disc Area	2.18 mm ² 1.63 - 2.43
Cup Area	0.36 mm ² 0.11 - 0.68
Rim Area	1.82 mm² 1.31 - 1.96
Cup Volume	0.07 mm ³ -0.01 - 0.18
Rim Volume	0.82 mm³ 0.30 - 0.61
Cup/Disc Area Ratio	0.17 0.07 - 0.30
Linear Cup/Disc Ratio	0.41 0.27 - 0.55
Mean Cup Depth	0.25 mm 0.10 - 0.27
Maximum Cup Depth	0.90 mm 0.32 - 0.76
Cup Shape Measure	-0.32 -0.28 - -0.15
Height Variation Contour	0.69 mm 0.31 - 0.49
Mean RNFL Thickness	0.48 mm 0.20 - 0.32
RNFL Cross Sectional Area	2.52 mm ² 0.99 - 1.66
Reference Height	526.81 μm
Topography Std Dev.	18 μm
FSM	4.88
RB	3.33

Moorfields Classification: Within normal limits (*)

(*) Moorfields regression classification (Ophthalmology 1998;105:1557-1563). Classification based on statistics. Diagnosis is physician's responsibility.

Comments:

Date: 17.2.2020 Signature:

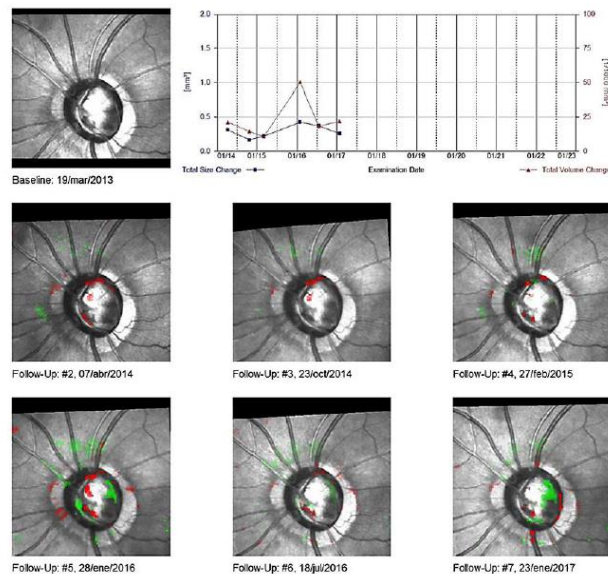
Obr. 28 Výstupní protokol měření na přístroji HRT [41]

Při Burkeho metodě interpretace nálezu je celkem možné sledovat 22 číselných stereometrických parametrů terče zřakového nervu. Nejvíce využívanými jsou – Rim Area, Rim Volume, Cup Shape Measure, Height Variation, Mean RNFL Thickness. [39]

Tabulka 5 Vybrané parametry hodnocené při Burkeho metodě a jejich stručný popis [39]

Parametr	Co udává	Popis
Rim Area	Plocha neuroretinálního lemu	Neuroretinální lem leží nad referenční rovinou a je ohraničen konturní křivkou
Rim Volume	Objem neuroretinálního lemu	
Cup Shape Measure	3D tvar oblasti pod referenční rovinou	Index exkavace je určován podle křivky hloubky exkavace v jednotlivých bodech
Height Variation Contour	Výšková variace konturní křivky	Výškový rozdíl mezi nejvyšším a nejnižším bodem sítnice na konturní křivce
Mean RNFL Thickness	Střední tloušťka peripapilárního řezu RNFL	Průměrná tloušťka RNFL na konturní křivce

Vyšetření pomocí HRT je založeno na porovnávání. První vyšetření se vždy srovnává s normativní databází a nazývá se base line vyšetření. Další vyšetření se poté srovnávají nejen s normativní databází ale také vzájemně v čase. Porovnávání probíhá jak kvantitativně (srovnání stereometrických parametrů) tak kvalitativně (superpozice jednotlivých měření). Změny na terči zrakového nervu je možné pozorovat na pásu topografických či reflexních obrazů nebo na Change Probability Map Analysis. Změny dosahující signifikance alespoň 5 % jsou barevně vyznačeny – červená odpovídá místu s depresí (narůstajícím úbytkem svalové tkáně), zelená místu s elevací. [39], [40]



Obr. 29 Analýza změn na papile zrakového nervu v čase [40]

3.2.3. Klinický význam HRT v glaukomovém režimu

Glaukomový režim, jak název napovídá, se nejvíce využívá ke stanovení diagnózy tohoto onemocnění a sledování progresu glaukomových změn na papile zrakového nervu. (V kapitole 3.1.4.1. je onemocnění glaukom blíže popsáno.)

Jedním z důsledků glaukomového onemocnění jsou typické změny na sítnici. V oblasti terče zrakového nervu dochází ke glaukomové atrofii papily zrakového nervu. Jedná se o částečný nebo úplný zánik nervových vláken, která tvoří zrakový nerv. Mezi znaky glaukomové atrofie papily ZN se řadí exkavace terče, sesun cévní branky nasálně a přehyb cév a peripapilární atrofie cévnatky. [3]

Pro diagnózu glaukomu obsahuje HRT3 nástroj Glaucoma Probability Score (GPS, skóre pravděpodobnosti glaukomu). GPS automaticky vypočítává sklon, velikost a hloubku papily zrakového nervu a zakřivení peripapilární oblasti sítnice. Pokud je výsledná hodnota

GPS analýzy mimo normu, znamená to zvýšené riziko vzniku glaukomu. V grafu je tato skutečnost zaznamenána symbolem červeného křížku (symbolika stejná jako při interpretaci reflexního obrazu). [18]

3.2.4. Přístroje HRT využívané v praxi

Přístroje HRT využívané v praxi vyrábí firma HEIDELBERG ENGINEERING. V současné době je na trhu 3. generace tohoto přístroje HRT3. Na velkém množství pracovišť se stále využívá předchozí generace HRT II.

4. Perimetrie

Vyšetření zorného pole (perimetrie) je důležitou diagnostickou metodou v oftalmologii, především pro diagnostiku a sledování glaukomu a neurooftalmologických onemocnění. Perimetrem se zjišťuje rozložení prahové citlivosti sítnice na osvit v zorném poli. Nejvyšší prahová citlivost je naměřena zpravidla v centru zorného pole, ve fovei, a směrem do periferie se citlivost snižuje. Takové rozdělení prahové citlivosti v zorném poli bývá označováno jako „hill of vision“. Výška této hory závisí na věku pacienta, velikosti a době trvání stimulu a okolním osvětlení. [9]

Zorné pole je souhrn všech zrakových podnětů dopadajících na sítnici při fixaci oka i hlavy na jeden fixační bod. Normální rozsah zorného pole jednoho oka je 90° temporálně, 60° nazálně a nahoru a 70° dolů. Zorná pole obou očí se částečně překrývají (přibližně 120°) a umožňují tak binokulární vidění a vznik prostorového vjemu. Nejčastěji je vyšetřováno centrálních 30° kolem bodu fixace – centrální oblast zorného pole. [3], [9]

Perimetr je přístroj, který prezentuje stimulus dané velikosti, jasu, barvy a trvání na určeném místě v zorném poli na definovaném pozadí. Podle mechanismu jsou perimetrie děleny na kinetické a statické. Jakkoliv se v dnešní době používá téměř výhradně perimetr statický, kinetická perimetrie je i dnes u některých diagnóz vhodnější volbou. Výsledky z kinetické perimetrie však velmi závisí na zkušenostech a dovednostech vyšetřujícího. Existují také moderní perimetrie, které jsou více specializované na vyšetření jednotlivých struktur. Mezi moderní perimetrická vyšetření jsou řazeny například modro-žlutá perimetrie nebo frequency-doubling-technology perimetrie. [9]

4.1. Kinetická perimetrie

Kinetická perimetrie je prováděna především na perimetrech Goldmannova typu. Vyšetření probíhá v zatemněné místnosti. Nejprve se vyšetřuje periferní zorné pole a poté centrální zorné pole. Vyšetření centrální části zorného pole probíhá s potřebnou korekcí do blízka před vyšetřovaným okem, nevyšetřované oko je zakryto. U vyšších anizometrií je vhodné použít kontaktní čočky, vyloučí se tak vliv brýlové čočky na zorné pole (spojné čočky zorné pole zužují, rozptylné naopak rozšiřují). [9], [10], [24]

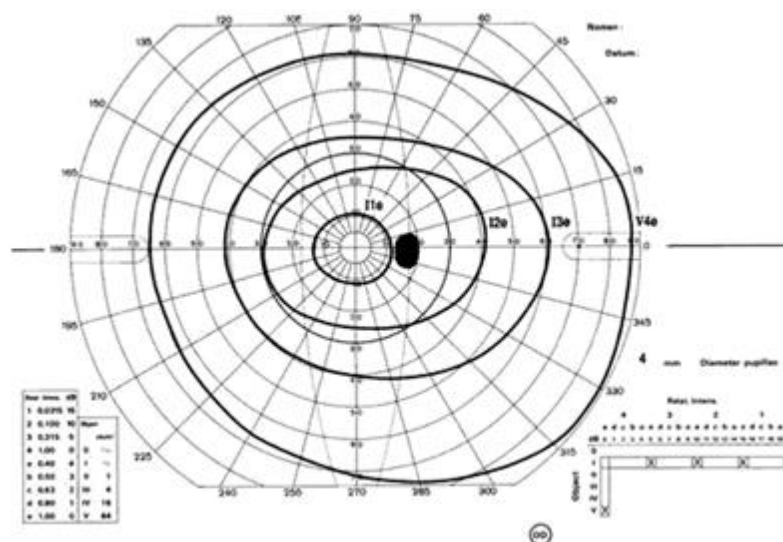
Vyšetřující osoba pohybuje stimulem o dané velikosti, barvě a jasu konstantní rychlostí z oblasti, kde pacient stimulus nevnímá, tam, kde jej vidí. Pacient se monokulárně dívá na

fixační značku a hlásí moment, kdy světelný signál poprvé zaregistroval. Vyšetřující manuálně zaznamená tento údaj do karty. V případě poloautomatických perimetrů je zápis prováděn pomocí registračního zařízení. Výsledkem vyšetření je mapa tzv. izopter, linií spojujících místa o stejné prahové citlivosti. Izoptery jsou tedy hranicí mezi oblastí, kde pacient stimul rozpozná a kdy jej již nevidí. Zjištění jedné izoptery by mělo být provedeno ve 12 meridiánech, přičemž jejich posloupnost by měla být náhodná, aby pacient nemohl odhadnout, kde má stimulus očekávat. Pro vyšetření se využívá nejčastěji standardní stimulus II4e dle Goldmanna. [9], [10]

Slepá skvrna se mapuje tak, že je stimulus I4e umístěn do oblasti fyziologického skotomu (12-18° temporálně a vertikálně 2° nad až 8° pod horizontální meridián) a je jím opakovaně pohybováno směrem ven. Fyziologicky je Mariottův bod (slepá skvrna) přibližně 10° vysoký a 6° široký. [9]

4.1.1. Interpretace nálezu kinetické perimetrie

Záznam z vyšetření jednoho oka je ve formě mapy izopter. Každému stimulu odpovídá jedna izoptera, která je označena kombinací římské číslice (značí velikost stimulu) a písmene (značí jas stimulu). Hodnotí se průběh izopter – zda odpovídá věkové normě a zda má hladký průběh. Indentace v některém z meridiánových směrů značí anomálii zorného pole v dané oblasti. Dále se hodnotí poloha a velikost Mariottova bodu, za anomální je považován, pokud je více než 10° vysoký a 6° široký. [9]



Obr. 30 Fyziologický výsledek vyšetření kinetické perimetrie na Goldmannově perimetru [24]

4.1.2. Klinický význam kinetické perimetrie

Kinetickou perimetrii je vhodné zvolit pro diagnózu či sledování stavů s dobře ohraničenými výpadky zorného pole (hemianopické a kvadrantanopické defekty), při výrazně snížené zrakové ostrosti nebo u pokročilých výpadků zorného pole jako například u retinitis pigmentosa. U diagnózy glaukomu je využívána až u pokročilé formy s koncentrickým zúžením zorného pole, u dřívějších fází není vhodná, protože nezachytí drobné poklesy v senzitivitě. [9]

4.1.2.1. Změny zorného pole u glaukomu

Změny zorného pole při onemocnění glaukomem (viz kapitola 3.1.4.1. Glaukom) probíhají plíživě a často si jich pacienti v raných stádiích nemoci nevšimnou. Dochází k nim v důsledku poškození nervových vláken sítnice. Proto mají i charakteristický obloukovitý tvar a postupně se jejich spojováním a rozšiřováním vyvíjí koncentrické zúžení zorného pole. [9], [24]

I		jen relativní defekty
II		absolutní defekty bez spojení se slepou skvrnou
III		absolutní defekty ve spojení se slepou skvrnou
IV		absolutní defekty - postihující > 1 kvadrant
V		zachovaný pouze temporální ostrůvek

Obr. 31 Klasifikace výpadků typu svazků RNFL typických pro glaukom (dle prof. Aulhornové) [9]

4.2. Statická perimetrie

Automatická statická perimetrie je prováděna na počítačových přístrojích různého typu. Obvykle jsou tvořeny osvětleným pozadím tvaru polokoule a testovými značkami, ty mohou být do kupole promítány, nebo se jedná o LED diody. [9], [10]

Princip spočívá v opakovaném zobrazování světelných značek standardní velikosti s podprahovými a nadprahovými hodnotami jasu dle zvolené strategie vyšetření. Prahová citlivost sítnice v zorném poli je takový jas stimulu o určité velikosti, barvy a trvání na pozadí

o daném jasu, který je vnímán s 50% pravděpodobností. Pacient fixuje pohled na centrální značku. Počítač pak vyhodnotí v jednotlivých místech nálezy fyziologické, defekty relativní i absolutní a také údaje o validitě vyšetření, tedy procento falešně pozitivních či falešně negativních odpovědí. [9]

Jas pozadí musí navozovat mezopické podmínky, při kterých jsou aktivní tyčinky i čípky. Standardem je jas pozadí odpovídající 10 cd/m^3 . [9]

Stimulus je charakteristický svou velikostí, jasem, dobou trvání a intervalem mezi dvěma stimuly. Velikost stimulu se dle Goldmanna dělí do šesti tříd (označeny římskými číslicemi 0-V). Standardní velikostí pro vyšetření je Goldmannův stimulus III, který má úhlový průměr $0,432^\circ$. Jas je počítačově určen dle očekávané prahové citlivosti sítnice v zorném poli. V každém bodě vyšetření je zobrazen prahový a nadprahový stimulus. Doba trvání jednoho stimulu je 0,1-0,2 s. Tato délka vylučuje nežádoucí jev časové sumace (u velmi krátkých stimulů, pod 1 ms, se jejich viditelnost s prodlužováním doby stimulu zlepšuje) a neovlivňuje fixaci, která by mohla být narušena u stimulů delších než 0,2 s. Interval mezi stimuly je nutné zvolit dle věku a reakce pacienta. [9]

Rastr je rozložení testovacích bodů v zorném poli. Rozlišuje se fixní rastr, který má předem danou strukturu, a adaptivní rastr, který se v průběhu vyšetření zjemňuje v místech odchylek od normy. Při nastavování rastru je cíl dosáhnout co největšího možného rozlišení. Čím více je ale testovacích bodů použito při vyšetření, tím delší čas vyšetření zabere. Aby nebyl pacient přetěžován je nutno zvolit kompromis mezi nároky pacienta a dostatečnou kvalitou výsledku vyšetření. Standardní vyšetření testuje na 60-80 místech v zorném poli. Rozložení testovacích světél je buď ekvidistantní, to zaručuje, že je v celé vyšetřovací oblasti stejná pravděpodobnost zachycení defektu, nebo specializované, například makulární rastr (vyšetřuje centrálních 10° hustým seskupením testovacích světél). Obecně používaným je rastr se zvýšenou hustotou testovacích bodů v centrálních 30° . [9]

4.2.1. Interpretace nálezu statické perimetrie

Výsledky jsou vytištěny ve formě numerické nebo v různých odstínech šedi odpovídajících závažnosti defektu. Pomocí statické perimetrie se zjišťují kvantitativní změny zorného pole, to jsou velikost, tvar, hloubka defektů a jejich hranice.

Výsledky měření jsou závislé na nastavených parametrech perimetrického vyšetření (jas a délka stimulu, použitý rastr).

Nejdůležitějším ukazatelem kvality zorného pole je měření **prahové (diferenciální) citlivosti** sítnice na osvit v zorném poli. Tyto hodnoty jsou demonstrovány několika způsoby. Nejprůhlednějším zobrazením je mapa ve stupních šedi. Černé oblasti odpovídají oblastem s absolutním výpadkem zorného pole, šedé oblasti značí relativní výpadky (pokles senzitivity) a čím světlejší barvy jsou, tím vyšší je prahová senzitivita odpovídající oblasti. Podrobnější je numerická (číselná) mapa, která v každém měřeném bodě udává zjištěnou hodnotu prahové citlivosti. [9]

Hodnota prahové citlivosti s věkem klesá, proto je nutné výsledky srovnávat s danou věkovou skupinou. Odchylka od věkové normy je udávána v decibelech. Negativní hodnoty značí menší než očekávanou citlivost, pokud je tento pokles v centrální části sítnice větší než 5 dB, je považován za významnou změnu v zorném poli. Tyto odchylky mohou být také znázorněny do numerické a odstínové mapy. **Total deviation probability plot** (hodnota celkové pravděpodobnosti odchylky) znázorňuje statistickou významnost odchylky od normy. Jinak řečeno, u jakého procenta populace v dané věkové skupině byla naměřena stejná prahová senzitivita sítnice. [9]

Pattern deviation probability plot zobrazuje odchylky, od nichž byl odfiltrován difúzní pokles prahové senzitivity v zorném poli (např. z důvodu katarakty) a jsou tak vyzdvíženy lokální poklesy senzitivity typické například pro glaukom. Je znázorněn buď číselně v decibelech nebo pomocí symbolů. [9]

Pokud vypadají grafy „total“ a „pattern“ podobně, je možné vyloučit výskyt difúzního poklesu citlivosti v daném poli. Pokud je „total“ graf snížený, zatímco „pattern“ graf normální, pravděpodobně trpí pacient kataraktou. Pokud je tomu naopak, jde o falešně pozitivní výsledky. [9]

SINGLE FIELD ANALYSIS

EYE: RIGHT

NAME: Patient 4-1

ID:

DOB: 04-19-1931

CENTRAL 30-2 THRESHOLD TEST

Patient data

FIXATION MONITOR: GAZE/BLINDSPOT

STIMULUS: III, WHITE

PUPIL DIAMETER: 2.0 MM

DATE: 11-27-1996

FIXATION TARGET: CENTRAL

BACKGROUND: 31.5 ASB

VISUAL ACUITY:

TIME: 8:07 AM

FIXATION LOSSES: 1/25

STRATEGY: SITR-STANDARD

RX: -4.00 DS DC X

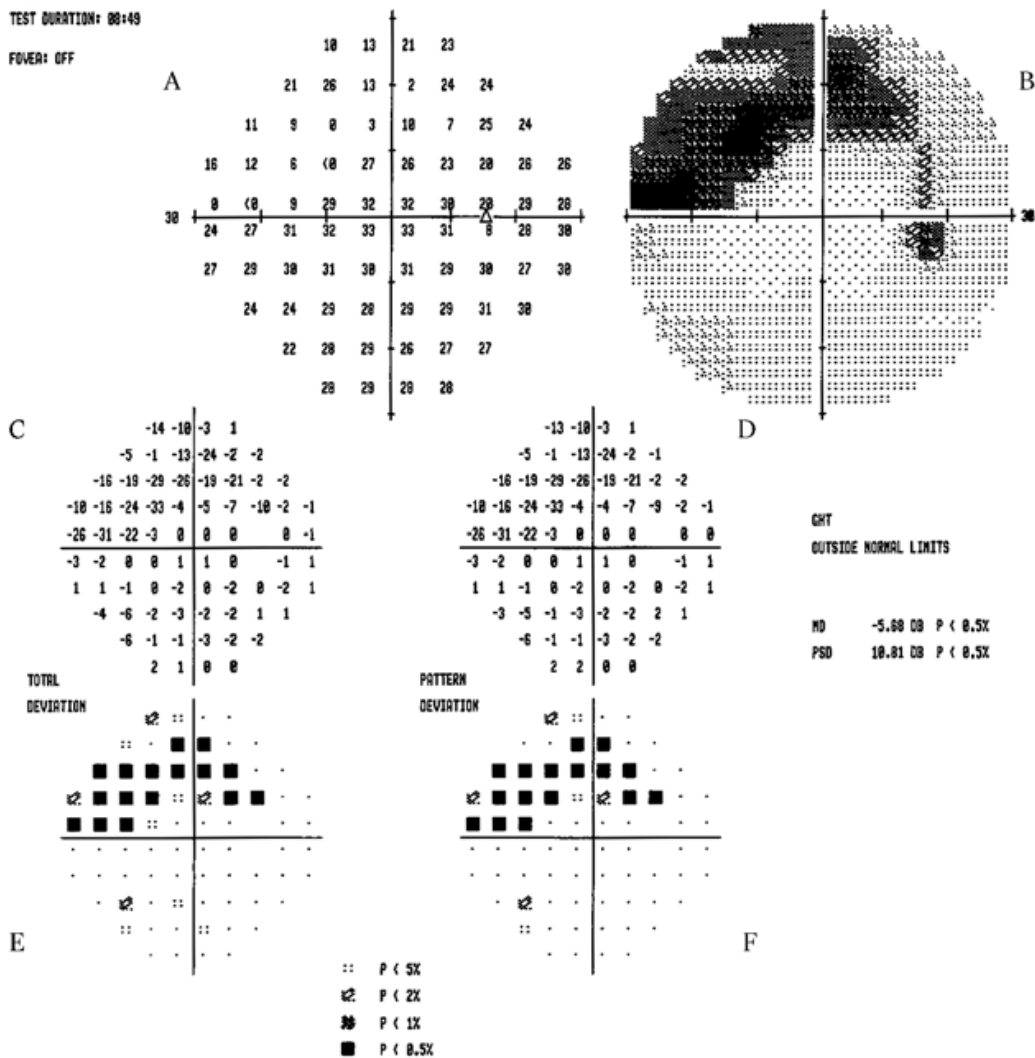
AGE: 65

FALSE POS ERRORS: 1 X

FALSE NEG ERRORS: 6 X

TEST DURATION: 00:49

FOVEA: OFF



© 1994-98 HUMPHREY SYSTEMS

Obr. 32 Výsledek měření na statickém perimetru, A) numerická mapa, B) mapa ve stupních šedi, C) total deviation decibel plot, D) pattern deviation decibel plot, E) znázornění statistického významu odchylky, F) pattern deviation probability plot [9]

Beibeho křivka (křivka kumulativního defektu) zobrazuje hodnoty prahové senzitivity v zorném poli seřazené od nejméně abnormálních k nejvíce abnormálním. Má tedy svažující se tendenci. Křivka je hodnocena porovnáním s vyznačenou zónou normality (± 2 dB). Rovnoměrný pokles křivky značí difúzní ztrátu citlivosti v zorném poli, skokový pokles je vyjádřením lokalizovaného defektu. [9]

Globální indexy zorného pole jsou statickým vyjádřením zorného pole jako celku, bez ohledu na lokalizaci defektů. Následující tabulka přehledu globálních indexů zorného pole je přejata z publikace Perimetrie od doc. MUDr. Karolíny Skorkovské, Ph.D. [9]

Tabulka 6 Přehled globálních indexů zorného pole (pro přístroje Octopus 101 a Humphrey HFA) [9]

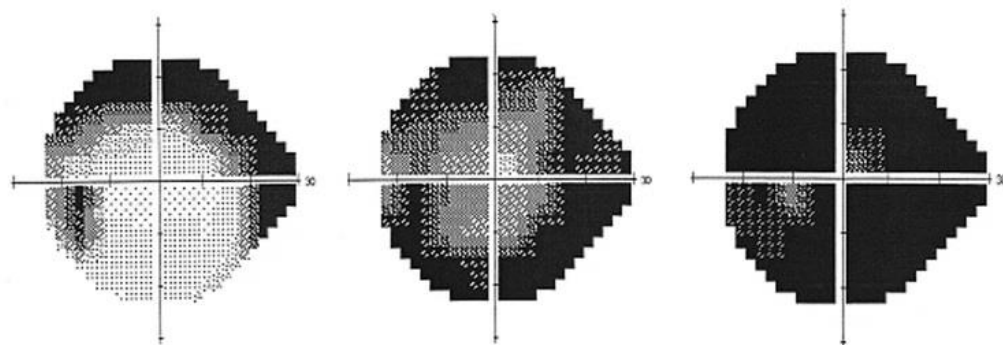
Index	Zkratka	Vysvětlení
Mean sensitivity	MS	Průměrná výška „hory vidění“; s věkem fyziologicky klesá.
Mean defect (Octopus 101)	MD	Průměrná odchylka individuální „hory vidění“ od normální „hory vidění“ korigované k věku. Pozitivní hodnoty MD znamenají horší nález v zorném poli než očekáváno.
Mean defect (HFA)	MD	Průměrná odchylka individuální „hory vidění“ od normální „hory vidění“ korigované k věku. Negativní hodnoty MD znamenají horší nález v zorném poli než očekáváno.
Loss vyriace (Octopus 101)	LV	„Nerovnosti“ na hoře vidění.
Pattern standard deviation (HFA)	PSD	„Nerovnosti“ na hoře vidění; vzorová směrodatná odchylka.
Short-term fluctuation	SF	Rozptyl citlivosti na jednom místě v zorném poli v rámci jednoho vyšetření.
Long-term fluctuation	LF	Rozptyl citlivosti na jednom místě v zorném poli mezi dvěma vyšetřeními s odstupem týdnů nebo měsíců.
Corrected loss variance	CLV	LV korigovaná hodnotou SF; vyzdvihuje lokalizované defekty.
Corrected pattern standard deviation (HFA)	CPSD	PSD korigovaná o hodnotu SF.

4.2.2. Klinický význam statické perimetrie

Změny v zorném poli je možné sledovat u řady očních onemocnění – glaukom, onemocnění sítnice (retinitis pigmentosa), postižení zrakového nervu a zrakové dráhy a pro posudkové účely.

4.2.2.1. Změny zorného pole u pigmentové degenerace sítnice

Pigmentová degenerace sítnice (retinitis pigmentosa, viz 5.1.1.3. Pigmentová degenerace sítnice) se projevuje typickými změnami v zorném poli. Skotomy začínají jako prstencové ve střední periférii. Pacient si stěžuje na šeroslepost. Dále se pak rozšiřují směrem do centra i do periferie a vytváří tak cirkulární absolutní skotom, který progreduje do koncentrického zúžení. Retinitis pigmentosa může způsobit oslepnutí. [3]



Obr. 33 Porovnání statické perimetrie oka s retinitis pigmentosa v čase – ztráta senzitivity v periférii (vlevo), prstencovitý skotom (uprostřed), cirkulární skotom (vpravo) [9]

4.3. Perimetrické přístroje užívané v praxi

V praxi je nejčastěji možné se setkat s perimetry Humphrey (Zeiss), Medmont (CMI), Octopus (Hagg-Streit) a Oculus od stejnojmenné firmy. Výsledky vyšetření z různých přístrojů mezi sebou nelze porovnávat, protože každý perimetr má jinak nastavené referenční hodnoty. Perimetr by měl být dnes přítomen, pokud možno, v každé oční ambulanci, toto vyšetření patří v oftalmologii mezi stěžejní.

5. Elektrofyziologické vyšetřovací metody

Elektrofyziologické vyšetřovací metody poskytují objektivní údaje o funkci sítnice a zrakové dráhy. Jedná se o neinvazivní vyšetření, která snímají, zaznamenávají a vyhodnocují elektrické projevy generované okem. Základními testy jsou elektroretinografie (ERG), elektrookulografie (EOG) a zrakové evokované potenciály (VEP). [2], [10]

5.1. Elektroretinografie (ERG)

Elektroretinografie (ERG) zjišťuje odezvu sítnice po stimulaci zrakovým nebo světelným podnětem. [2], [5], [10]

Sítnice se skládá z 10 vrstev specializovaných buněk včetně fotoreceptorů (tyčinek a čípků), které slouží k detekci světelných signálů přicházejících do oka a gangliových buněk, které přenáší signály do mozku. ERG zjišťuje signály z fotoreceptorů i Müllerových a bipolárních buněk, které slouží jako mediátory mezi fotoreceptory a gangliovými buňkami. [3]

Elektroretinografie se dále dělí na techniky klasické zábleskové ERG, fokální ERG, pattern ERG a multifokální ERG. [2]

5.1.1. Klasická záblesková ERG (Full-field ERG, celoplošná ERG)

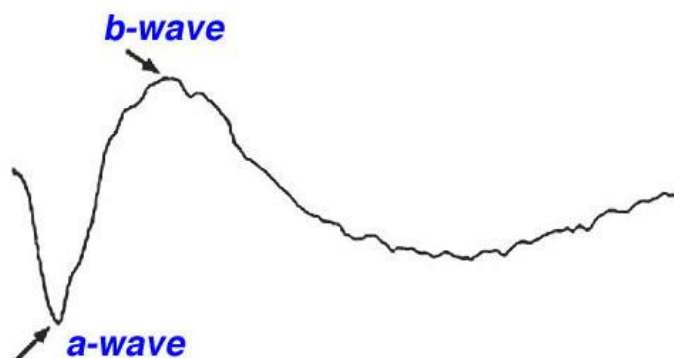
Zábleskový elektroretinogram zaznamenává akční potenciály, které jsou odpovědí na stimulaci sítnice světlem. Fotoreceptory zajišťují přeměnu světelných impulsů na nervové elektrické. [10], [12]

Světlo je absorbováno zrakovým pigmentem, který se nachází ve vnější části fotoreceptorů. Díky tomu dochází k molekulárním změnám a vzniká vlna hyperpolarizace fotoreceptorů. Fotoaktivací rhodopsinu, zrakového pigmentu tyčinek, se aktivuje bílkovina transducin. Ten dále způsobuje aktivaci enzymu cGMP fosfodiesterázy, sníží se hladina cGMP ve fotoreceptorech a uzavřou se kanálky membrány vnějšího segmentu fotoreceptorů, tím se zamezí přístup sodíkových iontů. Výsledkem je snížení hladiny neurotransmiterů na synapsích. Toto je v grafu znázorněno vlnou „a“ neboli vlnou hyperpolarizace, která odpovídá negativnímu elektrickému potenciálu uvnitř buňky. Jedná se zhruba o prvních 10 ms. [5]

Následuje depolarizace bipolárních buněk, zvýší se hladina draslíku v extracelulárních prostorech a dojde k depolarizaci Müllerových buněk. Tomuto odpovídá pozitivní vlna „b“.

Malé vlnky na vlně b jsou označovány jako oscilační potenciály. Souvisí s činností amakrinních buněk. [2], [23]

Poslední částí je vlna „c“, která odpovídá činnosti buněk pigmentového epitelu sítnice. Vychází z přechodné hyperpolarizace Müllerových buněk po záblesku světla. Za normálních podmínek se na elektroretinografickém záznamu nenachází. [23]



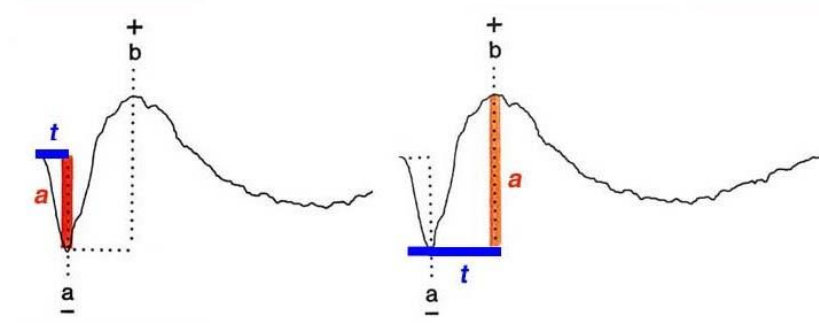
Obr. 34 Typická křivka zábleskové ERG [12]

Akční potenciál je snímán pomocí elektrody nejčastěji ve formě speciální kontaktní čočky umístěné na rohovce, nebo zlaté smyčkové elektrody vložené do fornixu. Dále jsou umístěny indiferentní elektrody na spánek, čelo či ušní lalůček. Vyšetření pacient absolvuje v pohodlné pozici vsedě nebo vleže. Před vyšetřením se aplikují mydriatika a lokální anestetika. [12]

Před samotným měřením musí být pacient minimálně 30 minut adaptován na skotopické podmínky. Prvně je snímán skotopický záznam pomocí 4 sérií záblesků. Následuje 10minutová adaptace na světlo a provádí se fotopický záznam pomocí 2 sérií záblesků. Elektroretinogram se tedy skládá celkem ze 6 křivek. Jednotný jas pozadí zajišťuje Ganzfeldova polokoule. Jeden záblesk trvá přibližně 5 ms. [12]

5.1.1.1. Interpretace elektroretinogramu

Při hodnocení záznamu vyšetření se odečítají dvě hlavní složky – amplituda a latence. Amplituda vlny a je měřena od základní linie po negativní vrchol vlny a. Amplituda vlny b je měřena od negativního vrcholu vlny a až po pozitivní vrchol vlny b. Amplituda je odečítána v μV . Latence (implicitní čas) vlny a je měřena od počátku světelného stimulu až po vrchol vlny a. Obdobně latence vlny b je měřena od počátku světelného stimulu až po vrchol vlny b. Latence je odečítána v ms. [12]



Obr. 35 Znáznornění amplitudy a doby latence vlny a (vlevo) a vlny b (vpravo) [12]

5.1.1.2. Patologické záznamy

Výsledky měření mohou reflektovat typ, stádium a rozsah očního onemocnění. Nejvíce využívaná klasifikace je dle Karpema. Amplitudová charakteristika základních vln je hlavním hodnotícím prvkem.

Supernormální ERG je zvýšení amplitudy vln a i b. Vyznačují se jím počáteční stádia dystrofických onemocnění sítnice a intoxikace organismu.

Subnormální ERG je snížení amplitudy vln a i b. Souvisí s dystrofickými změnami na sítnici a cévnatce, chronickými cévními onemocněními, odchlípením sítnice či vysokou myopií. Stupeň snížení vlny je úměrný rozsahu poškození sítnice. Subnormální ERG je nejčastějším patologickým nálezem na ERG.

Negativní ERG je snížení amplitudy vlny b při normální amplitudě vlny a. Typickou příčinou jsou akutní cévní onemocnění oka, příčinou může být i CAR (carcinoma-associated retinopathy) nebo MAR (melanoma-associated retinopathy).

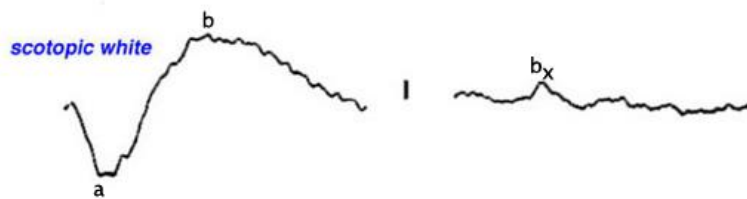
Nevýbavné ERG ukazuje na pokročilé poškození funkce fotoreceptorů (jako například u pigmentové degenerace sítnice). [38]

5.1.1.3. Pigmentová degenerace sítnice

Pigmentová degenerace sítnice (retinitis pigmentosa) je skupina hereditárních onemocnění vyznačující se rozpadem a ztrátou světločivých buněk sítnice. Onemocnění je ve většině případů bilaterální a stranově symetrické, postupuje pomalu ze střední periferie dopředu k ora serrata a dozadu k zadnímu segmentu oka. Toto onemocnění má chronický a progresivní průběh. Počáteční fáze jsou typické hemeralopií (v důsledku postižení tyčinek) s progredujícím

koncentrickým zúžením zorného pole. V pozdějších stádiích dochází k postižení čípků, a tedy poklesu zrakové ostrosti. [3]

I když jsou u retinitis pigmentosa změny na sítnici patrné většinou oftalmoskopicky, ERG vyšetření slouží k potvrzení diagnózy. Kvůli chybějící reakci tyčinek je při skotopickém ERG amplituda vlny a snížena. Latence vlny b bývá prodloužená. Téměř nikdy nejsou zaznamenány oscilační potenciály. V pokročilých stádiích je ERG nevýbavné. [12]



Obr. 36 Porovnání ERG zdravého jedince (vlevo) a nevýbavného ERG jedince postiženého pigmentovou degenerací sítnice (vpravo) [12]

5.1.2. Elektoretinografie na strukturované podněty (PERG)

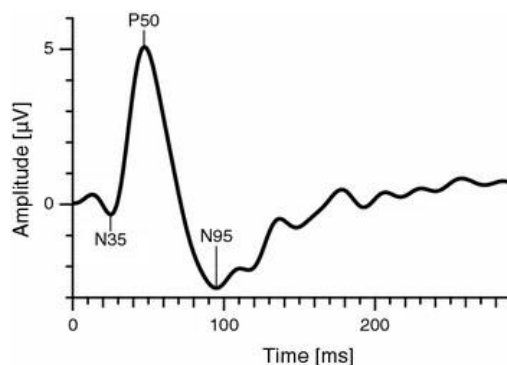
Elektoretinografie na strukturované podněty (Pattern ERG) je modifikací klasického ERG. Ke zrakové stimulaci se využívá kontrastní reverzní podnět ve formě černobílé šachovnice. V průběhu vyšetření se černá a bílá pole šachovnice střídají – reverzace. Pomocí potenciálu vyvolaného takovýmto podnětem zaznamenáváme data z centrální krajiny sítnice a odpověď gangliových buněk a jejich axonů. [2], [12]

5.1.2.1. Interpretace PERG záznamu

Při hodnocení PERG záznamu odečítáme dvě složky – amplitudu a latenci vln.

Na záznamu jsou nejdůležitější vlny N35, P50 a N95. Tyto jsou pojmenovány podle toho, zda jsou pozitivní (P) či negativní (N), a podle doby latence, kdy vlna N35 má vrchol v čase 35 ms, vlna P50 následuje v čase 45-60 ms a vlna N95 v čase 90-100 ms. Doba latence (implicitní čas) je čas, který uběhne od stimulu reverzační šachovnicí k vrcholu měřené vlny. Je udávána v ms. [2]

Amplitudy jsou zjišťovány mezi vrcholy složek PERG a jsou udávány v μV . Amplituda vlny P50 je měřena od vrcholu vlny N35 po vrchol vlny P50 (obvykle 2,5-5 μV). Amplituda vlny N95 je měřena od vrcholu vlny P50 po vrchol vlny N95 (obvykle 3,5-6,5 μV). [2]



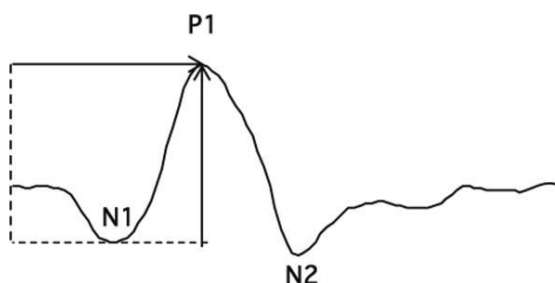
Obr. 37 Typická křivka PERG [12]

5.1.3. Multifokální elektroretinografie (mfERG)

Multifokální elektroretinografie je modifikací klasického zábleskového ERG. Dovoluje zaznamenávat prostorovou lokalizaci defektů sítnice díky izolaci elektrické odpovědi jednotlivých okrsků. Výsledky jsou zobrazovány jak ve formě vlny, tak ve formě topografických map. Při hodnocení jsou důležité rozdíly v topografickém poli. Zrakový stimul se předkládá ve formě určitého počtu šestiúhelníků – hexagonů (základní vyšetření se provádí s 61 nebo 103 šestiúhelníky). Šestiúhelníky jsou uspořádány do koncentrických kruhů. Sekvence osvětlování je náhodná, což znamená, že při změně obrazu má každý šestiúhelník 50% šanci, že se rozsvítí, a je řízená počítačovým softwarem. [2], [10], [12]

5.1.3.1. Interpretace mfERG záznamu

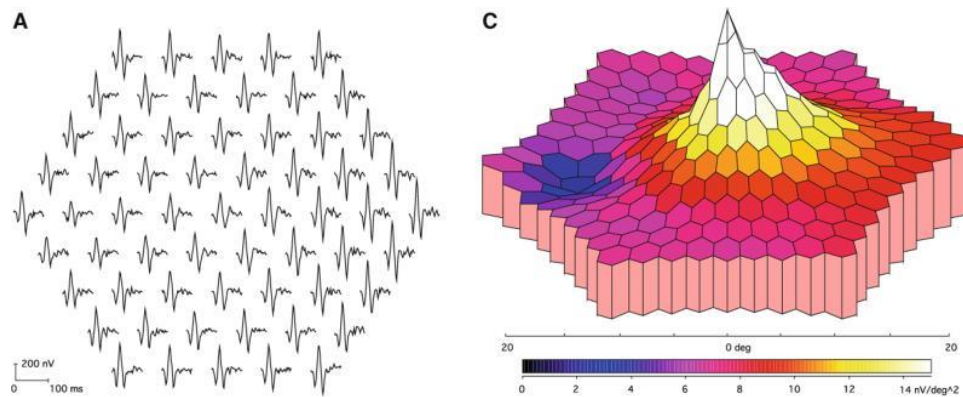
Při zobrazení ve formě křivky se opět odečítají 2 hlavní složky – amplituda a latence. Křivka lokálních mfERG je typicky tvořena jedním pozitivním vrcholem P1 a dvěma negativními vrcholy N1 a N2. Amplitudy vln jsou vyjádřeny jejich výškou měřenou od základní čáry po vrchol dané vlny (µV). Doba latence (implicitní čas) je doba, která uběhne od začátku stimulace daného okrsku sítnice světelným šestiúhelníkem po vrchol dané vlny (ms). [23]



Obr. 38 Typická křivka mfERG [33]

Topografické výsledky hustoty sítnicové odpovědi je možno zobrazit ve dvourozměrném i v trojrozměrném provedení s barevným kódováním, číselnými hodnotami

a tvary amplitud. Centrální vrchol odpovídá makule, směrem k periférii se amplitudy snižují. [2]



Obr. 39 Vyšetření s 61 stimuly, lokální křivky (A) a topografické 3D znázornění (C) [33]

5.1.3.2. Patologické záznamy

Pomocí mfERG lze sledovat onemocnění sítnice do větších detailů než při klasické zábleskové ERG, především jsme schopni hodnotit izolovaně funkci makulární oblasti, což má význam zejména u dystrofií typu Stargardtova choroba, foveolární dystrofie čípků, VPMD nebo toxická makulopatie. [10]

5.2. Elektrookulografie (EOG)

Elektrookulografie je neinvazivní metoda záznamu klidového potenciálu oka. Tento potenciál se nachází mezi pozitivně nabitou rohovkou a elektricky negativní Bruchovou membránou v zadním pólu oka. Oční bulbus se tak chová jako dipól, jehož elektrický potenciál je přibližně 6 mV. Klidový potenciál oka odpovídá trans-epiteliálnímu potenciálu pigmentového epitelu sítnice (PRE). [2], [12]

Klidový potenciál je snímán pomocí povrchových elektrod umístěných v očních koutcích. Referenční elektroda je umístěna na čele nebo na ušním lalůčku. Vyšetření probíhá v Ganzfeldově polokouli. [10]

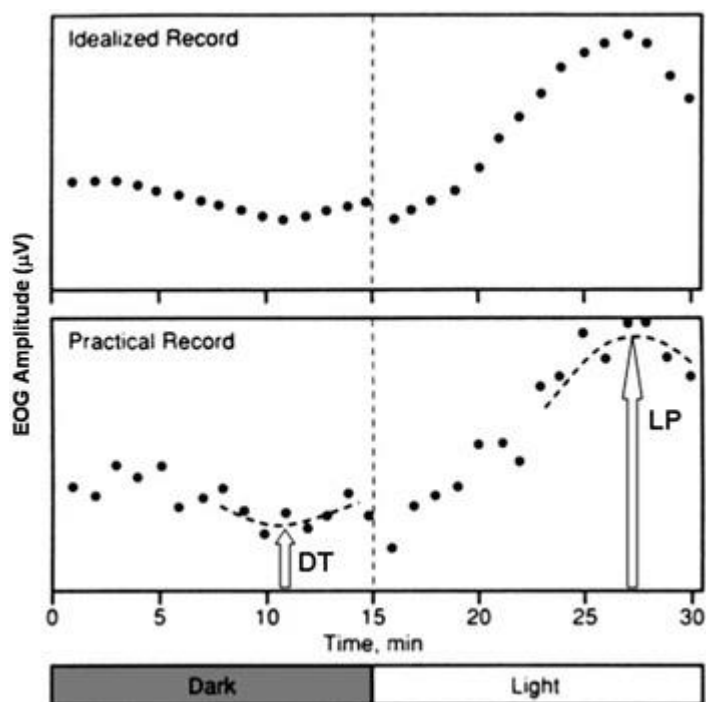
Rozlišují se dva typy EOG vyšetření – adaptační metoda a metoda rychlé oscilace.

5.2.1. Klasická elektrookulografie – adaptační metoda

V Ganzfeldově polokouli se během vyšetření objevují 2 červené horizontálně umístěné testové značky, které jsou vnímány pod zorným úhlem 30°. Pacient střídavě fixuje značky. Pomocí elektrod je zaznamenána změna klidového potenciálu. [5]

Vyšetření se skládá ze dvou částí. Prvních 15 minut probíhá za skotopických podmínek po předchozí adaptaci na tmu. V důsledku adaptace na tmu dojde k poklesu zaznamenávaného klidového potenciálu. Minimum (DT – dark trough) je dosaženo během 10-15 min. Druhá polovina vyšetření probíhá za fotopických podmínek. Důležité je postupné zvyšování jasu pozadí až na 100 cd.m⁻², aby nebyl pacient oslněn. Díky adaptaci na světlo potom dochází k depolarizaci bazální membrány pigmentového epitelu sítnice a zvýšení klidového potenciálu. Maxima (LP – light peak) je dosaženo většinou mezi 8 a 10 minutami. [33]

Poměr LP:DT násobený 100 je nazýván jako Ardenův index (AR – Arden ratio). Fyziologické hodnoty jsou v rozmezí 200-400. EOG je považováno za patologické, pokud je AR menší než 180 (resp. 1,8). [5], [33]



Obr. 40 Ideální záznam EOG (nahore) a fyziologický záznam EOG (dole) [33]

5.2.2. Klinický význam elektrookulografie

Pomocí EOG jsou zjišťovány informace o stavu pigmentového epitelu sítnice, Bruchovy membrány, choriokapilaris a vrstvy fotoreceptorů. Pro průkazné vyšetření je nutný dostatečný

rozsah poškození. EOG je využíváno především v oblasti diagnostiky dědičných makulárních degenerací, pigmentových degenerací, choriordermie, cirkulačních poruch sítnice, diabetické retinopatie a intoxikace léčiv. [3], [5]

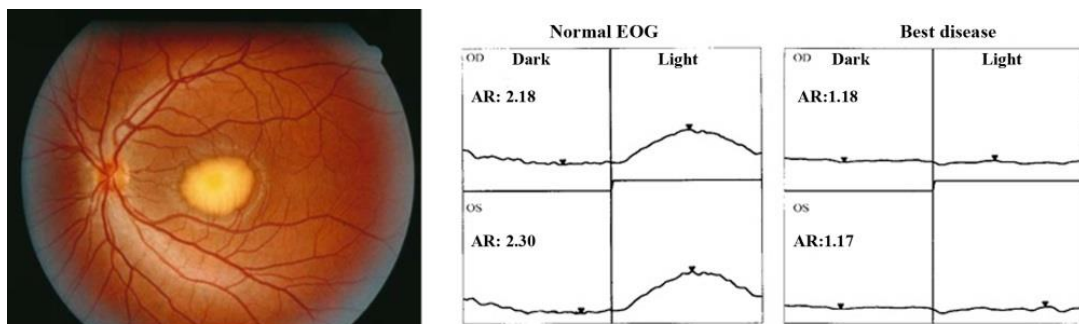
Mezi nejčastěji diagnostikované makulární degenerace pomocí EOG patří Bestova choroba a Stargardtova choroba.

5.2.2.1. Viteliformní hereditární dystrofie – Bestova choroba

Bestova choroba je hereditární degenerativní onemocnění makuly, které se nejčastěji manifestuje v 1. a 2. dekádě života a progreduje velmi pomalu. Ve většině případů postihuje obě oči. Na sítnici jsou přítomny typické žluté kulaté léze připomínající vaječný žloutek nebo tzv. pseudohypopyon. [3], [12]

Průběh onemocnění se dělí na 5 fází. První fází je previteliformní stádium, kdy je ještě přítomen fyziologický vzhled makuly, Druhé viteliformní stádium je typické žlutými ostře ohraničenými ložisky ve vrstvě pigmentového epitelu sítnice. Třetí stádium pseudohypopya je charakteristické uvolněním žlutého materiálu z pigmentového epitelu sítnice do subretinálního prostoru. Čtvrté je stádium sraženého žloutku, kdy se v makule tvoří subretinální depozita, která svým tvarem a barvou (nepravidelná a žlutavá) připomínají sražený vaječný žloutek. V tomto čtvrtém stádiu dochází ke zhoršení zrakové ostrosti. Poslední páté stádium je označováno jako atrofické. Vzniká po resorpci žlutého materiálu v makule. Jako následek vznikají jizvy a dochází k neovaskularizaci kolem jizev. [3], [12]

Snížený Ardenův index pod 1,5 můžeme pozorovat již v previteliformní fází. AR je nejčastěji mezi 1,0 a 1,3. Jelikož hereditární typ tohoto onemocnění je autozomální dominance, nachází se v populaci i přenašeči, kteří mají na fundu normální nález, ale jejich EOG je abnormálně snížený. [12], [30]



Obr. 41 Fotografie fundu jedince s Bestovou chorobou, porovnání EOG zdravého jedince a jedince s Bestovou chorobou [30]

5.2.2.2. Stargardtova choroba

Jedná se o hereditární degenerativní onemocnění makuly. Projevuje se již v dětském věku, je bilaterální a pomalu progredující. [3]

V raných stádiích je vzhled makuly fyziologický. Později dochází ke ztrátě foveolárního reflexu, vzhled makuly se stává granulovaný a v konečných stádiích získává typický vzhled tepaného bronzu. Ve střední periférii se nachází žlutavé skvrny, které později pigmentují. [3]

EOG záznam obvykle vykazuje lehce abnormální nález a je důležitým indikátorem rozsahu postižení pigmentového epitelu sítnice.

5.3. Zrakové evokované potenciály (VEP)

Zrakové evokované potenciály (VEP – visually evoked potentials) představují neinvazivní diagnostickou metodu zjišťující informace o funkci zrakové dráhy. Tato metoda vychází z elektroencefalografie, navíc obsahuje informaci o odpovědi tkáně na senzorkou stimulaci. Zjišťuje tedy bioelektrickou odpověď mozku na podráždění fotoreceptorů přesně definovaným podnětem. Zrakový stimul může být zábleskový (flash VEP) nebo strukturovaný (pattern VEP). [5], [13]

Vyšetření probíhá monokulárně, s potřebnou korekcí a bez mydriázy. Potenciály snímá elektroda, která je umístěna nad zadním pólem okcipitálního laloku v místě zvaném inion. Referenční elektroda je umístěna na temeni hlavy, ušním lalůčku nebo na čele. [5], [13]

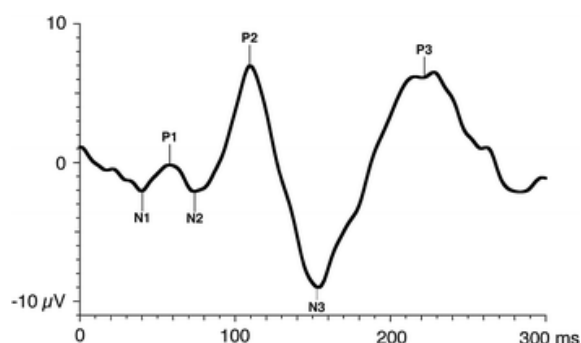
5.3.1. Zábleskové VEP (flash VEP)

Hlavním stimulujícím faktorem zábleskového podnětu je změna osvitů sítnice. Světelný záblesk s frekvencí 1 Hz (jeden záblesk za sekundu) je pozorován pod úhlem 20°. Zdrojem stimulu může být například blikající obrazovka, stroboskopické zrcátko či Ganzfeldova polokoule. Neposkytuje tak detailní informace jako pattern VEP, je však vhodné pro vyšetření funkce zrakové dráhy u pacientů s nízkou zrakovou ostrostí nebo u špatně spolupracujících pacientů. Využívá se také pro screening funkční integrity zrakové dráhy u malých dětí. [2], [13]

5.3.1.1. Interpretace záznamu flash VEP

Při hodnocení záznamu flash VEP se posuzují následující parametry: reprodukovatelnost odpovědi, počet vln, latence a amplituda vlny P100, tvar evokovaného komplexu a stranová diference. Výsledek měření je ovlivněn věkem.

Křivka se skládá ze tří vln pozitivních P1, P2 a P3 a tří vln negativních N1, N2 a N3. Křivky jsou proměnné a vyšetření proto slouží pro screening a hrubou analýzu. Záznam trvá 300 ms. [35]



Obr. 42 Typická křivka zábleskové VEP [35]

5.3.2. VEP na strukturované podněty (pattern VEP)

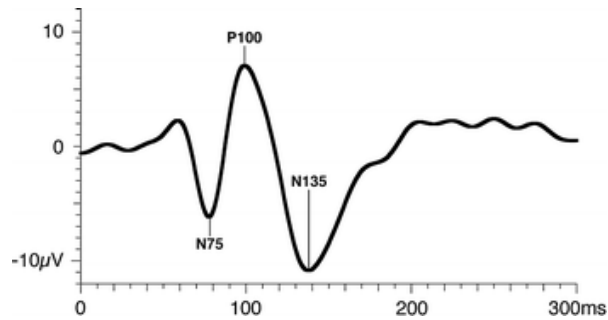
VEP na strukturované podněty využívají jako zrakový podnět nejčastěji šachovnici. Při vyšetření je využíván vznik kontrastu mezi různě osvětlenými částmi sítnice. Oproti flash VEP poskytuje pattern VEP přesnější informace o funkci zrakové dráhy. Pro vyšetření je ale nutná dobrá zraková ostrost pacienta, horší zraková ostrost než 5/15 snižuje validitu vyšetření. [2], [13]

Jako reverzní strukturovaný podnět je standardně využívána šachovnice. Existují dvě standardní velikosti políček – 1° a $0,25^\circ$. Pole šachovnice jsou nejčastěji čtvercová, ale mohou mít i tvar obdélníku. Šachovnice se v průběhu vyšetření mění na negativ. Ve středu šachovnice se nachází fixační bod. [13]

Při onset/offset metodě vyšetření dochází ke střídání šachovnicového podnětu a šedého difúzního pozadí. Fáze onset trvá 200 ms a je během ní promítnut šachovnicový podnět. Fáze offset je promítnuta na 400 ms a slouží k zabránění kontaminace onset odpovědi. Toto vyšetření je vhodné pro pacienty s nystagmem, jelikož není příliš citlivé na špatnou fixaci očí. [13]

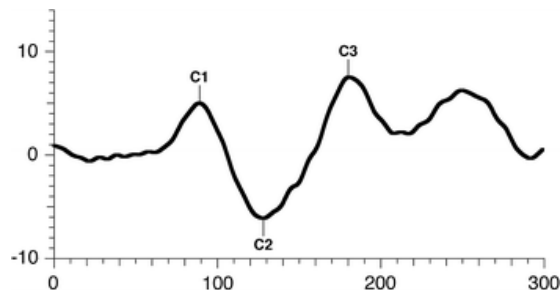
5.3.2.1. Interpretace záznamu pattern VEP

Křivka VEP na reverzní strukturované podněty se skládá ze tří vln – negativní N75, pozitivní P100 a negativní N135. Klíčovou je vlna P100, která je ovlivněna patologiemi ale také jasnem pozadí a stimulu, velikostí vzoru či ametropií. Je hodnocena její amplituda a latence. Velikost amplitudy je ukazatelem počtu funkčních axonů a latence odpovídá rychlosti vedení vzruchu nervovými vlákny. [13], [30]



Obr. 43 Typická křivka VEP na reverzní strukturované podněty [26]

Graf znázorňující výsledky vyšetření onset/offset VEP na strukturované podněty se skládá ze tří vln – C1 pozitivní vlna s dobou latence 75 ms, C2 negativní vlna s dobou latence 125 ms a C3 pozitivní vlna s dobou latence 150 ms. [21]



Obr. 44 Typická křivka onset/offset VEP [21]

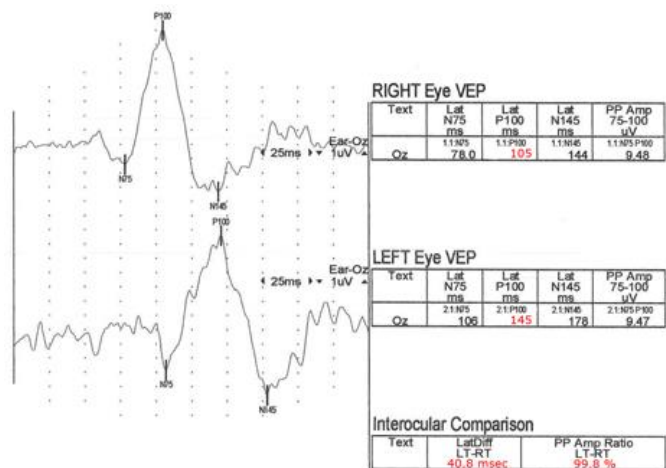
5.3.3. Klinické využití VEP

Vyšetření zrakových evokovaných potenciálů je důležité pro diagnostiku onemocnění zrakového nervu a poruch myelinizace. Pomocí VEP se zjišťují onemocnění jako retrobulbární neuritida a jiné léze zrakového nervu. Změny pattern VEP nalezneme i u amblyopie. [3], [5]

5.3.3.1. Roztroušená skleróza

Roztroušená skleróza (Sclerosis multiplex) je autoimunitní onemocnění centrálního nervového systému. V bílé kůře mozkové a míšní vznikají roztroušená zánětlivá ložiska (plaky), ve kterých dochází k demyelinizaci. V důsledku rozpadu myelinových pochev dochází ke zpomalení či úplnému zastavení vedení vzruchu a nastává kondukční blok. [5], [13], [34]

Typickým příznakem roztroušené sklerózy je retrobulbární neuritida, která vzniká v důsledku demyelinizace zrakového nervu. Projevuje se bolestmi za okem při pohybu, výpadky zorného pole a poklesem zrakové ostrosti. Na záznamu VEP se neuritida projeví významně prodlouženou latencí vlny P100, přičemž její amplituda může zůstat stejná, nebo se jen mírně sníží. Snížení amplitudy se prohlubuje s dobou trvání onemocnění. [5], [13]



Obr. 45 VEP levého oka s retrobulbární neuritidou projevuje oproti zdravému pravému oku prodlouženou latenci vlny P100 [13]

Závěr

Cílem této práce bylo vytvořit stručný přehled o principu měření na vybraných oftalmologických přístrojích, objasnit interpretaci výsledků měření na těchto přístrojích a poukázat na jejich klinický význam. V každé z kapitol jsou proto vysvětleny fyzikální, technologické a fyziologické principy, na kterých daný přístroj pracuje. Dále je u každého přístroje zobrazen výsledek vyšetření zdravého oka a jsou popsány naměřené parametry či vyobrazení, kterým by měl zdravotní pracovník při interpretaci daného nálezu věnovat pozornost. Klinický význam jednotlivých vyšetření je ukázán na patologických výsledcích měření a zdůrazněn krátkým popisem vybraných patologií, typicky diagnostikovaných pomocí daného přístroje.

Seznam použité literatury

Knižní zdroje

- [1] ALWARD, Wallace L. M. a Reid A. LONGMUIR. *Gonioscopic Grading Systems. Color Atlas of Gonioscopy*. American Academy of Ophthalmology. 2008. ISBN 978-1560558965.
- [2] BENEŠ, Pavel. *Přístroje pro optometrii a oftalmologii*. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2015. ISBN 978-80-7013-577-8.
- [3] KUCHYNKA, Pavel. *Oční lékařství. 2., přepracované a doplněné vydání*. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-5079-8.
- [4] NĚMEC, Pavel. *Optická koherenční tomografie: klinický atlas sítnicových patologií*. Praha: Mladá fronta, 2015. ISBN 978-80-204-3810-2.
- [5] OTRADOVEC, Jiří. *Klinická neurooftalmologie*. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0280-0.
- [6] PETROVÁ, Sylvie, Zdeňka MAŠKOVÁ a Tomáš JUREČKA. *Základy aplikace kontaktních čoček*. Vyd. 2., přeprac. a dopl. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů v Brně, 2008. ISBN 978-80-7013-470-2.
- [7] ROZSÍVAL, Pavel. *Trendy soudobé oftalmologie svazek 5. 1. vyd.* Praha: GALÉN, 2008. ISBN 978-80-7262-534-5.
- [8] SINJAB, Mazen. *Step By Step Reading Pentacam Topography; 2nd Edition*, 2014. IBSN 10.13140/2.1.4731.2965.
- [9] SKORKOVSKÁ, Karolína. *Perimetrie*. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-5282-2.
- [10] VESELÝ, Petr a Pavel BENEŠ. *Vyšetřovací metody v optometrii: a interpretace jejich výsledků v praxi*. Praha: Grada Publishing, 2019. ISBN 978-80-271-2071-0.
- [11] WORLD HEALTH ORGANISATION, Department of Noncommunicable Diseases. *World report on vision*. Ženeva, Švýcarsko: Cataloguing-in-Publication, 2019. ISBN 978-92-4-151657-0.

Elektronické zdroje

- [12] CREEL, Donnell J. *The Electroretinogram and Electro-oculogram: Clinical Applications. WEBVISION: The Organization of the Retina and Visual System* [online]. 2015. Dostupné z:

- <https://webvision.med.utah.edu/book/electrophysiology/the-electroretinogram-clinical-applications/>
- [13] CREEL, Donnell J. Visually Evoked Potentials. WEBVISION: The Organization of the Retina and Visual System [online]. 2015 . Dostupné z: <https://webvision.med.utah.edu/book/electrophysiology/visually-evoked-potentials/>
- [14] *Examinations of the anterior segment of the eye: Know The Eye* [online]. . Dostupné z: <https://know-the-eye.heidelbergengineering.com/examinations/examinations-of-the-anterior-segment/>
- [15] *Examinations of the optic nerve head: Know The Eye* [online]. . Dostupné z: <https://know-the-eye.heidelbergengineering.com/examinations/examinations-of-the-optic-nerve-head/>
- [16] GREENWALD, Miles F. *Corneal Imaging: An Introduction* [online]. 2016 Dostupné z: <https://webeye.ophth.uiowa.edu/eyeforum/tutorials/Corneal-Imaging/Index.htm>
- [17] HEIDELBER ENGINEERING. *ANTERION Image Book*. ISSN 200468-0011.
- [18] HEIDELBERG ENGINEERING. *HRT Interpreting the Baseline Examination in 60 seconds* [online]. Dostupné z: [https://www.heidelbergengineering.com/media/e-learning/Totara/Dateien/pdf-tutorials/99104-002_HRT_How-to-Guide Interpreting the baseline examination in 60 sec EN.pdf](https://www.heidelbergengineering.com/media/e-learning/Totara/Dateien/pdf-tutorials/99104-002_HRT_How-to-Guide_Interpreting_the_baseline_examination_in_60_sec_EN.pdf)
- [19] *Heidelberg Retina Tomograph* [online]. Dostupné z: <https://business-lounge.heidelbergengineering.com/cz/en/products/hrt/>
- [20] *Oculus Pentacam* [online]. Dostupné z: <https://www.oculus.cz/pentacam>
- [21] ODOM, James V. Visual evoked potentials standard [online]. 2004. DOI: 10.1023/B:DOOP.0000036790.67234.22. Dostupné z: [https://www.semanticscholar.org/paper/Visual-evoked-potentials-standard-\(2004\)-Odom-Bach/47378f2b2ace7cf6271a1aa3fa41965b4d3ea99d#citing-papers](https://www.semanticscholar.org/paper/Visual-evoked-potentials-standard-(2004)-Odom-Bach/47378f2b2ace7cf6271a1aa3fa41965b4d3ea99d#citing-papers)
- [22] Optical Coherence Tomography 3D OCT-1 (Type:Maestro2). *TOPCON* [online]. Dostupné z: https://www.topcon.co.jp/en/eyecare/products/product/diagnostic/oct/3DOCT-1_Maestro_E.html
- [23] PERLMAN, Ido. The Electroretinogram: ERG by Ido Perlman. WEBVISION: The Organization of the Retina and Visual System [online]. Dostupné z: <https://webvision.med.utah.edu/book/electrophysiology/the-electroretinogram-erg/>

- [24] PILTZ-SEYMOUR, Jody R., Tak Yee TANIA TAI, Sanjay SMITH a Stephen M. DRANCE. Visual Fields in Glaucoma [online]. 2016. Dostupné z: <https://entokey.com/visual-fields-in-glaucoma/>
- [25] SKORKOVSKÁ, Karolína. Fakické nitrooční čočky. [Prezentace] Brno: Klinika nemocí očních a optometrie LF MU, Fakultní nemocnice u sv. Anny, 2017.
- [26] VER HOEVE, James. Emerging Electrophysiological Technologies for Assessing Ocular Toxicity in Laboratory Animals [online]. 2012. DOI: 10.1007/978-1-62703-164-6_4. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/278700971_Emerging_Electrophysiological_Technologies_for_Assessing_Ocular_Toxicity_in_Laboratory_Animals
- [27] WALDRON, Rhonda G. *A-Scan Biometry* [online]. 2016 Dostupné z: <https://emedicine.medscape.com/article/1228447-overview#a1>
- [28] WALDRON, Rhonda G. *B-Scan Ocular Ultrasound* [online]. 2016. Dostupné z: <https://emedicine.medscape.com/article/1228865-overview#a1>

Odborné časopisy

- [29] BELIN, M. W., KHACHIKIAN, S. S. Keratoconus/Ectasia detection with the Oculus Pentacam: Belin/Ambrosio Enhanced Ectasia Display. *New Advances and Technology with Pentacam*. 2008
- [30] GUNDOGAN, Fatih C. a Umit YOLCU. Clinical Ocular Electrophysiology. *Ophthalmology - Current Clinical and Research Updates* [online]. 2014. DOI: 10.5772/57609. Dostupné z: <https://www.intechopen.com/books/ophthalmology-current-clinical-and-research-updates/clinical-ocular-electrophysiology>
- [31] HŘEBCOVÁ, Jana a Anna VÁŠKŮ. Srovnání kontaktní a imerzní ultrazvukové biometrie. *Česká a slovenská Oftalmologie*. 2008, 2008(1).
- [32] KUBĚNA, Tomáš. Přínos současných zobrazovacích metod u glaukomu [online]. Dostupné z: <http://www.kubena.cz/text/pro-lekare/glaukom/zobrazovaci-metody.php>
- [33] MARMOR, Michael F., Mitchell G. BRIGELL a Daphne L MCCULLOCH. ISCEV standard for clinical electro-oculography. *Documenta Ophthalmologica* [online]. 2011, 2011(1-7) Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs10633-011-9259-0>
- [34] MELUZÍNOVÁ, Eva, 2010. Současné možnosti léčby roztroušené sklerózy. *Neurologie pro praxi*. 11(5), ISSN 12345678, 12345678.

- [35] NAZHVANI, Adeleh D. Classification of ADHD and BMD patients using visual evoked potential. *Iranian Journal of Science and Technology - Transactions of Electrical Engineering* [online]. 2012. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/288191452_Introducing_a_novel_index_for_measuring_depth_of_anesthesia_based_on_Visual_Invoked_Potential_VEP_features
- [36] RAJEEV, J. Pentacam: Principle and Clinical Applications. *Journal of Current glaucoma Practice*. May – August 2009, 3(2), stránky 20 - 32. ISSN: 0974-0333
- [37] SCHMETTER, Leopold. Anterior segment optical coherence tomography. *Progress in Retinal and Eye Research*. 2018, (66). DOI: <https://doi.org/10.1016/j.preteyeres.2018.04.002>. ISSN 132-156.
- [38] SKORKOVSKÁ, Šárka a Miloš HAVLÍČEK, 2001. Sofistikované techniky vyšetření sítnice. *Zdravotnické noviny*. 50(33), Lékařské listy.
- [39] TOVÁREK, L. Heidelberg retina tomograph II (HRT II) v diagnostice glaukomu. *Praktický lékař*. 2006(86, č.3), 148-156.
- [40] VALERA-CORNEJO, Diego Alejandro. Changes on Confocal Scanning Laser Ophthalmoscopy with the Heidelberg Retinal Tomography after a Cardiac Catheterism in a Patient with Progressive Glaucoma. *Case Reports on Ophthalmology*. 2019, (10).

Ostatní zdroje

- [41] Vlastní měření

Seznam obrázků

Obr. 1	Barevná topografická mapa sagitálního zakřivení (vlevo) a elevace (vpravo) přední plochy rohovky zdravého oka [41]	13
Obr. 2	3D zobrazení topografie fyziologické rohovky [41]	13
Obr. 3	Barevná mapa pachymetrie rohovky [41]	14
Obr. 4	Barevná topografická mapa sagitálního zakřivení přední plochy rohovky s keratokonem [16].....	16
Obr. 5	OCT snímek rohovky (1 – slzný film, 2 – epitel rohovky, 3 – Bowmanova membrána, 4 – stroma rohovky, 5 – endotel rohovky, 6 – přední komora) [14] ..	17
Obr. 6	OCT snímek přední komory s vyznačenou základní anatomii přední komory oka [16]	18
Obr. 7	OCT snímek přední komory s a) otevřeným úhlem, b) úzkým úhlem, c) uzavřeným úhlem, d) 3D zobrazení uzavřeného úhlu [37]	19
Obr. 8	OCT snímek pseudoafakického oka s implantovanou IOL [17].....	20
Obr. 9	OCT snímek oka s implantovanou ICL [17].....	21
Obr. 10	Vault – vzdálenost mezi zadní plochou ICL a přední plochou lens crystallina [17]	21
Obr. 11	Gates [27]	23
Obr. 12	A-scan za použití imerzní metody, na hrotu rohovky jsou vidět dva vrcholy odpovídající přední a zadní ploše rohovky [27].....	26
Obr. 13	B-scan zdravého oka [28].....	28
Obr. 14	B-scan oka s krvácením do sklivce [28].....	29
Obr. 15	B-scan oka s odchlípenou sítnicí [28]	29
Obr. 16	B-scan (vlevo) a A-scan (vpravo) oka s melanomem cévnatky [28]	30
Obr. 17	B-scan oka s druzenou papily zrakového nervu [28]	30
Obr. 18	Výsledek měření optické biometrie s výběrem vhodné IOL [41]	32
Obr. 19	Porovnání TD OCT obrazu sítnice (vlevo) a FD OCD obrazu sítnice (vpravo) [4]	34
Obr. 20	Reflexe jednotlivých vrstev sítnice na OCT obrazu [4]	35
Obr. 21	Výsledný glaukomový protokol při vyšetření OCT [22]	38
Obr. 22	IVTS klasifikace makulárních děr a příslušné OCT snímky [4]	39
Obr. 23	Porovnání velikosti papily zrakového nervu v topografickém režimu – malá (vlevo), střední (uprostřed) a velká (vpravo) [18].....	41

Obr. 24	Porovnání tvaru cup v topografickém režimu – vertikální (vlevo) a horizontální (vpravo) [18]	41
Obr. 25	Porovnání reflektivity papil zrakového nervu v reflexním zobrazení – zdravá papila bez excesivní reflektivity (vlevo), mdlá reflektivita (uprostřed), vysoce reflektivní ostře ohraničený defekt nervových vláken papily zrakového nervu (vpravo) [18]	42
Obr. 26	3D zobrazení papily zrakového nervu na přístroji HRT [32].....	42
Obr. 27	Graf analýzy výšky profilu RNFL podél konturní křivky [32].....	42
Obr. 28	Výstupní protokol měření na přístroji HRT [41]	43
Obr. 29	Analýza změn na papile zrakového nervu v čase [40].....	44
Obr. 30	Fyziologický výsledek vyšetření kinetické perimetrie na Goldmannově perimetru [24].....	47
Obr. 31	Klasifikace výpadků typu svazků RNFL typických pro glaukom (dle prof. Aulhornové) [9].....	48
Obr. 32	Výsledek měření na statickém perimetru, A) numerická mapa, B) mapa ve stupních šedi, C) total deviation decibel plot, D) pattern deviation decibel plot, E) znázornění statistického významu odchylky, F) pattern deviation probability plot [9].....	51
Obr. 33	Porovnání statické perimetrie oka s retinitis pigmentosa v čase – ztráta senzitivity v periferii (vlevo), prstencovitý skotom (uprostřed), cirkulární skotom (vpravo) [9].....	53
Obr. 34	Typická křivka zábleskové ERG [12]	55
Obr. 35	Znázornění amplitudy a doby latence vlny a (vlevo) a vlny b (vpravo) [12].....	56
Obr. 36	Porovnání ERG zdravého jedince (vlevo) a nevýbavného ERG jedince postiženého pigmentovou degenerací sítnice (vpravo) [12]	57
Obr. 37	Typická křivka PERG [12].....	58
Obr. 38	Typická křivka mfERG [33]	58
Obr. 39	Vyšetření s 61 stimuly, lokální křivky (A) a topografické 3D znázornění (C) [33]	59
Obr. 40	Ideální záznam EOG (nahore) a fyziologický záznam EOG (dole) [33]	60
Obr. 41	Fotografie fundu jedince s Bestovou chorobou, porovnání EOG zdravého jedince a jedince s Bestovou chorobou [30].....	61
Obr. 42	Typická křivka zábleskové VEP [35].....	63
Obr. 43	Typická křivka VEP na reverzní strukturované podněty [26].....	64

Obr. 44	Typická křivka onset/offset VEP [21].....	64
Obr. 45	VEP levého oka s retrobulbární neuritidou projevuje oproti zdravému pravému oku prodlouženou latenci vlny P100 [13]	65

Seznam tabulek

Tabulka 1	Amslerova klasifikace stupně keratokonu [6].....	15
Tabulka 2	Shafferova klasifikace velikosti komorového úhlu [1].....	19
Tabulka 3	Výběr vzorce pro výpočet IOL na základě axiální délky oka [7]	28
Tabulka 4	Srovnání Gassovy a IVTS klasifikace makulárních děr [4].....	38
Tabulka 5	Vybrané parametry hodnocené při Burkeho metodě a jejich stručný popis [39].....	43
Tabulka 6	Přehled globálních indexů zorného pole (pro přístroje Octopus 101 a Humphrey HFA) [9]	52

Seznam zkratek

2D	dvoj-dimenzionální
3D	troj-dimenzionální
μm	mikrometr
μV	mikrovolt
%	procento
°	stupeň
AR	Ardenův index
ARCA	Age-Related Choroidal Atrophy (věkem podmíněná atrofie cévnatky)
AS-OCT	Anterior Segment Optical Coherence Tomography (optická koherenční tomografie předního segmentu oka)
CAR	carcinoma-associated retinopathy
CCD	charge-coupled device (zařízení s vázanými náboji)
c/d	poměr cup ku disc
cd/m^3	kandela na metr krychlový
cGMP	cyklický guanosinmonofosfát
CLV	corrected loss variance (korigovaný rozptyl ztrát prahové citlivosti)
CME	cystoidní makulární edém
CPSD	corrected pattern standard deviation (vzorová směrodatná odchylka korigovaná pomocí hodnoty krátkodobé fluktuaace)
CSCHR	centrální serózní chorioretinopatie
dB	decibel
DME	diabetický makulární edém
DR	diabetická retinopatie
DT	dark trough
EOG	elektrookulografie
ERG	elektroretinografie
ERM	epiretinální membrány
FD OCT	Frequency Domain Optical Coherence Tomography (optická koherenční tomografie s frekvenční doménou)
G	global (globální)
GCC	ganglion cell complex (vrstva gangliových buněk sítnice)
GDx	skenovací laserová polarimetrie
GPS	Glaucoma Probability Score (glaukomové pravděpodobnostní skóre)
HRT	Heidelsberský retinální tomograf

Hz	hertz
ICL	implantable collamer lens (zadně-komorová fakická nitrooční čočka)
IOL	intra-ocular lens (nitrooční čočka)
ISE	zóna elipsoidů vnitřních segmentů fotoreceptorů
IVTS	International Vitreomacular Traction Study Group (klasifikace makulárních děr)
KC (KI)	index sloužící k diagnóze keratokonu
L	axiální délka oka
LED	light-emitting diode (elektroluminiscenční dioda)
LF	long-term fluctuation (dlouhodobá fluktuace)
LP	light peak (maximum světla)
LV	loss variance (rozptyl ztrát citlivosti v zorném poli)
MAR	melanoma-associated retinopathy
MD	makulární díra (kapitola 3.1.4.2. Makulární díra (MD))
MD	mean defect (střední ztráta citlivosti v zorném poli) (kapitola 4.2.1. Interpretace nálezu statické perimetrie)
mfERG	multifokální elektroretinografie
MHz	megahertz
min	minuta
MLE	membrána limitans externa (vnější limitující membrána sítnice)
mm	milimetr
mm ²	milimetr čtvereční
MRA	Moorfieldská regresní analýza
MS	mean sensitivity (střední citlivost sítnice v zorném poli)
ms	milisekunda
mV	milivolt
N	negativní (kapitola 5. Elektrofyziologické vyšetřovací metody)
N	nazální (kapitola 3.2.2. Interpretace HRT obrazu v glaukomovém režimu)
např.	například
NI	nasal inferior (dolní nazální)
nm	nanometr
NOT	nitrooční tlak
NS	nasal superior (horní nazální)
OCT	Optical Coherence Tomography (optická koherenční tomografie)
P	pozitivní
PC IOL	posterior chamber intra-ocular lens (zadně komorová nitrooční čočka)
PERG	elektroretinografie na strukturované podněty

PMMA	polymethylmethakralát
PRE	vrstva pigmentového epitelu sítnice
PSD	pattern standard deviation (vzorová směrodatná odchylka ztrát citlivosti v zorném poli)
PVD	Posterior Vitreous Detachment (odloučení sklivce)
RAO	retinální arteriální okluze
resp.	respektive
RGP	rigid gas permeable (tvrdá plyno-propustná)
RNFL	vrstva nervových vláken sítnice
RVO	retinální venózní okluze
s	sekunda
SD OCT	Spectral Domain Optical Coherence Tomography (optická koherenční tomografie se spektrální doménou)
SF	short-term fluctuation (krátkodobá fluktuace)
SNR	signal-to-noise ratio (poměr signálu a ruchu)
T	temporální
TD OCT	Time Domain Optical Coherence Tomography (optická koherenční tomografie s časovou doménou)
TI	temporal inferior (dolní temporální)
TS	temporal superior (horní temporální)
tzv.	takzvaný
UZ	ultrazvuk
VEP	visually evoked potentials (zrakově evokované potenciály)
VMA	vitreomakulární adheze
VMT	vitreomakulární trakce
VPMD	věkem podmíněná makulární degenerace
WHO	World Health Organisation (Světová zdravotnická organizace)
ZN	zrakový nerv