

PŘÍRODOVĚDECKÁ FAKULTA UNIVERZITY PALACKÉHO V OLOMOUCI  
KATEDRA OPTIKY

# **Fyzikální principy přístrojů v optometrii**

Bakalářská práce

VYPRACOVAL:  
Jaroslav Bartuněk  
Obor: R11446 OPTOMETRIE  
Studijní rok: 2013/2014

VEDOUCÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE:  
RNDr. Jaroslav Wagner, Ph.D.

**Čestné prohlášení**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma fyzikální principy přístrojů v optometrii vypracoval samostatně pod vedením RNDr. Jaroslava Wagnera, Ph.D. za použití literatury a dalších zdrojů uvedených v závěru.

V Olomouci 6. 5. 2014

.....  
Jaroslav Bartuněk

### **Poděkování**

Touto cestou bych chtěl poděkovat svému vedoucímu RNDr. Jaroslavu Wagnerovi, Ph.D. za rady a připomínky, kterých se mi dostávalo během psaní mé bakalářské práce. Další dík patří mé rodině, která mě podporovala a povzbuzovala během mého studia. Tento text vznikl za podpory projektu IGA Přf UP v Olomouci s názvem „Optometrie a její aplikace”, č. IGA\_PrF\_20142015.

# Obsah

Obsah .....	4
Úvod.....	6
1 Aberometr.....	7
1.1 Vnitřní konstrukce aberometru .....	7
1.2 Aberometr s Shack-Hartmannovým senzorem .....	9
1.3 Aberometrie .....	10
1.4 Rozdělení aberací.....	11
1.4.1 Aberace chromatické .....	11
1.4.2 Aberace monochromatické .....	12
1.4.3 Aberace vlnové .....	12
1.4.4 Aberace nižších řádů.....	13
1.4.5 Aberace vyšších řádů .....	13
1.5 Význam aberometrie v laserové refrakční chirurgii .....	14
2 Topograf.....	15
2.1 Historie rohovkové topografie .....	15
2.2 Princip oftalmometru .....	16
2.3 Topografie rohovky .....	18
2.4 Rozdělení principů topografů .....	18
2.4.1 Topografy s Placidovým kotoučem .....	18
2.4.2 Topografy bez Placidového kotouče.....	19
2.4.2 Scheimpflugovo zobrazení .....	20
2.5 Typy topografů .....	20
2.5.1 Obrscan firmy Bausch and Lomb .....	20
2.5.2 Pentacam firmy Oculus.....	21
3 Autorefraktometr .....	22

3.1 Vývoj refraktometru .....	22
3.1.1 Hardy-Astronův oční refraktometr .....	25
3.1.2 Kühluv oční refraktometr.....	26
3.1.3 Hartingerův koincidenční refraktometr .....	28
3.1.4 Automatické oční refraktometry .....	29
3.2 Typy autorefraktometrů .....	31
3.2.1 Autorefrakto - keratometr .....	32
3.2.2 Autorefrakto – kerato – tonometr .....	32
3.2.3 Autorefrakto – topo – keratometr .....	33
3.2.4 Autorefrakto – kerato – tono – pachyometr.....	34
3.3 Využití autorefraktometru.....	34
4 Fundus kamera.....	35
4.1 Principy oftalmoskopie .....	35
4.1.1 Přímá oftalmoskopie .....	35
4.1.2 Nepřímá oftalmoskopie.....	36
4.2 Princip fundus kamery .....	37
4.3 Fundus kamera Visucam <sup>nm</sup> .....	37
4.4 Význam fundus kamery .....	38
Závěr .....	40
Literatura:.....	42

# Úvod

Přístroje v oftalmologii a optometrii jsou základem moderního očního vyšetření. Většina přístrojů je založena na fyzikálním - optickém principu. Pro oftalmologické vyšetření můžeme používat mnoho přístrojů jako je šterbinová lampa, autorefraktometr, perimetr, pachymetr, topograf, OCT, HRT, fundus kamera, tonometr, ultrazvuk, aberometr, skiaskop, oftalmoskop, keratograf a další.

Mé téma „Fyzikální principy přístrojů v optometrii“ jsem si vybral z důvodu dnešního každodenního používání přístrojů optometry. Jelikož se přístrojů pro objektivní i subjektivní vyšetření nevyhneme, měli bychom porozumět jejich základním fyzikálním principům. Tím, že porozumíme principu, jak přístroje pracují, tím lépe je dokážeme v praxi využít jak na vyšetření, tak pro následné zhodnocení stavu oka.

V mé práci jsem se zaměřil na čtyři vybrané přístroje: aberometr, topograf, autorefraktometr a fundus kameru. Každý z nich má nepostradatelnou funkci v oftalmologii i optometrii. Vybral jsem si je hlavně proto, že jsem se s nimi během studia setkával a zaujaly mě. Přístrojů založených na fyzikálním – optickém principu je celá řada. Z důvodu požadovaného rozsahu práce jsem si mohl zvolit ze dvou možností. První možností je stručný popis všech přístrojů na tomto principu. Druhý a mnou zvolený postup je zaměřen se jen na některé přístroje a ty popsat detailněji. Jako optometrista jsem si tedy zvolil pro popis tyto přístroje, aby byly popsány detailněji a prohloubily znalosti čtenáře. Dalším důvodem je také fakt, že potenciál pro další vývoj těchto přístrojů je velký a jsou čím dál tím více technicky vyspělejší. Jako poslední a hlavní důvod mé práce je, že mě historie dnešních přístrojů a jejich vývoj od první myšlenky až po dnešní koncepci velice fascinovala.

Čtenáře chci obeznámit s každým mnou vybraným přístrojem, proto věnuji každému přístroji samostatnou kapitolu, kde se jimi zaobírám. Chci je především představit a poté uvést jejich fyzikální principy, na kterých jsou tyto přístroje postaveny. Ve své práci bych rád ucelil informace o těchto přístrojích a prohloubil znalosti čtenáře, který se s těmito přístroji setkává a používá je.

# 1 Aberometr

Aberometry jsou přístroje, které používáme k měření a popisu optického stavu oka v několika stovkách samostatných bodů. Konstruují digitální vlnoplochu, která matematicky komplexně definuje lomivý aparát vyšetřovaného oka. Tyto získané informace lze například přenést do zařízení pro refrakční operaci, kde slouží jako výchozí informace pro odstranění pacientovy dioptrické vady.

V současnosti je široká škála aberometrů, které pracují na různých principech. Aberometr Allegretto Wave Analyzer je založen na principu podle Tscherninga (obr. 2), ale nejvíce využívaných aberometrů je postaveno na principu dle Shack-Hartmanna (obr. 1), označovaných jako tzv. výstupní reflexní aberometry.

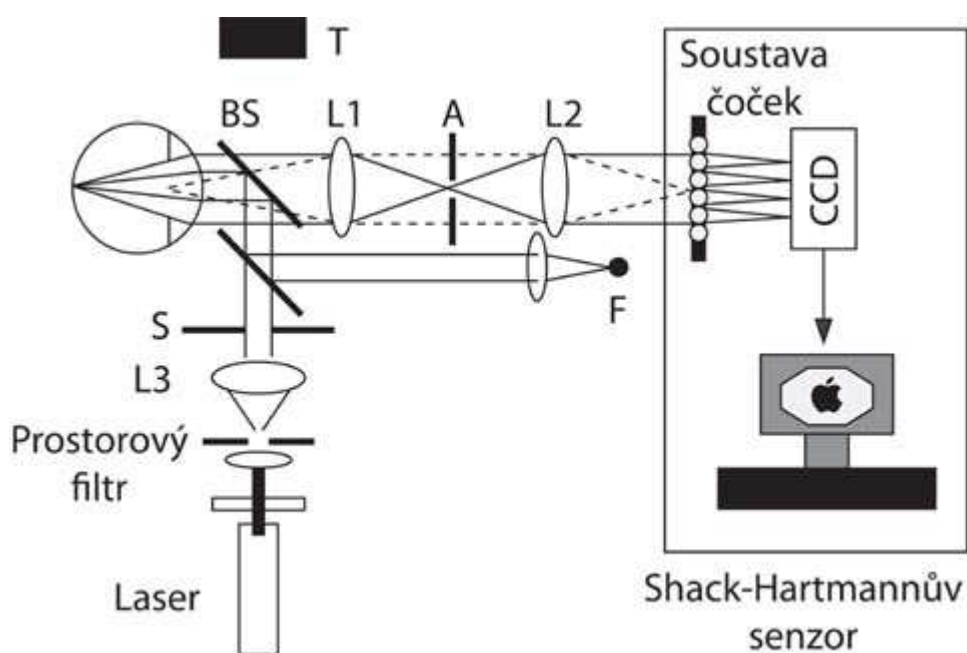
Základní součástí aberometru je zdroj světla (superluminiscenční dioda), detektor (Shack-Hartmannův senzor), záznamové a vyhodnocovací zařízení. Mezi aberometry využívající Shack-Hartmannův senzor patří např. Wasca Wavefront Analyzer (Zeiss), Zywave (Bausch and Lomb), VISX WaveScan (AMO), LADAR Wave (Alcon). Senzor se skládá ze soustavy mikročoček a ze senzoru CCD, který je v počítači virtuálně rozdělen na počet částí, který je shodný s počtem mikročoček. Diodový laser vysílá světelný paprsek, který je fokusován na sítnici. Tento bod je zdroj odražené vlnoplochy, která je po průchodu systémem oka zachycena maticí mikročoček. Vlnoplocha se rozdělí na paprsky a vytvoří se mnohočetné obrazce retinálního bodu. CCD senzor detekuje a analyzuje odchylky paprsků od ideálního zobrazení na korespondující čočce v matici. [1,7]

## 1.1 Vnitřní konstrukce aberometru

Konstrukce moderních aberometrů je založena na Scheinerově principu, který byl popsán již téměř před 400 lety. Scheinerova jednoduchá myšlenka byla přepracována Hartmannem za účelem měření paprskových aberací zrcadel a čoček (Hartmann, 1900). Neprůhledná clona je perforována čtenými otvory a každá z nich separuje úzký svazek paprsků, aby bylo možné zjistit jejich průběh a chyby ve směru šíření. Protože jsou paprsky kolmé na postupující vlnoplochu, jakákoli odchylka ve směru paprsku je rovněž odchylkou sklonu vlnoplochy. Hartmannova metoda je obvykle označována jako wavefront senzor.

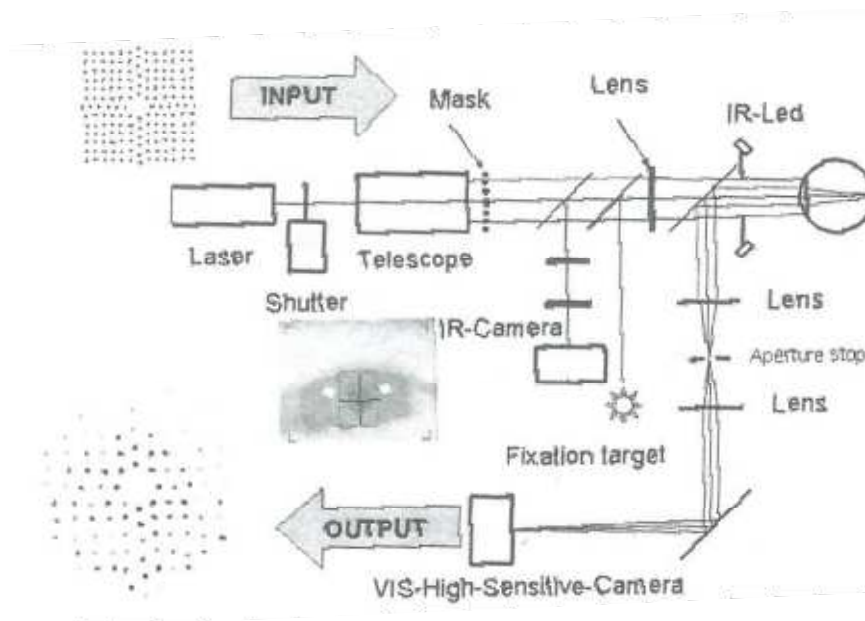
Asi o 70 let později Shack a Platt vylepšili Hartmannovo stínítko použitím pole drobných čoček, tzv. mikročoček, se stejnou ohniskovou vzdáleností a průměrem obvykle 0,25 mm, které fokusují světelné paprsky na pole bodů CCD senzoru, kde každé pole CCD senzoru odpovídá jedné čočce (Shack & Platt, 1971). Jejich metoda je známa pod názvem Hartmann-Shack. Na CCD snímači se vytváří obrazy bodů, které určují tvar vlnoplochy. Okem bez aberací bude rovinná plocha zobrazena do pravidelné souřadnicové sítě obrazů jednotlivých bodů, kde každý bod leží na optické ose příslušné mikročočky. Oko s aberacemi naopak odrazí deformovanou vlnoplochu a přístroj ji zachytí jako neuspořádanou množinu bodů. Změříme-li jak horizontální, tak vertikální vychýlení každého bodu z osy příslušné mikročočky, můžeme odvodit sklon vlnoplochy. [2]

Obr. 1 Vnitřní schéma dle Shack-Hartmanna [1]





Obr. 2 Vnitřní schéma podle Tscherninga [7]



## 1.2 Aberometr s Shack-Hartmannovým senzorem

Jako příklad aberometru s Shack-Hartmannovým senzorem jsem si zvolil moderní přístroj od firmy Zeiss a to i.Profiler (obr. 3 a 4). Tento přístroj je moderní a multifunkční. Měří aberace vyššího i nižšího řádu a slouží i jako autorefraktometr. Má 1500 měřících bodů a doba měření je 0,2s. Kromě aberometrie může sloužit i pro topografii rohovky a keratometrii, protože má zabudovaný Placidův projektor, který analyzuje 6 144 bodů. [9]

Obr. 3 i.Profiler z pohledu pacienta [15]



Obr. 4 i.Profiler z pohledu vyšetřujícího [16]



1. Základna přístroje 2. Měřící jednotka 3. Tělo přístroje 4. Opěrka na bradu 5. Opěrka na čelo 6. Dotykový displej 7. Joystick

### 1.3 Aberometrie

Aberometrie (wavefront analýza) je vyšetřovací metoda, která slouží k objektivizaci aberací nižších i vyšších řádů optického systému oka metodou vlnoplochy. Takto zjištěné aberace umožní precizní korekci refrakční vady. Abychom pochopili tento systém, musíme se nejprve seznámit s tím, co je to aberace. Aberace je optická vada, která vzniká nestejným lomením světelných paprsků o různé vlnové délce. Druhů aberací je více a jejich rozdělením se zabývá následující kapitola. Aberace nižších řádů korigujeme brýlemi nebo kontaktními čočkami. Aberace vyšších řádů nejsou takto korigovatelné a ani tradiční laserová chirurgie nepomůže k jejich odstranění. K aberaci dochází i u optických přístrojů. K jejímu odstranění používáme kombinaci rozptylné a spojné čočky.

Světlo je z fyzikálního hlediska příčné elektromagnetické vlnění a zároveň má kvantový charakter – fotony. Aberometrie pohlíží na světlo jako na elektromagnetické vlnění (vlnový popis světla) nebo jako na světelný paprsek či svazek (paprskový popis – geometrická optika). Světlo se šíří v homogenním prostředí přímočaře a na rozhraní dvou prostředí se z části láme, částečně odráží a při průchodu prostředím se rozptyluje a absorbuje. Podle kvantové teorie je absorpce světla přechod v kvantovém systému z nižší energetické hladiny na vyšší a při zpětném chodu se světelná energie emituje.

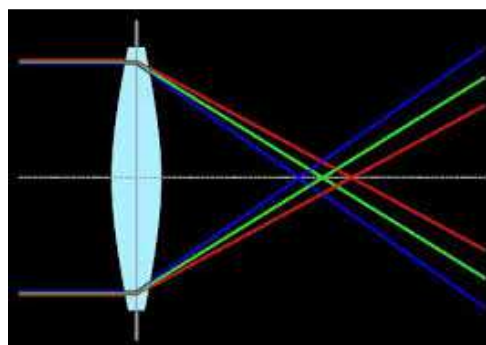
U světla pozorujeme také difrakci, tj. ohyb a rozptyl světla na částicích. Oční vada je z pohledu optometristy chápána jako jiný stav než emetropie (myopie, hypermetropie, astigmatismus). Paprsek se neláme v optickém systému ideálně. Z pohledu fyzikálního chodu paprsků je vada optického systému v tom, že se mezi předmětem a obrazem nezachovává věrné zobrazení (geometrická podobnost). [3]

## 1.4 Rozdělení aberací

### 1.4.1 Aberace chromatické

Chromatická aberace je barevná vada optické soustavy, která je způsobená závislostí ohniskové vzdálenosti čoček na vlnové délce světla. Podstatou tohoto jevu je závislost indexu lomu průhledných látek na vlnové délce, proto čočky lámou světlo každé barvy jinak. Nejméně se láme záření dlouhovlnné, tedy světlo červené barvy a naopak nejvíce se láme záření krátkovlnné, tedy světlo fialové barvy. Bílé světlo je v podstatě složeno z mnoha vlnových délek, a to v rozmezí 380 – 760 nm. Například modré světlo je krátkovlnné a tím pádem je dioptrickým systémem lomeno více a má ohnisko blíže než červené světlo, které je dlouhovlnné. Pokud máme červené a modré předměty ve stejné vzdálenosti, je tedy na červené předměty nutno více akomodovat a to znamená, že modré předměty se nám zdají vzdálenější. Interval chromatické aberace pro lidské oko je 1,25 D. Emetropické oko je dalekozraké pro červenou a krátkozraké pro modrou barvu. Tato vada se objevuje samozřejmě i u přístrojů, kde se odstraňuje kombinací plusových a minusových čoček o různých indexech lomu. Na obr. 5 je příklad chromatické aberace, přičemž zelené světlo je fokusováno na sítnici a oko je tedy emetropické, pro modrou barvu je oko myopické a pro červenou hypermetropické. [7]

Obr. 5 Chromatická aberace [27]



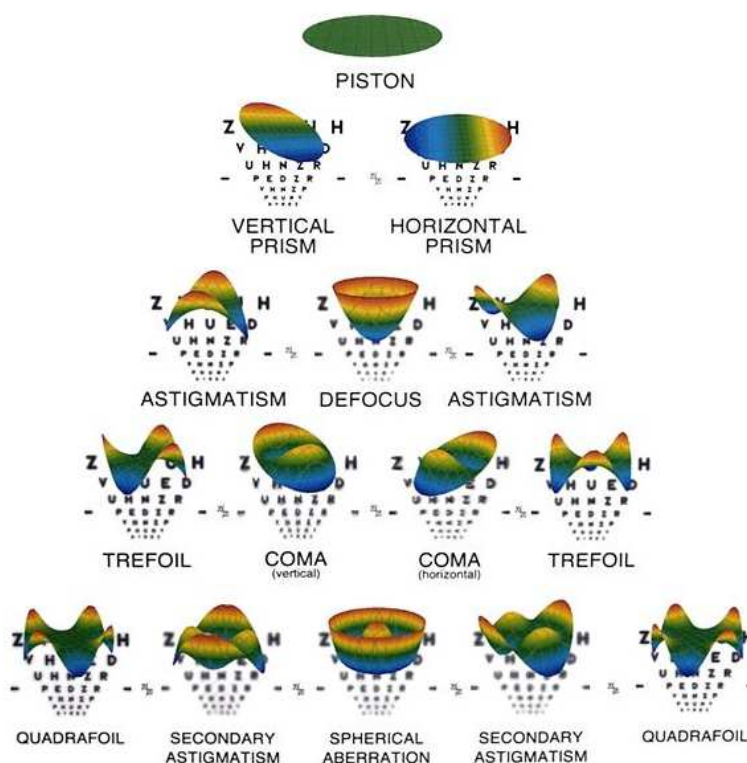
### 1.4.2 Aberace monochromatické

Monochromatické aberace jsou v podstatě odchylky lomu paprsků o stejné vlnové délce. Tyto odchylky mohou být na optické ose nebo i mimo ni. Monochromatická odchylka zobrazována na optické ose se nazývá otvorová vada. Odchylek zobrazených mimo optickou osu je více a jsou to: astigmatismus, zklenutí, zkreslení a koma. [9]

### 1.4.3 Aberace vlnové

Vlnová aberace neboli wave-aberation je definována jako mapa optických odchylek skutečné vlnoplochy od dokonale sférické vlnoplochy. Oko bez aberací by mělo sférickou vlnoplochu a vytvářelo by tak dokonalý sítnicový obraz bodového zdroje. Oko s aberacemi produkuje obraz s nesférickou vlnoplochou a výsledek je tedy nesymetrický obraz, který dopadá na sítnici. Tento obrazec potom nazýváme point spread function (PSF), což je tzv. bodová rozptylová funkce. Vlnová aberace je představována dvourozměrnou mapou barevného odstínu, kdy každá úroveň barvy reprezentuje množství vlnové aberace, kterou vyjadřujeme v jednotkách vlnové délky. Vlnové aberace jsou velmi dobře popsány pomocí Zernikeho polynomů  $Z_n^m$ , kde se žádné dva členy nekompensují a přidáním dalšího členu se aberace vždy zhorší. Zernikeho polynomy jsou znázorněny v Zernikeho pyramidě (obr. 6), která představuje přehledné grafické znázornění právě vlnových aberací. Polynomy jsou do pyramidy zařazeny podle jejich úhlové frekvence ( $m$ ) a radiálního řádu ( $n$ ). Radiální řád se od vrcholu směrem dolů zvyšuje, přičemž první řádek odpovídá nulému řádu, druhý odpovídá prvnímu řádu a je složen z vertikálního a horizontálního sklonu. Třetí řádek neboli druhý řád je hranicí pro aberace nižších a vyšších řádu a od třetího řádu již hovoříme o aberacích vyšších řádů, které průměrně představují 20% refrakční vady. U některých pacientů jde i o 50%, což se významně podílí na celkovém snížení kvality vidění. Od báze pyramidy k jejímu vrcholu v daném řádu a od okrajů pyramidy směrem do jejího centra narůstá význam aberace, jež se podílí na kvalitě vidění. Tyto hodnoty ale vykazují různou individuální variabilitu. [7,10,11,12]

Obr. 6 Zernikeho pyramida [17]



#### 1.4.4 Aberace nižších řádů

Aberace nižších řádů dokážeme vykorigovat brýlemi nebo kontaktními čočkami. Do aberací nižších řádů řadíme aberace do druhého řádu v Zernikeho pyramidě. Jde o vady, při kterých rovnoběžné paprsky světla přicházejí do oka, nedopadají po průchodu jeho optickou soustavou přesně do místa nejostřejšího vidění na sítnici. To může být způsobeno hlavně špatným poměrem délky a síly optické soustavy oka.

#### 1.4.5 Aberace vyšších řádů

Aberace vyšších řádů jsou odchylky, které mohou mít výrazný vliv na kvalitu vidění a mohou způsobit například horší vidění za tmy, za šera, dvojité vidění a další. Mezi tyto hlavní odchylky se řadí například koma, sférická aberace, sekundární astigmatismus, trefoil a kvadrufoil. Aberace vyšších řádů zastupují v průměru asi 20% vad oka a tím se u řady pacientů podílejí na celkovém snížení kvality vidění. Ovšem tyto aberace můžeme diagnostikovat a také léčebně ovlivnit metodou Custom Cornea wavefront LASIK, EpiLASIK, PRK a LASEK. [7]

## 1.5 Význam aberometrie v laserové refrakční chirurgii

Současná laserová refrakční chirurgie usiluje nejen o korekci aberací nižších řádů, jako je hypermetropie, myopie a astigmatismus, ale i o korekci aberací vyšších řádů. Aberometry jsou schopny detekovat i aberace vysokých řádů, praxi se však pracuje s aberacemi maximálně do 5. řádu. Aberace třetího a čtvrtého řádu se totiž mohou podílet na celkovém aberačním stavu a příspěvek aberací pátého řádu můžeme považovat za málo významný. Rozsah aberací nám zásadně ovlivňuje i velikost zornice, protože referenční rovina je zpravidla v úrovni zornice. Čím širší zornici máme, tím je větší aberace. Vlnoplocha odražená od sítnice oka vycházející z optického systému oka je pro každého člověka unikátní. Tuto vlnoplochu detekuje přístroj, který ji digitálně zpracuje a připraví pro export do excimerového laseru, který je následně schopen na základě údajů provést wavefront-guided ablaci. Po Wavefront-guided ablaci dojde k celkovému snížení aberací a hlavně aberací vyšších řádů. [13]

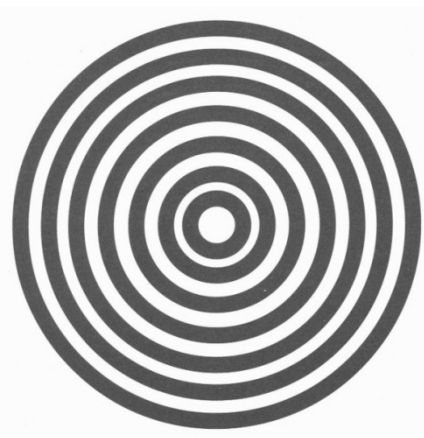
## 2 Topograf

Topografy jsou přístroje, které provádí zmapování rohovky po celé její ploše v porovnání se sférickou plochou. Tyto přístroje jsou ovládány pomocí počítače. Měření je jednoduché a je provedeno automaticky po dosažení optimální měřicí polohy. Pomocí softwaru jsou topografy schopny poskytnout informace o rohovce v jejím každém bodě. Topografy se nejvíce používají v optometristické praxi pro aplikaci kontaktních čoček a to jak měkkých, tak především tvrdých, protože poskytují detailní obraz rohovky. Jako další využití se dostává topografu i v chirurgii. [18]

### 2.1 Historie rohovkové topografie

Na počátku rohovkové topografie byly jen odhady poloměru křivosti rohovky. V roce 1619 provedl Scheiner první měření tvaru rohovky. Vedle rohovky stavil postupně několik konvexních zrcadel různého zakřivení do té doby, než zrcadlo ukázalo stejný obraz o stejné velikosti jako obraz rohovky. V roce 1820 Cuignet sestavil keratoskop, jehož prostřednictvím sledoval odraz osvětleného terče, který byl postavený před pacientovu rohovku. Tuto metodu překonal v roce 1882 Placid. Ten sestavil přístroj s pozorovacím otvorem uprostřed terče, ve kterém bylo umístěno střídající se světlé a tmavé mezikruží (obr. 7). Při vyšetření pacient fixuje střed průzoru. Pokud je přední plocha rohovky kulová, kruhy keratoskopu se na rohovce zobrazí rovněž jako kruhy. Při astigmatismu jsou kruhy deformovány. Při pravidelném astigmatismu rohovky mají kruhy tvar elipsy a při nepravidelném astigmatismu se zobrazí kruhy na rohovce jako nepravidelné obrazce. Tento princip je dosud základem řady topografických přístrojů. [4]

Obr. 7 Placidův kotouč [8]



Jestliže nahradíme toto základní pojetí keratoskopu ve středu terče s mezikružímí objektivem fotografického přístroje, dostaneme tzv. fotokeratoskop, který konstrukčně zdokonaloval Bonnet ve Francii.

První konstrukce oftalmometru se podařila Helmholtzovi roku 1856. Jednalo se spíše o laboratorní přístroj s testovými značkami, které jsou v pětimetrové vzdálenosti. Je nevhodný pro praktické použití, i když vykazuje překvapivou přesnost měření a značnou nezávislost na změně vzdálenosti měřené rohovky od přístroje.

Více se rozšířil oftalmometr zkonstruovaný Javalem a Schiötzem v roce 1881. Javalův přístroj se ukázal jako mimořádně citlivé zařízení na dodržení vzdálenosti měřící hlavy od rohovky.

Nejvíce rozšířený je u nás Hartingerův oftalmometr od firmy Zeiss a v novější době pak Sutcliffův oftalmometr od firmy Baush and Lomb, které vykazují obdobné parametry, i když každý používají trochu odlišný princip zdvojení základních značek. Další známý princip oftalmometru je navržený Krahnem. Dalo by se říci, že se jedná o hybrid, který využívá koncepci Helmholtzova a Javal-Schiötzova přístroje a je již téměř nezávislý na vzdálenosti od měřené rohovky. Za jeden z nejdokonalejších přístrojů tohoto druhu se považuje Littmannova konstrukce z roku 1950, která umožnila sestavit přístroj, který je nezávislý na změně vzdálenosti od měřené rohovky pro běžné vyšetřovací podmínky. Tento přístroj je v inovovaných verzích vyráběn firmou Zeiss. [8]

## 2.2 Princip oftalmometru

Umístíme-li před zrcadlicí konvexní plochu rohovky o poloměru křivosti  $r$ , na které se odráží zhruba 3-4% dopadajícího světla, dvě koincidenční testové značky  $T_1$  a  $T_2$ , které odpovídají svou roztečí velikosti vhodného předmětu  $y$ , zobrazovaného ze vzdálenosti  $x$ , je možno ze změřené velikosti obrazu  $y'$  a podmínek optického zobrazení vyjádřit velikost tohoto rádiusu rohovky.

Pro parciální zobrazení na zrcadle platí poměr velikosti obrazu a předmětu v porovnání s obrazovou a předmětovou vzdáleností (příčné zvětšení) rovnice

$$\frac{y'}{y} = - \frac{x'}{x} \quad (1)$$

Z toho

$$x' = \frac{-y'x}{y} \quad (2)$$



Chápeme-li odraz jako zvláštní případ lomu za podmínky, že  $n' = -n$  a dosadíme do Gaussovy rovnice

$$\frac{n'}{x'} - \frac{n}{x} = \frac{n' - n}{r} \quad (3)$$

Získáme zobrazovací rovnici na zrcadle

$$\frac{1}{x'} + \frac{1}{x} = \frac{2}{r} \quad (4)$$

Z toho

$$r = \frac{2xx'}{x + x'} \quad (5)$$

Substitucí  $x'$  (z rovnice, vyjadřující příčné zvětšení) do výsledného tvaru této zrcadlové rovnice obdržíme

$$r = \frac{\frac{-2 \cdot x^2 \cdot y'}{y}}{x + \frac{(-y' \cdot x)}{y}} = \frac{-2 \cdot x^2 \cdot y'}{x \cdot (y - y')} \quad (6)$$

Respektive oftalmologickou rovnicí ve tvaru

$$|r| = \frac{2 \cdot x \cdot y'}{y - y'} \quad (7)$$

Tato rovnice je základem pro oftalmometry s konečnou vzdáleností uvažovaných testovacích značek.[8]

## 2.3 Topografie rohovky

Topografie rohovky je neinvazivní zobrazovací metoda předního segmentu oka. Umožňuje kvantitativní i kvalitativní analýzu poloměru křivosti přední plochy rohovky v celém průměru rohovky. Rohovková topografie je nepostradatelná pro refrakční chirurgii. Metoda nám dává informace pro předoperační screening, plánování operace, vyhodnocení výsledků operace a možných komplikací. Další použití metody je u operací katarakty, pooperační péče u keratoplastiky, diagnózy a monitorování keratokonu. V neposlední řadě lze využít topografii pro potřeby ortokeratologie a u vyhodnocení aplikace kontaktních čoček.

## 2.4 Rozdělení principů topografů

### 2.4.1 Topografy s Placidovým kotoučem

Placido-kotouč se skládá z osvětlených soustředných kružnic ve středu s pozorovacím otvorem. Projekcí Placidova kotouče na rohovku dochází k odrazu části světelného svazku od rohovky. Tyto paprsky jsou zachyceny kamerou a tvar rohovky je rekonstruován pomocí polohy a deformací kružnic Placidova kotouče. Paprsky odražené od rohovky nesmí být zaměněny s paprsky odraženými od jiného povrchu např. nitrooční čočky.

Původně jako předmět sloužily černobílé koncentrické kružnice umístěné v rovině. Toto uspořádání nevyhovuje zejména při měření rohovky nejen v centru. Kruhy jako předmět musí být dostatečně velké a mohou být zastíněny částmi obličeje (nosem, nadočnicovými oblouky).

Dalším stupněm se stalo uspořádání do polokoule. Na vnitřní straně duté polokoule byly umístěny soustředné kružnice. Při měření musel být střed koule shodný se středem rohovky. Vyhodnocení se tak stalo snadnější.

V současnosti se používá rozmístění kružnic v kuželu. Výhodou je krátká pracovní vzdálenost umožňující mapování větší části rohovky. Topografy založené na tomto principu jsou přesné a vykazují dobrou opakovatelnost pro měření přední plochy rohovky. Nevýhody jsou zejména vynechání měření v malém prostoru centra rohovky, snížení přesnosti u mapování nepravidelných povrchů a v periférii rohovky, nemožnost měření ostrých přechodů, např. po ablaci laserem. [6]

## 2.4.2 Topografy bez Placidového kotouče

### Rasterstereografie

Tato metoda je založena na rozptylu světla na rozhraní vzduchu a slzného filmu. Pro zvýraznění jevu se používá fluoresceinu k obarvení slz. Na rohovku je promítána pravidelná struktura mřížky a ze zachycení dvourozměrné struktury se vypočítá tvar rohovky.

Analýza se zabývá křížením jednotlivých úseček mřížky, které určují průběh rohovky v určitém bodě. Proměření v každém křížení ve srovnání s referenční plochou je určena 3D souřadnice bodu křížení mřížky.

System umožňuje zobrazit nepravidelnosti, jizvy rohovky a také je vhodný u rohovek odrážejících málo světla. System vykazuje vcelku malé chyby centrace a měření v periférii dosahuje vysoké přesnosti.

Základní nevýhodou tohoto přístupu je nutnost barvení. Vzhledem k dalším bezkontaktním metodám znamená větší zátěž pro pacienta a také možnost zanesení infekce či vzniku alergické reakce. Další nevýhodou je omezení počtu měřených bodů, kde jiné přístroje mají daleko vyšší možnosti. Vzhledem k těmto důvodům zůstala tato metoda teoretická a využívají se jiné principy. [5]

### Princip slit-imaging

Princip tohoto přístupu je podobný šterbinové lampě, kdy svazek monochromatického světla prochází přes šterbinu dále k oku. Obraz rohovky získáme odrazem světelného svazku na rozhraní přední a zadní plochy rohovky a dalších částí. Přístroj využívá dvou šterbin orientovaných v úhlu 45° od osy registračního přístroje. V každém směru je zachyceno 20 obrazů a pro zvýšení přesnosti v centrální části rohovky dochází k překrytí pole obou šterbin.

Měření zachycuje několik tisíc datových bodů, jak z přední, tak i ze zadní plochy rohovky. Model rohovky se skládá za pomoci matematických algoritmů a počítače z jednotlivých zachycených obrazů. Měření je nezávislé pro obě plochy rohovky. Toho lze využít u refrakční chirurgie, kde se počítá optická mohutnost rohovky. Nemusíme proto rohovku považovat za jednu plochu, ale můžeme počítat s oběma plochami. Tato metoda je oproti topografii založené na Placidovém kotouči vhodnější u pacientů, kteří mají poruchu slzného filmu, epitelu a jizvy rohovky. I zde je nutné počítat s nižší přesností měření.

Hlavní nevýhodou je relativně dlouhý měřicí čas asi 1,5 s. Kvůli dlouhému měřicímu času narušují mimovolní oční pohyby přesnost měření. Z tohoto důvodu se výrobci zaměřují na vývoj softwaru pro monitoring a minimalizaci vlivu pohybů na měření. Tento princip je využíván u přístroje Orbscan (Bausch and Lomb). [5]

#### **2.4.2 Scheimpflugovo zobrazení**

K zachycení obrazů rohovky se používá Scheimpflugova kamera. Zobrazování Scheimpflugovou kamerou je odlišné od ostatních kamer. Rovina předmětu, rovina optické čočky a rovina obrazu nejsou paralelní a tyto tři plochy se protínají v jedné průsečnici. Tím se dosáhne velké hloubky ostrosti, která umožní zobrazit celý přední segment oka. Během jednoho měření kamera rotuje a zachytí asi 50 obrazů s rozlišením 500 bodů, tím se dohromady zanalyzuje 25 000 datových bodů u obou ploch rohovky.

Tato metoda vykazuje nesporné výhody v zobrazení většího množství informací najednou, kdy během jednoho měření můžeme získat data z celého předního segmentu oka. Mezi nevýhody se řadí delší čas měření (1,2 – 1,5 s). Kvůli délce měření se snažíme snížit vliv mimovolních očních pohybů sledovací kamerou očních pohybů. Tento princip využívá Pentacam firmy Oculus a Galileo firmy Ziemer. [5]

### **2.5 Typy topografů**

V této kapitole budou uvedeny dva nejvíce rozšířené a používané topografy a to Orbscan od firmy Bausch and Lomb a Pentacam od firmy Oculus.

#### **2.5.1 Orbscan firmy Bausch and Lomb**

Tento přístroj, který vyrábí firma Bausch and Lomb slouží k vyšetření předního segmentu oka a rohovky. Přístroj dokáže provést detailní trojrozměrnou analýzu přední, ale i zadní plochy rohovky. Dále nám poskytuje informace o tloušťce rohovky v celém jejím rozsahu, šíři zornice a hloubce přední komory oka. Vyšetření na Orbscanu je rychlé a bezkontaktní.

Obr. 9 Obrscan od firmy Bausch and Lomb [19]



### 2.5.2 Pentacam firmy Oculus

Jako další příklad topografu je uveden Pentacam od firmy Oculus. Tento přístroj má zabudovaných pět důležitých funkcí a to Scheimpflugovu kameru, 3D analyzátor přední komory, analyzátor katarakty, topografii přední i zadní plochy rohovky a celoplošný pachymetr. Vyšetření na Pentacamu je opět rychlé a bezkontaktní.

Obr. 10 Pentacam od firmy Oculus [20]



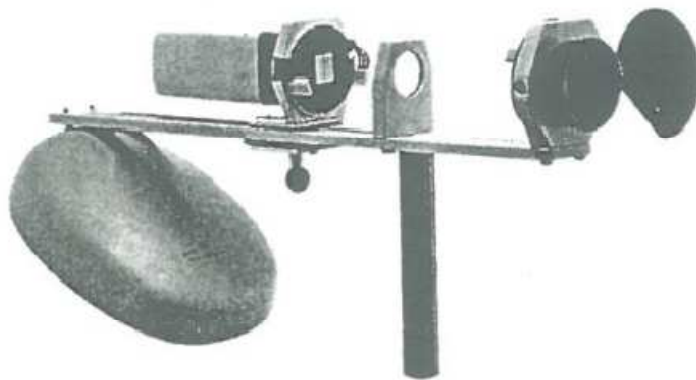
### 3 Autorefraktometr

Autorefraktometr je přístroj, který slouží k rychlému a bezkontaktnímu vyšetření objektivní refrakce pacienta. Podle mého názoru jde o nejvíce rozšířený přístroj, který používají jak optometristé, tak i oftalmologové, a to z důvodu velice rychlého základního vyšetření objektivní refrakce pacienta.

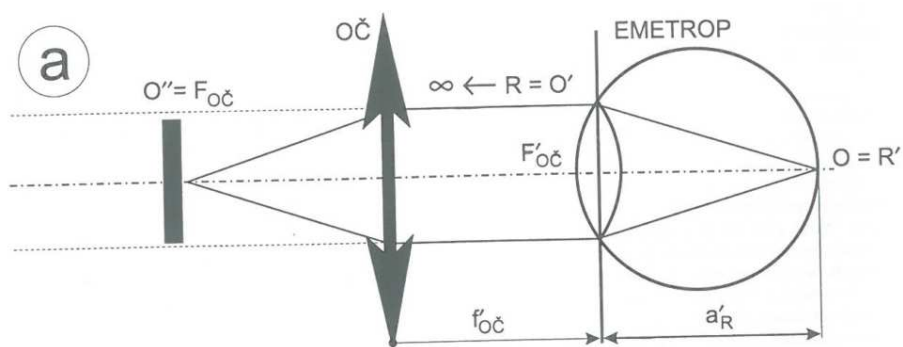
#### 3.1 Vývoj refraktometru

Princip nepřímé oftalmoskopie se stal výchozím pro koncepci optometru. Tento přístroj máme zakreslen na obr. 11 - 14.

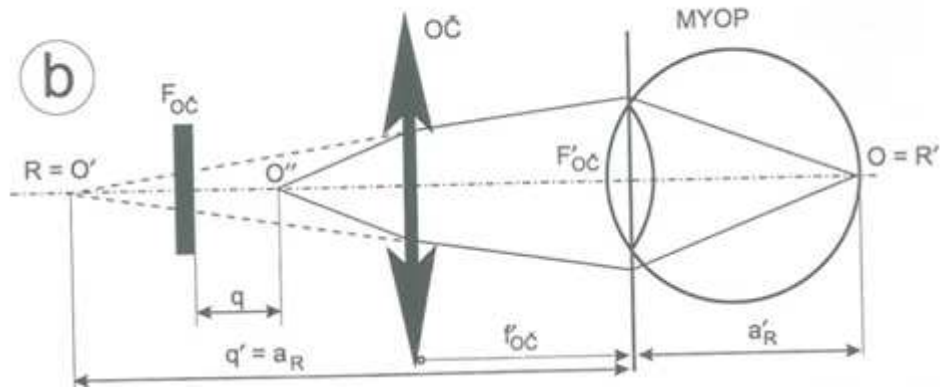
Obr. 11 Konstrukce optometru [8]



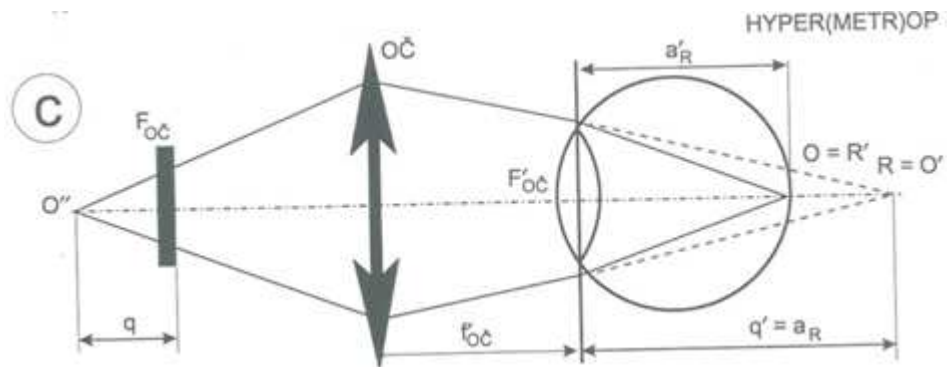
Obr. 12 Optometr a refrakční stav emetropického oka [8]



Obr. 13 Optometr a refrakční stav myopického oka [8]



Obr. 14 Optometr a refrakční stav hypermetropického oka [8]



V jednotlivých kresbách jsou zachyceny základní refrakční stavy (obr. 12-14). Osvětlený bod O na sítnici emetropického oka se oftalmoskopickou čočkou zobrazí nejdříve do nekonečna, a poté do jejího předmětového ohniska. Proto platí  $O'' = F_{oč}$ .

V případech myopického nebo hypermetropického oka se výsledný obraz bodu O sítnice nevytvoří v ohniskové rovině oftalmoskopické čočky. Odražený paprsek vystupující z oka, který přináší obrazovou informaci ze sítnice, se protíná s optickou osou v konečné vzdálenosti před nebo za okem v případě myopie nebo hypermetropie. Tato vzdálenost odpovídá poloze dalekého bodu oka R. Vzhledem ke svému konvergentnímu nebo divergentnímu směru šíření u myopie nebo hypermetropie, se vytvoří definitivní obraz sítnice  $O''$  před nebo za ohniskovou rovinou oftalmoskopické čočky. Pro tato zobrazení platí: čočka OČ je ve vzduchu tedy

$$f = -f \Rightarrow q \cdot q' = -f^2 \quad (8)$$

q znamená velikost posunutí stínítka s testovou značkou od  $F_{oč}$  do polohy výsledného obrazu  $O''$  při zaostřování

$$q' = a_R = \frac{1}{A_R}; \frac{1}{f'_{oč}} = \varphi_{oč} \quad (9)$$

dosadíme-li do Newtonovy rovnice

$$q \cdot a_R = -f_{o\check{c}}^2$$
$$a_R = -\frac{f_{o\check{c}}^2}{q} \Rightarrow A_R = -\frac{q}{f_{o\check{c}}^2} = -\varphi_{o\check{c}}^2 \cdot q \quad (10)$$

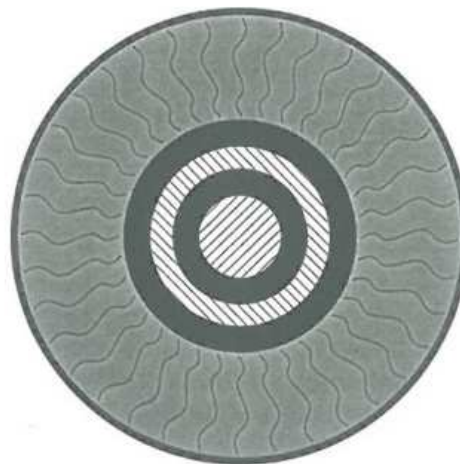
Axiální refrakci můžeme tedy vyjádřit součinem druhé mocniny optické mohutnosti použité oftalmoskopické čočky ve vzdálenosti  $q$  (v záporné hodnotě).

Úkolem očních refraktometrů v praxi je oddělit pozorovací a osvětlovací svazek paprsků od sebe, zabránit jejich vzájemnému prolínání a vytváření rušivých reflexivně-parazitních obrazů. Musíme se také postarat o objektivní formu měření pomocí nestranné vyšetřující osoby.

Nejdůležitější požadavek na bezreflexní pozorování lze vyjádřit také tak, že v místě pupily neboli rohovky, na které dochází k nejvýraznějšímu odrazu, musí osvětlovací a pozorovací svazek procházet odděleně. Pak hovoříme např. o zabezpečení principu tzv. bezreflexní oftalmoskopie neboli refraktometrie.

Odlišným konstrukčním uspořádáním lze dospět k cíli, např. firma Rodenstock používá principu vyjádřeného na obr. 15.

Obr. 15 Princip dle firmy Rodenstock [8]



Vnitřní mezikruží středu pupily se využívá na vlastní pozorování a vnější kruhový prstenec slouží pro osvětlení a zobrazení testové značky na sítnici, kdy oba chody paprsků jsou schématicky odlišeny opačně vedeným šrafováním.

Jako další řešení se používá např. u Hartingerova koincidenčního refraktometru (obr. 16). Toto bezreflexní pozorování je možno dosáhnout u přístroje od firmy Zeiss.



Obr. 16 Hartingerův koincidenční refraktometr [8]

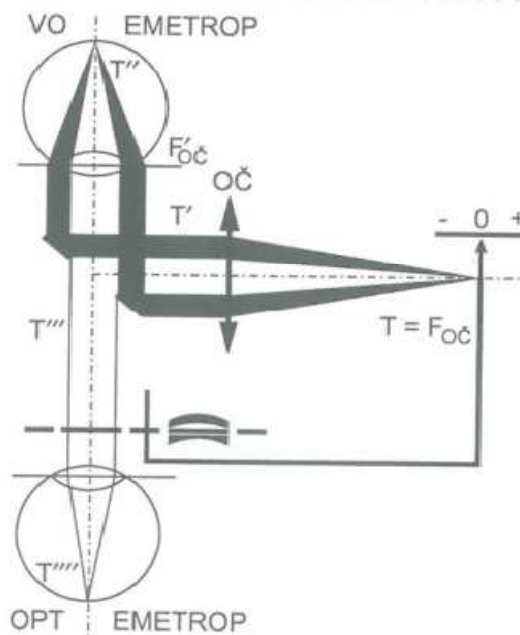


Vnější dva segmenty ve tvaru půlměsíce odpovídají tzv. zobrazení Scheinerovy štěrbinou pro dosažení koincidenčního principu, který slouží k osvětlení a zobrazení testové značky na sítnici. Střed zornice potom využíváme k pozorování a vyhodnocení situace, která se nám zobrazí na sítnici. [8]

### 3.1.1 Hardy-Astronův oční refraktometr

Jako jeden z prvních očních refraktometrů, který v nedostatečné míře využil záměr bezreflexního pozorování na zcela objektivních zásadách vyhodnocování je od Hardy-Astora.

Obr. 17 Hardy-Astronův oční refraktometr [8]



Na obr. 17 máme zakreslen odpovídající chod paprsků pro stav emetropie při měření zúčastněných osob. Svazek paprsků, který slouží k osvětlení sítnice, se odrazí na zrcadle s kruhovým otvorem a optickou soustavou oka je pak soustředěn na sítnici. Střed zrcadla potom vystavujeme svazku paprsků, které jsou určeny k pozorování a vyhodnocování situace, která se zobrazí na retině. Musíme do chodu těchto paprsků umístit Recossův kotouč s výměnnými čočkami. Jejich optimální přehrazení je nutné spřáhnout funkčně s posouváním základního testu T tak, aby i v chodu pozorovacího svazku paprsků byla respektována individuální měřená ametropie.

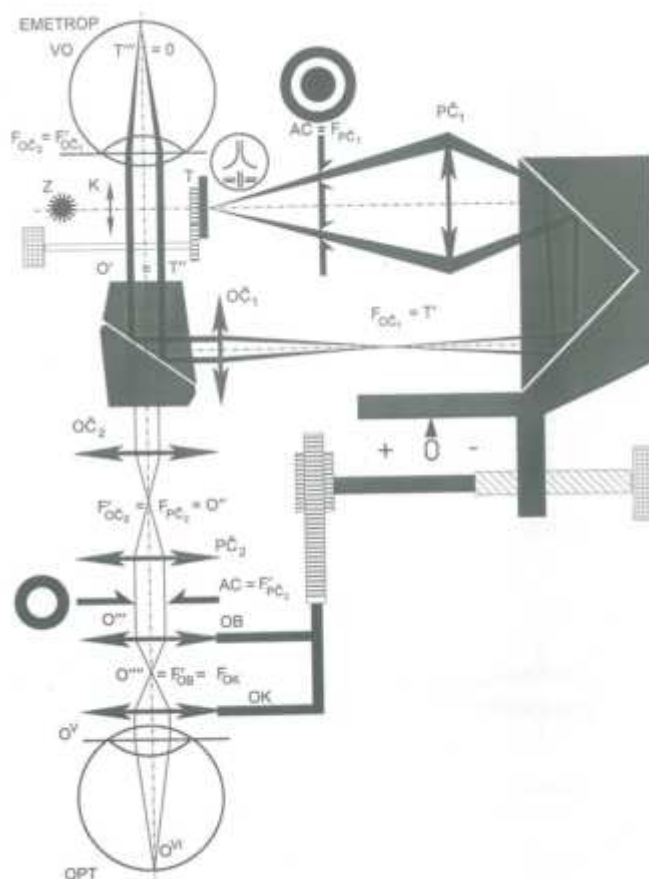
Tento přístroj se už nevyrábí, protože měl charakteristické nedostatky, ale můžeme se s ním setkat v optických muzeích. Hlavním nedostatkem byla podmínka bezreflexního pozorování, která nebyla vzhledem k jisté nezbytné vzdálenosti odrazného zrcadla od rohovky dostatečně zabezpečena a také stupňovitá, revolverová výměna korekčních čoček v pozorovacím svazku paprsků působila potíže.

Hlavním pokrokem je skutečnost, že pozorovatel mohl sám přímo na sítnici posoudit stav zaostření testu T, který se přes oftalmoskopickou čočku OČ zobrazil na sítnici vyšetřovaného oka VO jako T'. Přístroj byl také vybaven vhodně cejchovanou stupnicí, která umožňovala kvalitativně a kvantitativně popsat změřený refrakční stav. [8]

### **3.1.2 Kühlův oční refraktometr**

Firma Rodenstock vyrábí tzv. Kühlův prizmatický refraktometr, který je konstrukčně vyvrážděnější a využívá principu zaostřovaného testu promítaného na sítnici. Tento refraktometr měl zabudovaný klín, který umožňoval pracovat s pevnou polohou testové značky, což přinášelo technické výhody. Bezreflexní pozorování umožnil sice až další vývoj přístroje této řady, a to po II. Světové válce od Kühle-Guilina u stejné firmy.

Obr. 18 Kühlův prizmatický refraktometr [8]



Zkušební test  $T$  ve formě Raubitschekovy křivky, který je vhodný zejména pro přesné vyhodnocování parametrů astigmatických očí, umístěný za kondenzorem  $K$  a zdrojem světla náleží ve dvojnásobné ohniskové vzdálenosti pomocné oftalmoskopické čočky  $PC_1$ . Je tedy po průchodu paprsků měřícím prizmatem zobrazen opět ve dvojnásobné ohniskové vzdálenosti v původní velikosti.

Teprve takto vytvořený meziobraz  $T'$  poslouží jako předmět oftalmoskopické čočky  $OČ_1$ , která jej promítá v základním nulovém postavení do nekonečna. U emetropického oka se tedy definitivní  $T'''$  vytvoří na sítnici. V případě existující ametropie je pro změření hodnoty refrakční vady nutné posouvat měřícím hranolem o vzdálenost  $q$  v souladu s rovnicí, kterou jsme si odvodili pro optometr, což nám umožní přímé odečítání výsledků.

Použití prizmatu je výhodné ze dvou způsobů. Účinně se zkracuje stavební délka přístroje a poloviční posunutí hranolu přitom odpovídá dvojnásobné vzdálenosti, o kterou by bylo jinak nutno posouvat samotný test.

Aperturní clona  $AC$  dílčího systému optometru leží v předmětovém ohnisku  $PC_1$ , takže je touto čočkou zobrazena do nekonečna. Pomocí první oftalmoskopické

čočky  $O\check{C}_1$ , která má obrazové ohnisko  $F'_{o\check{c}1}$ , je z hlediska zobrazení AC do této roviny učiněn první krok pro dosažení principu bezreflexního pozorování.

Rozdělení chodu paprsků probíhá na tmeleném hranolu pod úhlem  $45^\circ$ , který obsahuje polopropustnou vrstvu. Aby se vyloučily rušivé reflexy, jsou vnější stěny hranolu zešíkmené.

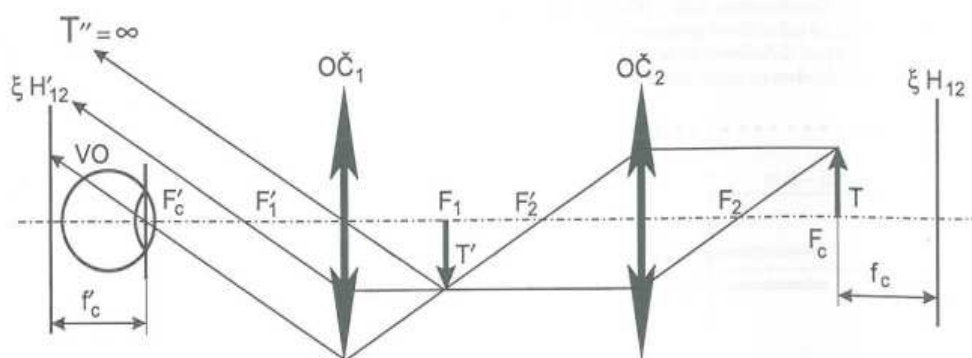
Chod paprsků svazku určeného k vyhodnocení  $T''$  na sítnici VO optometristou je částečně podobný chodu paprsků, jež testovou značku T na sítnici vyšetřovaného oka zobrazily. Optický systém oka vyšetřovaného člověka zobrazí hypotetický bod O na sítnici do roviny dalekého bodu, což v případě emetropického oka na obr. 18 odpovídá nekonečně velké vzdálenosti. Oftalmoskopické čočky  $O\check{C}_2$  pak vytvoří meziobraz  $O''$  ve svém ohnisku, totožném s ohniskem druhé pomocné oftalmoskopické čočky  $P\check{C}_2$ , takže vzniká další meziobraz  $O''$  v nekonečnu. Tento meziobraz je definitivně určen k pozorování dalekohledem složeným z okuláru OK a objektivu OB. V obrazové ohniskové rovině  $F'_{P\check{C}2}$  je zároveň umístěna aperturní clona pozorovacího systému AC, která se takto pomocnou oftalmoskopickou čočkou  $P\check{C}_2$  a oftalmoskopickou čočkou  $O\check{C}_2$ , jež má opět své předmětové ohnisko v  $F_{o\check{c}2}$ , zobrazí definitivně do prostoru rohovky. Vzhledem ke specifickému tvaru této aperturní clony je tím postaráno v rovině rohovky o kvalitní princip bezreflexního pozorování.

Tento typ prizmatického Rodenstockova očního refraktometru patřil mezi nejoblíbenější objektivní přístroje pro měření refrakčního stavu očí v bývalé BRD a je teprve nyní vytlačován novými generacemi automaticky pracujících přístrojů, které přišly do Evropy zejména z Ameriky a Japonska. [8]

### **3.1.3 Hartingerův koincidenční refraktometr**

Z optického hlediska spočívá tento Hartingerův oční refraktometr v pojetí jenské konstrukční dílny firmy Zeiss ze 60. – 80. let na dvou oftalmoskopických čočkách  $O\check{C}_1$  a  $O\check{C}_2$  stejné optické mohutnosti, umístěných v trojnásobné ohniskové vzdálenosti od sebe (viz obr. 19).

Obr. 19 Hartingerův koincidenční refraktometr [8]



Test T je vložen do dvojnásobné ohniskové vzdálenosti druhé oftalmoskopické OČ<sub>2</sub>, takže je výsledný obraz T'' promítán systémem obou čoček do nekonečna. Scheinerova štěrбина (clona) SC je vložena do F'<sub>2</sub> a zobrazí se tak do roviny rohovky. Celkovou optickou mohutnost sloučeného systému obou oftalmoskopických čoček je možno vyjádřit z Gullstrandovy rovnice:

$$\varphi_{12} = \varphi_1 + \varphi_2 - d \cdot \varphi_1 \varphi_2; \quad \varphi_1 > 0 \text{ a } \varphi_2 > 0 \quad (11)$$

platí-li:  $f'_1 = f'_2 \Leftrightarrow \varphi_1 = \varphi_2$  (12)

a  $d = 3f'_1 = \frac{3}{\varphi_1}$  (13)

vychází  $\varphi_{12} = 2\varphi_1 - 3\varphi_1 = -\varphi_1$  (14)

Celková optická mohutnost soustavy OČ<sub>1</sub> a OČ<sub>2</sub> je zapsaná a její velikost je až na znaménko rovna lámavosti kterékoliv z obou oftalmoskopických čoček. Naneseme-li posléze zvergence této výsledné hodnoty získanou ohniskovou vzdálenost od obrazového a předmětového ohniska F'<sub>c</sub>, získáme tak záporný systém s přístupnými hlavními rovinami  $\xi_{H12}$  a  $\xi_{H'12}$ . [8]

### 3.1.4 Automatické oční refraktometry

Moderní automatické oční refraktometry se v posledních desetiletích velice změnilly a liší se svým fyzikálně-optickým, elektronickým i optometrickým pojetím. Jedno však mají společné. Využívají infračervené oblasti záření kolem 880 nm, aby se vyloučilo oslnění oka vyšetřované osoby.

Z fyzikálně-optického hlediska se konstruktéři inspirovali oftalmoskopií, skiaskopií, Scheinerovým pokusem, paralaxním uspořádáním měřících a vyhodnocovacích prvků i principem zaostřování obrazů respektive jeho proměřováním.

V elektronickém pojetí se vymezují dvě varianty. Starší varianta se používala pro stanovení měřených hodnot regulačního obvodu, s jehož pomocí se ustavilo

optimum ve vztahu k danému optickému kritériu. Novější varianta již s regulačním obvodem nepracuje, ale místo toho se rychlým detektorem prozkoumává celé vyšetřované oko. Napojený počítač pak určí takové postavení měřícího systému, při kterém je dosaženo optima ve vztahu k předpokládanému optickému kritériu. Výrazně se tím podařilo snížit měřící časy, a to řádově do vteřinové oblasti.

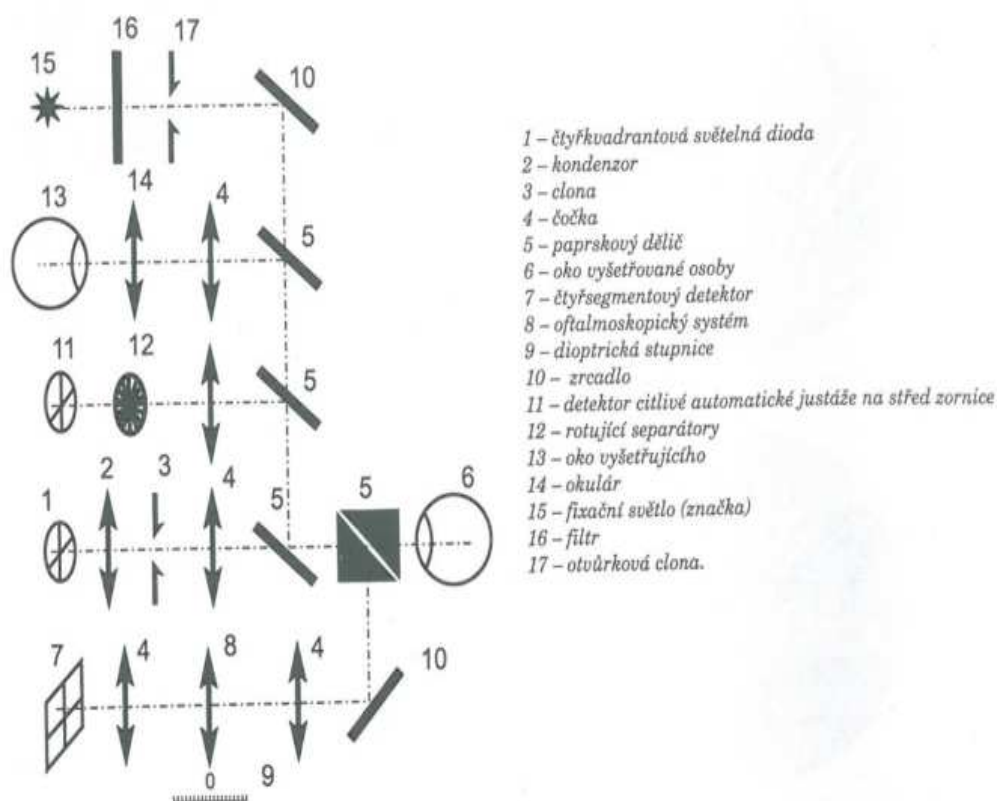
Co se týče optometrických aspektů, lze dohledat tři vývojové stupně.

- Přístroje první generace umožňovaly objektivně určit pouze existující axiální refrakci, včetně proměření parametrů astigmatických očí.
- Přístroje druhé generace již umožňují vyjádřit změny sférické refrakční složky z objektivně a subjektivně určených hodnot měření a dosahují žádoucího akomodačního uvolnění.
- Přístroje třetí generace slouží již přímo subjektivnímu dokorigování po předchozím objektivním zjištění základních vstupních parametrů. Používají přitom metodiky Jacksonových zkřížených cylindrů, zamlžovací cylindrické metody nebo komplementárních testů.

První automatický oční refraktometr, který se mohl prosadit ve větším rozsahu, vyráběla zhruba od roku 1970 americká firma Acuity System pod označením 6600 Autorefraktor. Své přístroje na podobném principu postavily a uvedly na trh japonské firmy Topcon a Nidek.

Dva páry světelných diod osvětlují kruhovou clonu, která se zobrazuje na sítnici měřeného oka systémem optometru, který je na obr. 20.

Obr. 20 Automatický oční refraktometr [8]



Světelné diody se zobrazí do pupily měřeného oka a simulují tam Scheinerovy štěrby, resp. clony. Je-li oko ametropické, pak vznikne na sítnici větší množství světelných ploch. Světelné diody se v opačném taktu střídavě zhasínají a rozsvěčují, což vyvolává dojem, jako by se osvětlená místa sítnice pohybovala. Čtyřsegmentovým detektorem se tento stav analyzuje a třídí provázaně změny v systému optometru tak, aby se světelné stopy na sítnici sloučily do konstantní světelné plošky. Se změnami systému optometru, kterých dosáhneme posunutím clony, je spřažena i změna oftalmoskopického systému, kterou lze hodnotit již jako měřenou refrakční hodnotu a míru ametropie. Měří-li se oční astigmatismus, je nutno, aby se světelné diody a detektory synchronně otáčely.

Výsečnickové multiděliče tvoří část pomocného systému pro automatické řízení centrace. Ve spojení s detektorem měří parametry světla odraženého na rohovce a vytváří tak podklady pro automatické nacentrování měřicího systému.[8]

### 3.2 Typy autorefraktometrů

V dnešní době jsou kladeny vysoké nároky na přístroje. Proto se kromě klasických autorefraktometrů čím dál častěji objevují modifikace tohoto přístroje. Firmy, které tyto multifunkční přístroje vyrábějí, dosáhly úžasného pokroku a díky

tomu máme v jednom přístroji více možností měření, než jen objektivní refrakce. Zde uvádím některé moderní modifikace autorefraktometrů.

### 3.2.1 Autorefrakto-keratometr

Autorefrakto-keratometr je přístroj, který kromě objektivní refrakce provádí i keratometrii, což nám velice usnadňuje práci, například při aplikaci kontaktních čoček. Měření je v podstatě stejné jako u autorefraktometru s tím rozdílem, že můžeme nastavit typ měření. Buď můžeme měřit refrakci nebo keratometrii nebo obojí. Tyto přístroje také mají dotykovou obrazovku, kterou můžeme využít.

Obr. 21 Autorefrakto - keratometr ARKM-200 [21]



### 3.2.2 Autorefrakto – kerato – tonometr

Tento přístroj kromě refraktometrie a keratometrie poskytuje informace z tonometrie. Tonometrii, neboli měření nitroočního tlaku měří tento přístroj bezkontaktně. Za normální tlak zdravého člověka se považuje tlak v rozmezí 16-20 mmHg. V tomto má bezkontaktní tonometr jednu nevýhodu, protože naměřená hodnota může být vyšší u pacienta se silnější rohovkou, a proto mohou být hodnoty zavádějící, například při diagnostice glaukomu. Při měření nitroočního tlaku se musí vyměnit nástavec. Přístroj posuneme pomocí joysticku co nejvíce dozadu a potom se nástavec na měření nitroočního tlaku sám vymění.



Obr. 22 Autorefrakto – kerato – tonometr Nidek Tomoref II [22]



### 3.2.3 Autorefrakto – topo – keratometr

Autorefrakto – topo – keratometr je podobný přístroj jako výše uvedené, také poskytuje informace z refraktometrie, keratometrie a navíc topografie. Topografické informace poskytované přístrojem jsou převážně o mapování přední plochy rohovky. Také nám tento přístroj udává optickou mohutnost rohovky v celém jejím rozsahu.

Obr. 23 Autorefrakto – topo – keratometr RT-7000 [23]



### 3.2.4 Autorefrakto – kerato – tono – pachymetr

Tento přístroj má v sobě navíc zabudovaný pachymetr, který slouží k měření tloušťky rohovky. Tím v mnohém převyšuje autorefrakto – kerato – tonometr, protože při naměření vyššího tlaku můžeme zkontrolovat tloušťku rohovky. Tloušťka rohovky se také zjišťuje k vyhodnocování při nošení kontaktních čoček, edému rohovky atd.

Obr. 24 Autorefrakto – kerato – tono – pachymetr Topcon TRK-1P [24]



### 3.3 Využití autorefraktometru

Dovolím si tvrdit, že autorefraktometr je tím nejdůležitějším přístrojem v praxi optometristy i oftalmologa. Jeho rychlost určení objektivní refrakce, která je základem pro subjektivní refrakci pacienta, je nedocenitelná. Navíc jeho novější verze, jako jsme si uvedli například autorefrakto – kerato – tonometr, je natolik multifunkční a užitečný, že se postupem času bude objevovat čím dál častěji.

## 4 Fundus kamera

Fundus kamera je optický přístroj, který nám umožňuje pořizovat digitální fotografie očního pozadí. Některé zdroje tvrdí, že fundus kamera pracuje na obdobném principu jako nepřímá oftalmoskopie a některé zase, že na principu přímé oftalmoskopie. Hlavní ale je, že nám slouží k monitorování a vyhodnocování očního pozadí vyšetřovaného oka pacienta.

### 4.1 Principy oftalmoskopie

Základem koncepce oftalmoskopie je Helmholtzovo zrcátko, které bylo objeveno roku 1851. Oftalmoskopie je důležitá metoda, při které pozorujeme sítnici pacienta. Sítnice oka je jediné místo v lidském těle, kde můžeme neinvazivně pozorovat cévní řečiště.

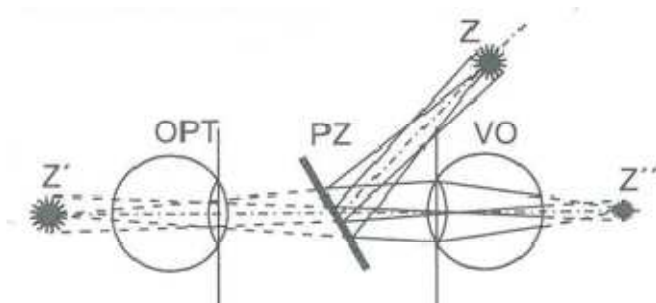
#### 4.1.1 Přímá oftalmoskopie

Helmholtz ve svém návrhu (obr. 25) použil silnější planparalelní desku, která působí jako polopropustné zrcadlo PZ. Tento paprskový dělič je umístěn mezi okem vyšetřované osoby VO a vyšetřující osoby OPT.

Vhodný zdroj světla Z, který se virtuálně zobrazí plochou polopropustného zrcadla poprvé do Z', se finálně zobrazí po průchodu optickým prostředím oka, jehož sítnice má být nasvícena, do Z''. Část sítnice je přitom dostatečně osvětlená a tím ji můžeme detailně pozorovat. Důležité také je, aby oko pozorovatele bylo v souose nastaveno tak, abychom mohli světlo, kterým sítnici účelově nasvítíme, zachytit. Vzhledem k silnému protkání žilnatky vlasečnicemi pak pozorovatel vnímá odražené světlo často jako tzv. červený reflex. Můžeme ho pozorovat také při fotografování za použití elektronického blesku, a to když se fotografovaná osoba dívá zpříma do objektivu. Záměrně vyvolaný červený reflex se spíše používá u objektivního měření refrakčního stavu. Ovšem žádoucí u přímé oftalmoskopie je, aby se osvětlovací a pozorovací svazky paprsků při odrazech na rohovce nemísily, a tím se vytvořily podmínky pro bezreflexní pozorování a nesnižovala se dále úroveň zobrazení. Při přímé oftalmoskopii se zobrazí relativně malá plocha sítnice, ale dosažené zvětšení je značné.

[8]

Obr. 25 Metoda přímé oftalmoskopie [8]



#### 4.1.2 Nepřímá oftalmoskopie

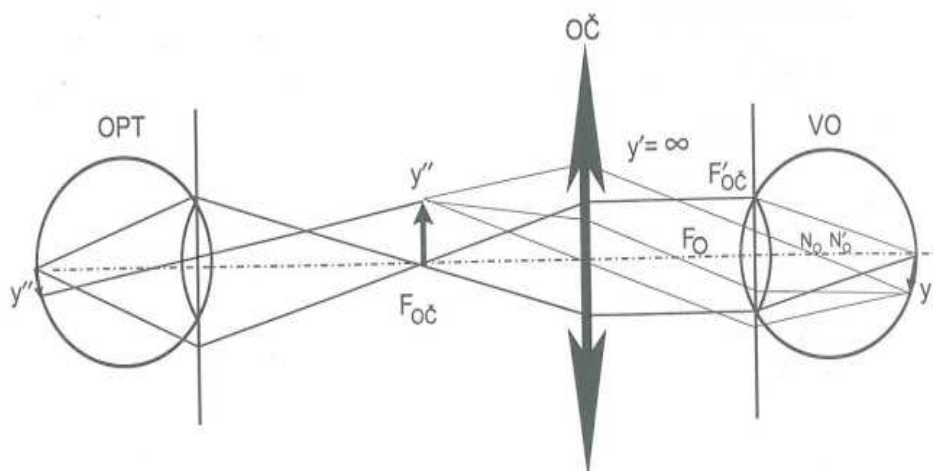
Metoda nepřímé oftalmoskopie se od přímé liší ve vzdálenosti. U přímé oftalmoskopie se oftalmoskopuje z extrémně krátké vzdálenosti a u nepřímé je vzdálenost zhruba 40 – 50 cm. Před okem pacienta se drží oftalmoskopická čočka ve vzdálenosti, která by zhruba měla odpovídat ohniskové vzdálenosti této použité čočky.

Metoda nepřímé oftalmoskopie se objevila zhruba rok po zavedení přímé oftalmoskopie a její autorství se připisuje Reutemu, který se snažil odstranit hlavní nevýhody přímé oftalmoskopie, a to hlavně velmi malé zorné pole.

Na obr. 26 je vykresleno upořádání optických prvků na optické ose. Kondenzor oftalmoskopu soustředí svazek paprsků z osvětlovacího zdroje do bodu, který je na přeponové stěně odrazného hranolu. Odtud pak vychází divergentní svazek paprsků, který pak po průchodu oftalmoskopickou čočkou nasvítí větší část sítnice než u metody přímé oftalmoskopie. Část nasvícené sítnice emetropického oka, kterou teď považujeme za předmět  $y$ , je zobrazována nejprve do nekonečna a poté do předmětového ohniska oftalmoskopické čočky  $F_{oc}$ . Pozorovatel ovšem musí být schopný akomodovat na tento meziobraz, který se předním promítá reálně jako převrácený, aby se mu definitivní obraz  $y'''$  vytvořil na sítnici.

Při nepřímé oftalmoskopii se zvětší zobrazené pole, ale úměrně je dosaženo menšího zvětšení. [8]

Obr. 26 Metoda nepřímé oftalmoskopie [8]



## 4.2 Princip fundus kamery

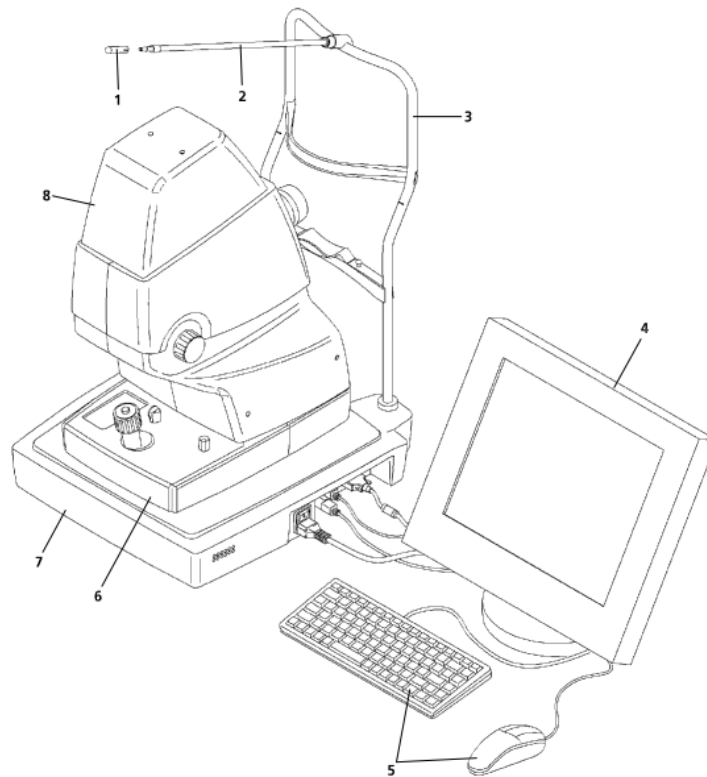
Fundus kamera je nízkoenergetický mikroskop, který je vybavený kamerou s CCD čipem. Tato kamera je připevněná na mikroskop, který soustavou čoček a zrcadel umožňuje fokusaci paprsků na očním pozadí. V dnešní době se vyrábí především digitální fundus kamery, které mají výhodu okamžité znalosti kvality obrazu, snížení nákladů na vyšetření a urychlení času, který je potřebný pro měření a diagnostiku. [14]

## 4.3 Fundus kamera Visucam<sup>nm</sup>

Jako příklad moderní fundus kamery jsem si zvolil fundus kameru Visucam<sup>nm</sup> od firmy Zeiss, která je určena pro snímání a zobrazení sítnice a přilehlých částí oka a to s použitím mydriatik nebo i bez nich. Dále slouží k ukládání snímků a dalších souvisejících údajů. Tento přístroj je především vhodný pro rutinní použití a screening. Oční pozadí je posuzováno na základě fotografie s bleskem a pořízení a zobrazení snímku je plně digitální. Přístroj je založen na oftalmoskopickém principu moderních kamer očního pozadí a zobrazuje oční pozadí v zorném úhlu 30° nebo 45°. Patří mezi nekontaktní přístroje. Jako zdroj světla pro nastavení kamery slouží infračervené diody a pracovní vzdálenost se nastavuje pomocí dvou bodů. Zaostření očního pozadí se provádí pomocí páru koincidenčních čar, snímek se poté zaznamenává s pomocí výbojky. Jakmile bylo zahájeno snímání obrazu, zobrazí se snímek na obrazovce

namísto živého obrazu a automaticky se uloží. Digitální obrazový snímač má rozlišení 5 megapixelů. Na obr. 27 máme základní popis přístroje.

Obr. 27 Základní popis přístroje Visucam<sup>nm</sup> [25]



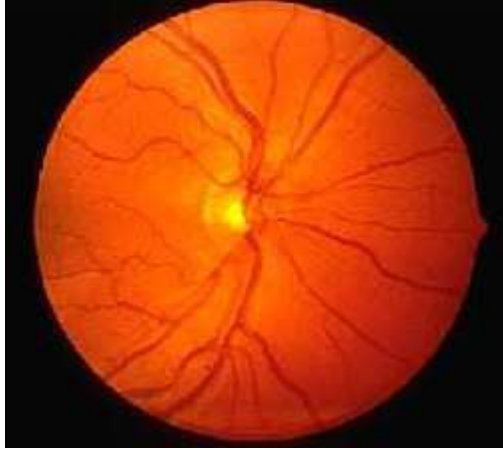
1. Krycí víčko externí fixační lampy.
2. Externí fixační světlo, prostorově nastavitelné.
3. Opěrka hlavy s nastavitelnou opěrkou brady, čelní opěrkou a montážním otvorem pro fixační lampu.
4. Monitor pro prohlížení očí a zobrazení systémových informací.
5. Klávesnice a myš pro zadávání údajů pacienta a k ovládání přístroje.
6. Základna přístroje.
7. Jednotka počítače s opěrkou hlavy.
8. Hlava kamery, v níž je umístěno osvětlení a zobrazovací systém s obrazovými snímači. [26]

#### 4.4 Význam fundus kamery

Fundus kamera nám umožňuje rychle a neinvazivně pořizovat snímky z očního pozadí. Tyto snímky navíc můžeme ukládat, následně porovnávat a tím pozorovat změny na sítnici. To je hlavní výhoda fundus kamery oproti použití klasického ručního oftalmoskopu a jiných možností oftalmoskopie. Také je velice důležité a praktické

používání starších snímků, například u monitorování věkem podmíněné makulární degenerace, diabetické retinopatie a dalších onemocnění. Na obr. 28 máme fotku očního pozadí pořízenou fundus kamerou.

Obr. 28 Oční pozadí vyfocené fundus kamerou [26]



## Závěr

Ve své bakalářské práci jsem se zabýval přístroji, které se používají v optometrii i oftalmologii. Snažil jsem se objasnit jejich fyzikální principy, na kterých jsou postaveny.

V první kapitole, která se zabývá aberometrem, jsem objasnil typy aberací a jejich vyšetření neboli aberometrii. Poté jsem uvedl dva základní principy vnitřní konstrukce, které se používají. Především je to princip dle Shack-Hartmanna, který slouží ke konstrukci moderních aberometrů. Jeden takový aberometr jsem uvedl a popsal jeho vnější konstrukci.

V druhé kapitole jsem se věnoval topografu, kde jsem zmínil historii rohovkové topografie, princip oftalmometru a možnosti rozdělení topografů dle jejich fyzikálního principu. Jako poslední v této části jsem uvedl dva významné topografy dnešní doby Pentacam a Obrscan.

Další kapitola obsahuje vývoj refraktometru od optometru až po autorefraktometr, jejich rozdělení a jejich podrobný fyzikální popis, na kterém pracují. Poté jsem se snažil věnovat přímo autorefraktometru a hlavně jeho novějším typům, protože moderní autorefraktometry již neslouží jen pro určení objektivní refrakce ale i pro další oční vyšetření.

Poslední část pojednává o fundus kameře, kdy jsem osvětlil typy oftalmoskopie a základní stručný princip fundus kamery. Uvedl jsem jeden z moderních přístrojů jako příklad a popsal jeho konstrukci. Na závěr je uveden význam fundus kamery pro oční vyšetření.

V mé práci tedy uvádím jednotlivé fyzikální principy přístrojů, dále vnější konstrukci u aberometru a fundus kamery. Poté jejich optické principy, které jsou uvedeny ve schématech, jejich historii, vývoj a využití těchto přístrojů pro oftalmologické vyšetření.

Popis vnitřní konstrukce u aberometru, topografu a autorefraktometru je v literaturách dobře popsán. Totéž se nedá říct o fundus kameře, kde jsem sice nějaká vnitřní schémata dohledal, ale nepoužil jsem je z důvodu rozkolu literatur, které se neshodly na jejím principu, kde některé zdroje tvrdí, že je fundus kamera postavená na principu přímé oftalmoskopie a některé, že na principu oftalmoskopie nepřímé.



Celkově o přístrojích, které se využívají v oftalmologii i optometrii je dostatek informací, ovšem pokud by člověk hledal ucelený a detailní popis přístrojů tak by dohledával tyto informace velice těžce. V této práci je tedy detailnější přiblížení a ucelení informací o čtyřech mnou vybraných přístrojích.

## Literatura:

- [1] Otřisalová, K.: Využití zobrazovacích metod při vyšetření rohovky, Brno, 2012.
- [2] Nováková, K.: Objektivní metody určení refrakce, Brno 2008.
- [3] Pileček, M.: Fyzikální principy očních diagnostických přístrojů, Brno, 2009.
- [4] Havlíková, I., Rozsival, P., Feuermannová, A.: Rohovková topografie v laserové refrakční chirurgii. Česká a slovenská oftalmologie, svazek 57, 2001/3, s. 209-213.
- [5] Brightbill, F.: Corneal surgery: theory, technique & tissue, 3rd ed. Mosby, 1999, 942 s.
- [6] Malacara, D., Yobani, M.: A Review of Methods for Measuring Corneal.
- [7] Vlková E., Pitrová Š., Vlk F.: Lexikon Očního lékařství. Brno: Prof. Ing. František Vlk, DrSc., nakladatelství a vydavatelství, 2008. ISBN 978-80-239-8906-9.
- [8] Rutrle, M.: Přístrojová optika. Brno: Institut pro další vzdělání pracovníků ve zdravotnictví v Brně Vinařská 6, 656 02 Brno, 2000. ISBN – 80 – 7013 – 301 – 5.
- [9] Suder, M. Aberace oka v optometrické praxi I - VI. – výukové materiály k předmětu Aberace oka v optometrické praxi, Katedra optiky Přírodovědecké fakulty Univerzity Palackého v Olomouci, Olomouc, 2014.
- [10] BASS, M.: Handbook of optics svazek 1, 2. vydání, McGraw-Hill Professional, 1995, s. 1664 ISBN 0-07-047704-X
- [11] GROSS, H.: Handbook of optical Systems: Aberration Theory and Correction of Optical Systems svazek 3, Wiley – VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim 2007, s. 780 ISBN: 978-3-527-40379-0
- [12] GUANG-MING, Dai: Wavefront optics for vision correction, Society of photo-optical instrumentation engineers, 2008, s. 366 ISBN: 9780819469663
- [13] Česká oční optika, číslo 1/2009 únor 2009 ročník 50. ISSN 1211-233X s.54-55
- [14] Patrick J. S., Marshall E. T. Ophthalmic Photography: Retinal Photography, Angiography, and Electronic Imaging. 2 edice. Oxford: Butterworth-Heinemann Medical.
- [15] <http://www.opticienminet.be/en/services/i-profiler-i-scription/>
- [16] <http://www.volkmer-brillen.de/as.html>
- [17] <http://www.perret-optic.ch>

- [18] Oculus, spol.s.r.o, Oculus [online]. ©2005 Oculus, spol. s r.o dostupné z:  
<http://www.oculus.cz/topografy>
- [19]<http://www.isoolhos.com.br/tecnologia/orbscan/>
- [20]<http://www.oculus.cz/pentacam>
- [21]<http://www.optykserwis.jzo.com.pl/pl/pages/>
- [22]<http://www.po.pl>
- [23]<http://www.tomey.de/en/products/topography/rt-7000>
- [24][http://www.topcomed.cz/sortiment.html?id=TRK\\_1P](http://www.topcomed.cz/sortiment.html?id=TRK_1P)
- [25]Návodk obsluze, digitální kamera Visucam<sup>nm</sup> od firmy Zeiss.
- [26]<http://udsc.vsb.cz/dalibor.kacmar/vyuka/FundusCam.asp>
- [27]<http://fyzmatik.pise.cz/193-chromaticka-vada-cocek.html>