

PŘÍRODOVĚDECKÁ FAKULTA UNIVERZITY PALACKÉHO V OLOMOUCI  
KATEDRA OPTIKY

# VYŠETŘOVÁNÍ OPTICKÝCH VAD OKA

Diplomová práce

**Vypracovala:** Bc. Petra Panicová

**Vedoucí bakalářské práce:** RNDr. Mgr. František Pluháček Ph.D.

**Obor:** Optometrie

**Studijní rok:** 2011/2012

### **Čestné prohlášení**

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma: Vyšetřování optických vad oka, jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce RNDr. Mgr. Františka Pluháčka Ph.D. a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou citovány a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

V ..... dne.....

---

Bc. Petra Panicová

## **Poděkování**

Ráda bych touto cestou poděkovala vedoucímu práce RNDr. Mgr. Františku Pluháčkovi Ph.D. za věcné připomínky, cenné rady a za studijní materiály a podklady, které mi pomohly při psaní diplomové práce.

## Obsah

Úvod.....	5
1. Základní pojmy.....	6
1.1. Refrakce.....	6
1.2. Optický systém oka.....	6
1.2.1. Rohovka.....	7
1.2.2. Komorová voda.....	8
1.2.3. Čočka.....	9
1.2.4. Sklivec.....	10
1.3. Gullstrandovo schematické oko.....	11
1.4. Charakteristika zobrazovacích poměrů u emetropického a ametropického oka.....	11
2. Skiaskopie.....	12
2.1. Obecná konstrukce skiaskopu.....	13
2.2. Průběh vyšetření.....	14
2.3. Speciální využití skiaskopu.....	16
3. Autorefraktometrie.....	17
3.1. Obecný princip funkce autorefraktometru.....	17
3.2. Principy autorefraktometrů.....	18
3.2.1. Analýza kvality obrazu.....	18
3.2.2. Scheinerův dvoušterbinový systém.....	18
3.2.3. Retinoskopický princip.....	20
3.3. Předepisování korekce přímo z autorefraktometru.....	21
4. Aberometrie.....	22
4.1. Refrakce v pojetí aberací vyšších řádů.....	25
4.2. Měření aberací.....	25
4.3. Zohlednění aberací vyšších řádů v brýlových čočkách.....	26
5. Subjektivní refrakce.....	27
5.1. Visus.....	27
5.1.1. Písmenové optotypy.....	28
5.2. Základy refrakce očních vad.....	29
5.2.1. Postup vyšetření u myopie.....	29
5.2.2. Postup vyšetření u hypermetropie.....	30

5.2.3.	Postup vyšetření astigmatismu .....	30
5.2.4.	Binokulární vyvážení .....	32
6.	Kontrastní citlivost .....	33
6.1.	Sinusová mřížka .....	34
6.2.	Písmenové testy .....	36
6.3.	Normální vnímání kontrastní citlivosti .....	37
6.4.	Příčiny snížení kontrastní citlivosti .....	38
7.	Praktická část .....	39
7.1.	Vyšetřované osoby .....	39
7.2.	Metodika .....	39
7.3.	Výsledky a diskuze .....	42
7.3.1.	Srovnání různých metod stanovení refrakce .....	42
7.3.2.	Variabilita měření refrakce na autorefraktometru a aberometru .....	45
	Závěr .....	48
	Použitá literatura, zdroje a obrázky .....	50
	Příloha 1 .....	51

## Úvod

Optometrie je poměrně nový obor, který se neustále vyvíjí. Staré metody měření refrakce jsou nahrazovány stále modernějšími přístroji, které usnadňují měření a podávají podrobnější přehled o zrakových funkcích. Stále více optik je vybaveno autorefraktometry nebo aberometry. I přes tyto moderní technologie se setkáváme s optometry, kteří nedají dopustit na staré metody zjišťování objektivní refrakce. Tedy na skiaskop, v některých zdrojích uváděný též jako retinoskop.

Tato studie se zaměřuje na srovnání třech objektivních metod pro stanovení refrakce. Zajímalo nás, která se nejvíce přibližuje subjektivně stanoveným výsledkům. Pro tento výzkum byly vybrány: nejběžněji používaný autorefraktometr, dále stále více používanější přístroj – aberometr a jako třetí byl zvolen zástupce starší techniky - skiaskop. Ve druhé části výzkumu nás zajímalo, s jakou variabilitou jednotlivé přístroje měří.

V prvních kapitolách jsou okrajově zmíněny základní pojmy refrakce a stručně popsány struktury optických prostředí oka. Následuje popis jednotlivých objektivních technik a přístrojů, které jsou k tomuto měření potřeba. Mluvíme zde o jejich historii, principu funkce a jejich konstrukci. V závěru teoretické části vysvětlujeme základy měření subjektivní refrakce a visus. K visu byla přidána i kontrastní citlivost, neboť nám podává rozsáhlejší informace o refrakčním stavu oka.

Očekávání výsledků výzkumu byla, že žádný přístroj nemůže plně nahradit subjektivní refrakci. Co se týče porovnávání přístrojů, očekáváme, že autorefraktometr a aberometr budou lehce přeměřovat do záporných hodnot, neboť předpokládáme, že by se mohla lehce projevit přístrojová myopie. U směrodatných odchylek přístrojů neočekáváme vyšší hodnotu než 0,25 D.

Naším cílem je tedy poukázat na to, že ačkoliv je moderní doba plná nejvyspělejších technologií, žádný přístroj nemůže nahradit lidský faktor a úsudek při stanovování subjektivní refrakce.

## **1. Základní pojmy**

Ke správnému pochopení funkce oka a měření refrakce, je potřeba připomenout si základní pojmy a anatomii oka.

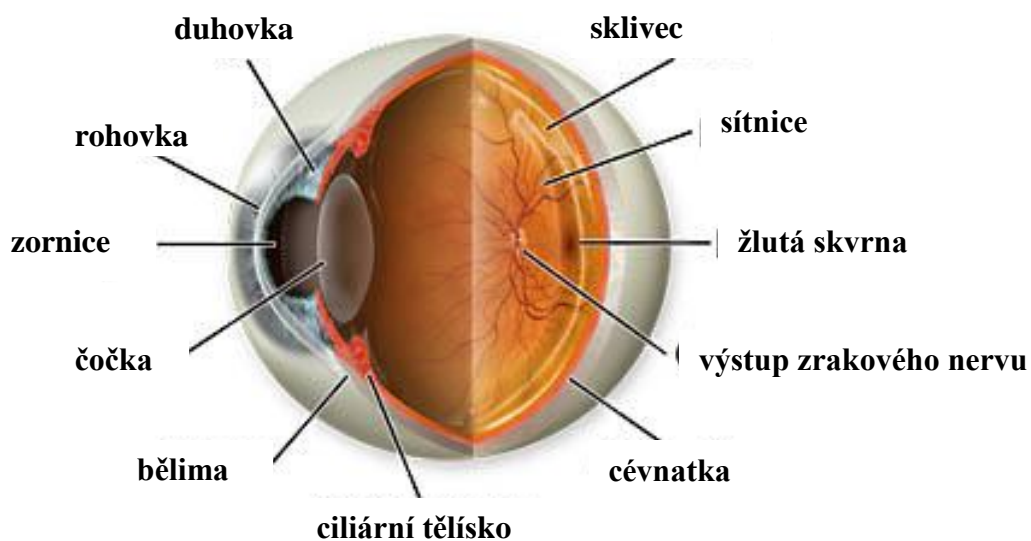
### **1.1. Refrakce**

Pojem objektivní refrakce užíváme tehdy, když zjišťujeme refrakční vadu bez pomoci pacienta. Pacient je požádán o spolupráci jen při fixaci hlavy a fixování bodu během krátkého měření. Ale subjektivní informace, o kvalitě vidění během měření, nezjišťujeme. Jedna z nejstarších metod určování objektivní refrakce je skiaskopie, kde vyšetřující zjišťuje refrakční vadu pozorováním odrazu světla od sítnice pomocí skiaskopu. Pokud práci člověka nahradíme logikou přístrojů a počítačů, a když je konečná hodnota výsledkem této techniky, tak mluvíme o objektivní automatické refrakci.

Pokud chceme u člověka dosáhnout nejlepší zrakové ostrosti a zároveň i pohodlí při vidění, tak musíme přejít k subjektivní refrakci. Nejlepší zrakovou ostrost zjišťujeme předkládáním korekčních sklíček různých hodnot a dle odpovědí vyšetřovaného postupujeme v korekci. Nejlepší způsob měření je za pomoci zkušební obruby a sady skel. Pacient není nijak omezen v pohybu a výslednou korekci si může zkusit i mimo vyšetřovací místnost. Pro vyšetřujícího je zde ta výhoda, že vidí, zda pacient nedoostřuje pomocí mhouření očí.

### **1.2. Optický systém oka**

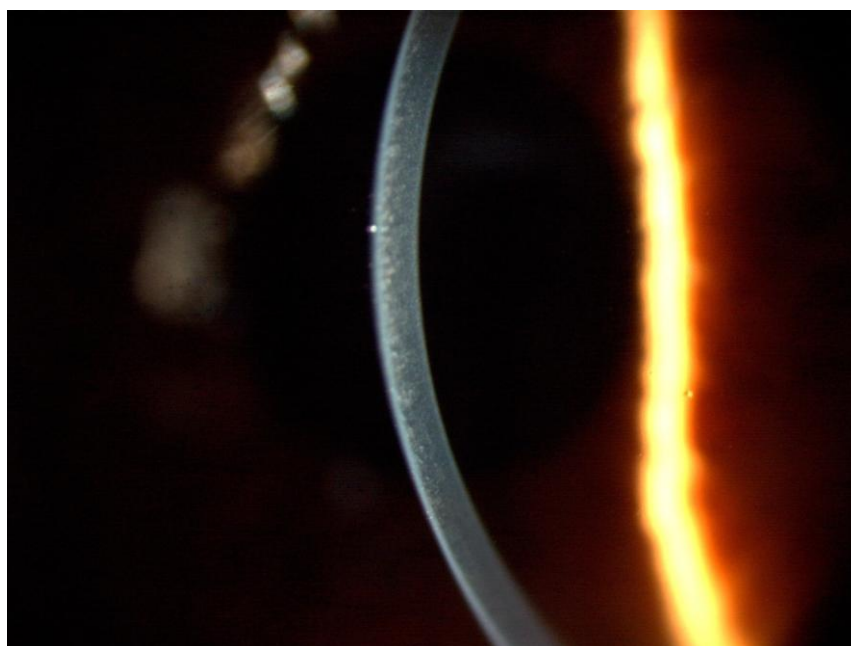
Optický systém oka, který vytváří obraz na sítnici, tvoří: rohovka, komorová voda, čočka a sklivec. Každé prostředí má své specifické parametry. Při různých výpočtech používáme pro zjednodušení teoretický systém oka. Jsou zde zavedeny průměrné hodnoty jednotlivých prostředí.



**Obr. 1** Anatomie oka [5]

### 1.2.1. Rohovka

Je to průhledná tkáň s velkým množstvím nervových zakončení. Přední plocha rohovky hraničí se vzduchem a zadní plocha s komorovou vodou. Má tvar elipsy. Horizontálně se její rozměry pohybují okolo 11,5 – 12 mm, vertikálně pak okolo 11 mm. Co se týče tloušťky, tak v centrální části je nejtenčí zhruba okolo 0,5 – 0,6 mm. V periférii může dosáhnout tloušťky až 1 mm. [1]



**Obr. 2** Řez rohovkou na šterbinové lampě při velkém zvětšení



Rohovka má 5 vrstev (seřazeny směrem do oka):

**Epitel** – Tvoří ho 5 – 6 vrstev epitelových buněk. Má rychlou schopnost regenerace. Malé poranění se během několika málo hodin epitelizují. Hojí se bez jizev.

**Bowmanova membrána** - S epitelem je ostře ohraničená, ale do stromatu splývá. Tato membrána nemá schopnost regenerace.

**Stroma** - Je tvořeno ve všech směrech se překrývajícími kolagenovými vlákny, které jsou složeny z jemných fibril. Fibrily se spolu s obsahem vody podílejí na průhlednosti stromatu. Mukopolysacharidy vyplňují prostory mezi fibrilami. Pokud se ve stromatu zvýší obsah vody (více než 80 %) mukopolysacharidy nabobtnají a roztlačí fibrily od sebe. Díky tomu se rohovka může zakalit.

**Descementova membrána** - Vlákna, kterými je tvořena, mají schopnost elasticity. Svou stavbou připomíná Bowmanovu membránu. Má velkou odolnost při infekcích a poraněních.

**Endotel** - Je tvořen pouze z jedné vrstvy polygonálních buněk, které mají řídké rozprostření. Při narození je počet endotelových buněk 5000 – 6000 mm<sup>2</sup>. V průběhu života dochází ke snížení počtu zhruba na polovinu. Pokud počet klesne pod 500 na mm<sup>2</sup>, dojde k edému v důsledku poruchy hydratace. [1]

### **Nervové zásobení rohovky**

Díky bohatému nervnímu zásobení, je rohovka nejcitlivější tkání lidského těla. Z první větve trigeminu se větví n. nasociliaris, ze kterých se větví ciliární nervy, které vytváří ciliární plexus. Nervová vlákna leží pod Bowmanovou membránou – ve vrchních vrstvách stromatu. Zakončeny jsou mezi buňkami epitelu, kam se dostanou jemnými větvičkami. Nej hustěji jsou rozvětvena v centru a k okraji vláken ubývá. [1]

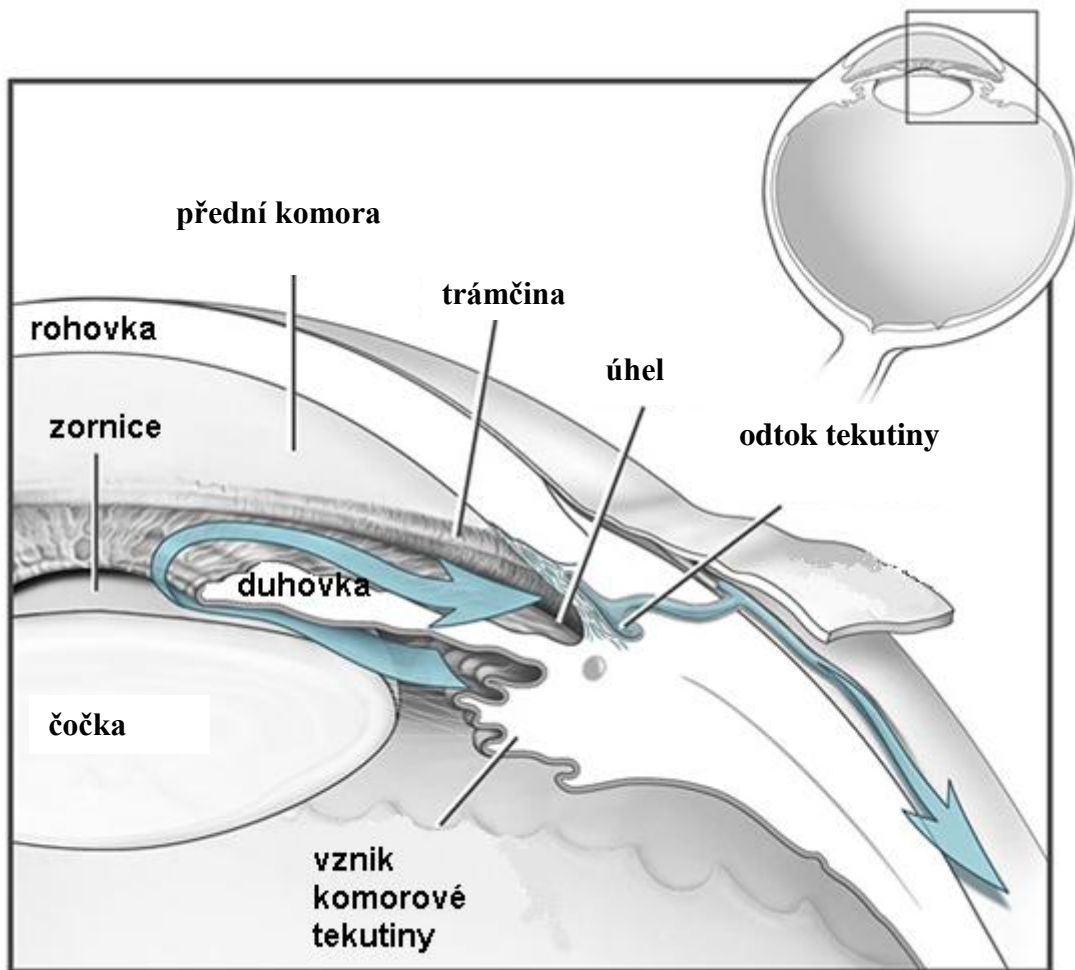
### **Výživa rohovky**

Největší význam ve výživě rohovky mají komorová voda a slzy. Rohovka získává z komorové vody glukózu a ze vzduchu kyslík, který je potřeba pro získání energie z glukózy. Méně významným zdrojem výživy jsou limbální cévní kličky. [1]

#### **1.2.2. Komorová voda**

Je to čirá tekutina, kterou produkují výběžky řasnatého tělíska. Vyživuje rohovku a především čočku. Pupilou proudí komorová voda ze zadní komory do přední, kde díky teplotním rozdílům mezi rohovkou a duhovkou dochází k cirkulaci. Poté odtéká

duhovkorohovkovým úhlem do Schlemmova kanálu. Krom 98,8 % vody obsahuje mimo jiné minerály, bílkoviny, aminokyseliny, ionty sodíku a vápníku a kyseliny mléčnou a askorbovou. [1]

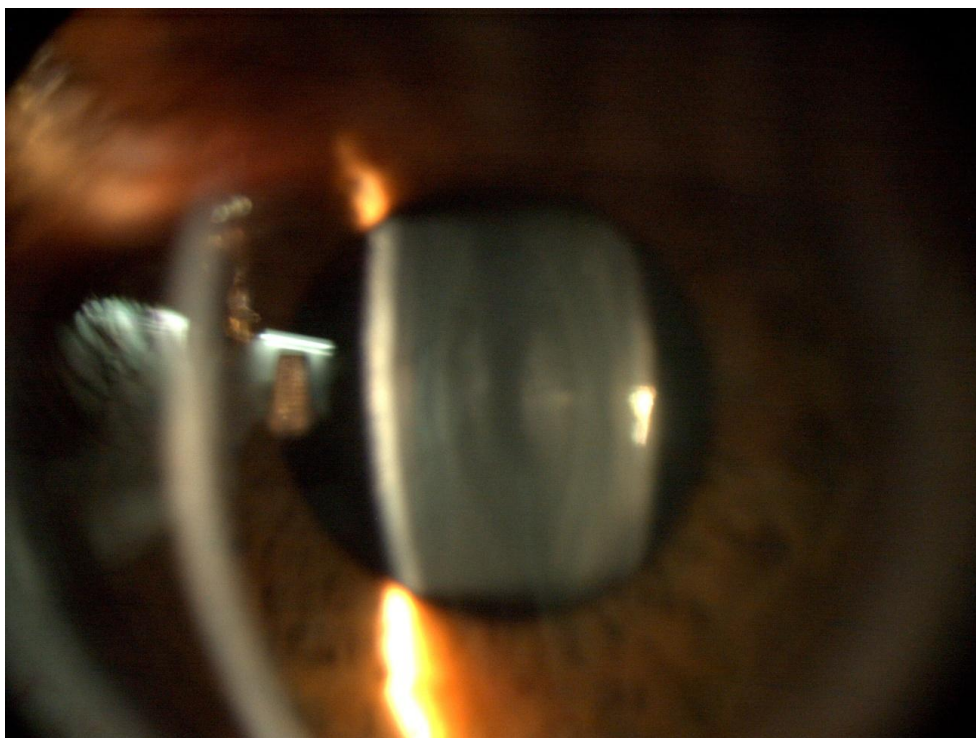


**Obr. 3** Cirkulace komorové tekutiny [6]

### 1.2.3. Čočka

Tvar má bikonvexní se zakulaceným okrajem. Ve své poloze je upevněna vlákny závěsného aparátu. Je plastická a elastická. Mění tvar v závislosti na akomodaci. V dospělosti má průměr kolem 1 mm a tloušťku 4 – 5 mm. Je průhledná, avšak s postupujícím věkem může být do žluta až hněda. Vyživována je z komorové vody.

Čočka je složena z pouzdra, epitelu a stomatu. Epitel se nachází na přední ploše čočky pod pouzdrem. Stroma se skládá z koncentricky vrstvených vláken. [1]



**Obr. 4** Řez čočkou na štěrbinové lampě

#### 1.2.4. Sklivec

Tvoří 80 % obsahu oka. Svým tlakem na oční obaly udržuje tvar oka. Má tvar koule, která má v přední části malou prohlubeň, ve které leží čočka. Svou skladbou je podobný komorové vodě. Liší se ve své viskozitě (16x viskóznější než komorová voda), kterou způsobují bílkoviny vitreín, mukoproteidy a také kyselina hyaluronová.

Ve sklivci nejsou žádná nervová zakončení ani cévní zásobení. Díky malé látkové výměně neregeneruje, a proto, je-li porušen, nahrazuje ho komorová voda. [1]

	Tloušťka (mm)	Index lomu	Přední poloměr zakřivení (mm)	Zadní poloměr zakřivení (mm)
Rohovka	0,55	1,377	7,8	6,5
Komorová voda	3,05	1,337	-	-
Oční čočka	4,00	1,420	10,2	6,0
Sklivec	16,70	1,336	-	-

**Tab. 1** Vlastnosti optického systému oka [7]

### 1.3. Gullstrandovo schematické oko

Jedná se o podrobně vypracovaný model průměrného lidského oka, který se často používá při výpočtech refrakčních vad a jejich zobrazovacích poměrů.

Ve výpočtech jsou použity následující parametry:

Rohovka – počítá se zde s přením plochou o zakřivení 7,7 mm, zadní plocha má pak poloměr 6,8 mm. Index lomu rohovkové tkáně je 1,376. Tloušťka rohovky se rovná 0,5 mm. Z těchto parametrů lze vypočítat optickou mohutnost, která je 43,05 D.

Čočka – je poněkud komplikovanější než rohovka, a proto Gullstrand počítá s obalem a jádrem čočky. Při výpočtech tedy počítáme celkem se čtyřmi rozhraními. Poloměr přední plochy obalu čočky je 10 mm a zadní plochy obalu -6 mm. Jádro čočky má poloměry pro přením plochu 7,911 mm a zadní plochu -5,76 mm. Index lomu obalu čočky je 1,386 a pevnější jádro má hodnotu 1,406. Podle těchto parametrů můžeme vypočítat celkovou optickou mohutnost čočky, která je 19,11 D. [10]

### 1.4. Charakteristika zobrazovacích poměrů u emetropického a ametropického oka

Emetropické oko je definováno tak, že obraz nekonečně vzdáleného předmětu se zobrazí na sítnici ostře při minimální akomodaci. Pokud tomu tak není, hovoříme o oku ametropickém. Tedy o oku, které má nějakou refrakční vadu. Jako nekonečně vzdálený bod považujeme (z korekčního hlediska) bod, který je vzdálen minimálně 5 – 6 m.

Daleký bod neboli punctum remotum je bod, který se na sítnici zobrazí ostře při minimálním zapojení akomodace.

Blízký bod neboli punctum proximum je bod, který se na sítnici zobrazí ostře při maximálním zapojení akomodace. Tento bod má význam při výpočtech akomodačního výkonu. A ohraničuje spolu s dalekým bodem akomodační interval.

Axiální refrakce je definována jako převrácená hodnota vzdálenosti dalekého bodu a je měřena v metrech. Tato hodnota je pro nás důležitá při výpočtech refrakčního stavu oka.

Akomodační interval je ohraničen dalekým a blízkým bodem. Tento prostor je měřen v metrech. Je to oblast, ve které vyšetřovaný vidí ostře. Tj. všechny body v této oblasti se na sítnici zobrazí ostře. [10]

## 2. Skiaskopie

Skiaskopie je známa již přes sto let. Cuignet jako první popsal klinické využití skiaskopie pro zjišťování refrakční vady. Vysvětlení optických pojmů, které tvoří základ pro skiaskopii, poprvé popsal Landolt v roce 1878. Následně roku 1880 aktualizoval optickou teorii a začal používat k posouzení refrakční vady dioptrická skla, předsazená před okem. [7] V české literatuře se o skiaskopii můžeme dočíst už v roce 1902 v Očním lékařství, které napsal MUDr. Jindřich Chaloupecký, cituji:

*„O tom, máme-li při nejasném zření pozadí očního v obraze přímém předsunouti před otvor čočku konkávní nebo konvexní, poučí nás nejlépe vyšetření pohybu stínu, č. skiaskopie (nazvané od vynálezce Cuigneta keratioskopie, dle jiných retinoskopie). Způsob tan zakládá se v pozorování poměru mezi pohybem stínu v zornici a mezi pohybem konkávního zrcádka očního kol jeho kolmé osy, č. kol držadla oftalmoskopu. Pohybuje-li se stín v zornici souběžně s pohybem, s nakloněním zrcádka, je zde myopie a sice větší než 1 D, přichází-li však stín ze strany protější, jest buď zcela malá myopie (méně než -1 D), neb emmetropie, nebo hypermetropie. Abychom to rozhodli, dáme slabou konvexní čočku, +0,5 D pře vyšetřované oko, a zkusíme znova: pohybuje-li se stín stále opačně, jest refrakce hypermetropická, nasazujeme tedy vyšetřovanému stále silnější konvexní brejle, až stín přeskočí na druhou stranu, až tedy jde zase s pohybem zrcádka souběžně, a poslední užití sklo, než stín přeskočil, značí stupeň hypermetropie. Podobně jde-li stín hned souběžně, je-li tedy oko myopické, předkládáme stále silnější konkávní skla, až zase stín přeskočí; poslední užití sklo pak odpovídá stupni vady. – Pohyb stínu zakládá se na tomto: konkávní zrcádko utvoří obraz plamene mezi sebou a okem vyšetřovaným; hneme-li zrcádkem, pohybuje se světlo tímž směrem, tedy z opačné strany přichází stín – což platí pro oko normální, emmetropické, a pro hypermetropické. U oka myopického jest punct. remotum blíže oka, paprsky vystupují konvergentně se skříží, a tudíž světlo zrcádka jde pak z opačné strany, a stín ze souhlasné.“ [2]*

V literatuře se můžeme setkat s různými synonymy pro skiaskopii. Například: retinoskopie nebo skiametrie. Retinoskopie („vidění sítnice“) byla zavedena Parentem roku 1881 a je převážně používána v anglicky hovořících zemích. Pojem

skiaskopie („vidění stínů“) zavedl také Parent a to se začalo používat převážně v jiných než anglicky mluvících zemích.

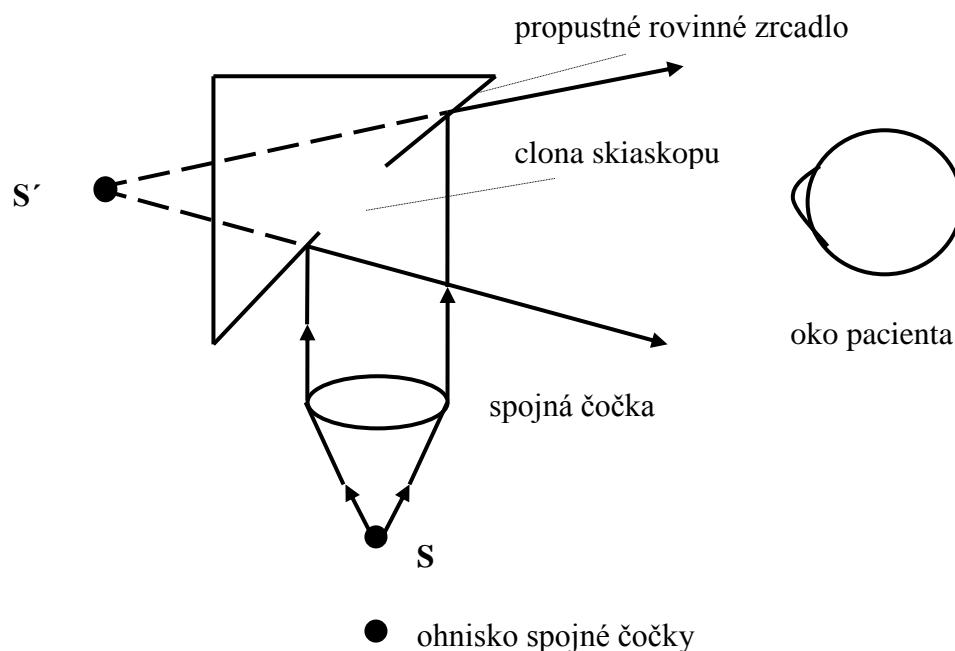
Jedná se o objektivní metodu stanovení refrakčního stavu oka. Obvykle je to první technika, která předchází samotnému očnímu vyšetření a je následováno subjektivní refrakcí. Funguje na principu pohybu světla odraženého od oka, které pozorujeme retinoskopem (skiaskopem). Mimo refrakčního stavu, nám toto vyšetření podává informace o prostupnosti (průhlednosti) optických prostředí.

Skiaskopii můžeme provádět u dětí, mentálně postižených, slabozrakých nebo u nespolupracujících pacientů. Výsledky skiaskopie můžeme předepsat do optické korekce, zvláště pokud pacient nemůže anebo nechce spolupracovat při subjektivní refrakci.

I v dnešní době je zapotřebí skiaskopie. Největší využití má v očních ordinacích, kde se vyšetřují malé děti nebo lidé se sníženou schopností komunikace. [3]

## **2.1. Obecná konstrukce skiaskopu**

Skiaskop je malé příruční zařízení, které vyzařuje viditelné bílé světlo na zornici oka za účelem vybavení červeného reflexu odraženého od očního pozadí. Jedná se o jakousi modifikaci oftalmoskopu. Ze skiaskopu směrem k pacientovi vyzařuje svazek paprsku, který může být divergentní nebo konvergentní. Tento svazek světla můžeme pozorovat přes propustné, nebo polopropustné zrcátko. Při vyšetření převážně používáme divergentní svazek paprsku.



**Obr. 5** Konstrukce skiaskopu, který vytváří divergentní osvětlení. Potřebné divergentní osvětlení vzniká díky tomu, že zdroj světla (S) leží před ohniskem spojné čočky. Přes clonu skiaskopu, která je vytvořená z otvoru rovinného zrcadla, se vyšetřující dívá na oko pacienta.

Bodový skiaskop vysílá paprsek v podobě kulatého bodu a pásový skiaskop vysílá paprsek v podobě světelného pruhu. Obdélníkový paprsek z pásového skiaskopu je nastavitelný, pro vyšetřování v různých meridiánech. Z těchto dvou typů je pásový skiaskop více užitečný pro vyšetřování, protože s jeho pomocí můžeme stanovit astigmatickou korekci, posouzením osy cylindru a dioptrickou hodnotou ve dvou ametropických hlavních meridiánech. Z tohoto důvodu pásový skiaskop většinou nahrazuje bodový. [3]

## 2.2. Průběh vyšetření

Vyšetřující vyšetřuje pomocí skiaskopu na vzdálenost 40 – 100 cm od pacientova oka a svítí paprskem do zornice pacienta, který fixuje daleký bod (optotyp). Osvětlení v místnosti by mělo být takové, aby vyšetřující viděl co nejvíce kontrastně. Tedy v šeru. A navíc docílíme toho, že se zornice rozšíří a vyšetřující lépe uvidí červený reflex.

Naším cílem je vyvolat červený reflex, který vznikne odrazem světla od sítnice. Ten vyvoláme tak, že posvítíme světlem skiaskopu na zornici. Pokud budeme skiaskopem pohybovat zleva doprava, můžeme pozorovat, že se odraz od sítnice pohybuje také. Tady nastává důležitý moment pro měření. Zjišťujeme, zda jde paprsek „s“ anebo „proti“ pohybu světla skiaskopu. [3]

Pokud jde odraz s pohybem světelného paprsku, znamená to, že daleký bod leží za skiaskopem, přesněji mezi vyšetřujícím a nekonečnem (slabí myopové a emetropové) nebo leží za okem (hypermetropové). Pohyb proti světelnému paprsku znamená, že daleký bod leží mezi skiaskopem a okem pacienta (vysocí myopové). Podle zjištěného pohybu předkládáme příslušnou skiaskopickou lištu. Zvyšujeme dioptrie tak dlouho, dokud nám odraz na sítnici jen „nepřeblikne“ anebo dokud se směr odrazu nezmění.



**Obr. 6** Skiaskop a skiaskopické vyšetřovací lišty

U vyšetřování cylindru je postup podobný. Širokým světelným pruhem posvítíme do zornice, a pokud je zde cylindr a pokud jsme mimo osu cylindru, uvidíme, že odraz na sítnici není rovnoběžný se směrem paprsku skiaskopu. Nasměrujeme tedy pruh paprsku tak, aby šly s odrazem rovnoběžně, a pokračujeme stejným způsobem, jako bychom skiaskopovali sféru. Poté otočíme skiaskop o  $90^\circ$  a opět určíme hodnotu v tomto řezu. Získáme tedy 2 hodnoty ve 2 různých stupních – neboli cylindricko-cylindrický zápis. Ten jednoduše převedeme na sféro-cylindrický. [3]

Je nutno ještě poznamenat, že dioptrie, u které jsme skončili vyšetřování s lištou, není skutečná potřebná dioptrie. Musíme vzít v úvahu vzdálenost, ze které se vyšetřuje.



Pro vyšetřovací vzdálenost 50 cm musíme k dioptrické hodnotě přičíst =2 D, pro vzdálenost 1 m je to pak =1 D. To je dáno vzorcem:

$$\text{dioptrie, kterou přičteme} = \frac{1}{\text{vyšetřovací vzdálenost v metrech}}$$

### 2.3. Speciální využití skiaskopu

Akomodační systém mladého člověka zaostává o 0,5 až 0,75 D na měřenou vzdálenost 40 cm. Akomodační požadavek na blízko je +2,5 D z toho vyplývá, že akomodační systém se obvykle navyšuje o +1,75 až +2,0 D. Blízký bod se tedy na sítnici zobrazuje, pokud je zapojená akomodace. Zatímco statická skiaskopie je měřena za uvolněné akomodace, dynamická skiaskopie je měřena, když je akomodace zapojena.

To je důležité k posouzení blízkého bodu s ohledem na měřený blízký cíl. Z informací lze zjistit, zda akomodační systém funguje normálně, bez zbytečného stresu. Pozice blízkého bodu je ve srovnání s blízkým měřeným cílem popsána pomocí dioptrií od blízkého měřeného cíle. Pokud dynamická skiaskopie odhalí, že akomodační systém zaostává více, než je obvyklé (více než 0,75 D), poukazuje na stav blízký esoforii, insuficienci akomodace nebo na nekorigovanou hypermetropii. Pokud systém zaostává o méně než 0,5 D, ukazuje na fakt, že se blízký bod nachází blíže u vyšetřovaného. Může se jednat o blízkou exoforii nebo spasmus akomodace.

Kromě toho dynamická skiaskopie odhalí, do jaké míry se zapojuje akomodace na blízko a zda jsou oči při pohledu do blízka akomodačně vyvážené.

Vyšetřovaný sleduje blízký předmět a vyšetřující skiaskopuje ze vzdálenosti blízké tomuto předmětu. Opět sledujeme odraz od sítnice jako u statické skiaskopie. Pokud je pohyb odrazu protichůdný se skiaskopem, blízký bod se nachází blíže k pacientovi. Pokud je pohyb současný se skiaskopem, blízký bod se nachází dále od pacienta. V případě přebliknutí se blízký bod nachází stejně daleko, jako zařízení skiaskopu. [3]

### 3. Autorefraktometrie

Automatická objektivní refrakce se začala rozvíjet po roce 1930 a postupně se rozvíjela až do dnešní podoby. Za uvedením na trh stojí hlavně rozvoj elektroniky, opto-elektroniky a počítačů. Silnější optické snímače, světelné zdroje, počítačové displeje, mikroelektronické procesory a počítačové procesory, všechny tyto moderní vylepšení dělají automatické objektivní měření refrakce mnohem rychlejší, opakovatelné a pohodlné jak pro pacienta tak pro vyšetřujícího.

Zhruba od druhé světové války do roku 1985, se pracovalo na kvalitě autorefraktometrů samotných. Po roce 1985 se začalo přemýšlet nad tím, zda by nebylo možné spojit více měřících strojů do jednoho. Nejprve to byl automatický keratometr poté firma Topcon začala navíc přidávat i rohovkový topograf. Dnes je možné na trhu sehnat různé kombinace s autorefraktory (aberometry, tonometry, topografy). [3]

#### 3.1. Obecný princip funkce autorefraktometru

Autorefraktometry využívají zpětný rozptyl světla z malého bodu nebo bodů očního pozadí, jako sekundární zdroj elektromagnetického záření. Autorefraktor se skládá hlavně z infračerveného zdroje, fixačního bodu a Badalova optometru.

Infračervený zdroj světla (přibližně 800 - 900 nm) je primární, vzhledem k očnímu přenosu a odrazu dosaženého na sítnici. Tato vlnová délka se odráží od hlubších vrstev oka (cévnatka a bělma) a to, ve spojení s barevnou vadou polohy, znamená chybu asi  $\approx 0,5$  D, která musí být přidána pro vyrovnání oční korekce pro viditelné světlo. [9]

Výběr fixačních terčů se pohybuje v rozmezí od méně zajímavé hvězdy až po obrázky s okrajovým rozmazáním, které pomáhají uvolnění akomodace. Všechny autorefraktometry nyní používají mlžící metodu pro relaxaci akomodace před objektivním měřením. Fixační bod je rozmazaný, před tím, než jsou naměřeny hodnoty – toto rozmazání se děje pomocí zamlžovací čočky.

Infračervené světlo vyzáruje a prochází skrz obdélníkový otvor umístěný v rotačním bubnu. Světlo prochází přes paprskový spínač do optometrického systému. Tento systém se pohybuje příčně, aby vyhledal optimální ohnisko na sítnici. Dosažení optimálního ohniska se děje tehdy, když je hlavní signál přijat ze světelného senzoru. Polarizovaný svazek účinně odstraňuje odražené světlo od sítnice, zatímco vytvořený

obrázek na sítnici prochází skrz polarizační snímač. Systém měří nejméně ve třech meridiánech oka, aby vyvodil optickou mohutnost oka za pomoci sinusové funkce. [9]

### **3.2. Principy autorefraktometrů**

Známe tři základní principy autorefraktometrů. Můžeme korekci zjišťovat na základě: analýzy kvality obrazu, Scheinerova dvoušterbinová refrakce a skiaskopie.

#### **3.2.1. Analýza kvality obrazu**

Tato metoda se, u moderních autorefraktometrů, dnes již moc neuzívá. Optimální pozice Badalova optometru určuje výstupní signál světelného přijímače. Rotační válec vyzářuje blikající světlo. Světelný senzor porovná intenzitu přicházejícího světla z oka s intenzitou světla z rotačního válce se šterbinou.

Vyhodnocení obrazu probíhá pomocí zjišťování pozice Badalovy optometrové čočky. Nízká intenzita dá autorefraktoru impuls, že Badalova čočka není ve správné pozici silného meridiánu. Když intenzita dosáhne vrcholu, Badalův optometr zaznamená sílu meridiánu, který je právě měřený. Jakmile jsou změřeny tři meridiány, zaznamenaná sinusová funkce je převedena do sféro-cylindrického předpisu.

Byla provedena studie, kde se měřilo na přístroji Diopton, který funguje na tomto principu, v porovnání se subjektivní refrakcí. Proměřeno bylo 236 lidí. Odchyłka Dioptonu od subjektivní refrakce byla  $\pm 0,50$  D u 75 % očí. Brán byl ohled i na zaznamenání sférického ekvivalentu.

Další studie byla zaměřena na měření korekce před a po cykloplegii. Jako autorefraktor byl použit Diopton II a do výzkumu bylo zahrnuto 84 lidí. Výsledek byl ten, že 46 % souhlasilo na  $\pm 0,25$  D ve sféře a 51 % na  $\pm 0,25$  D v cylindru a 44 % se shodlo u sférického ekvivalentu. Po cykloplegii se hodnoty změnily na 47 %, 51 % a 51 % (uvedeno ve stejném pořadí). Co se týče os cylindru, tak bez cykloplegie souhlasilo 46 % a s cykloplegií 29 % pro  $\pm 5^\circ$ . Autor v závěru uvedl, že Diopton, je užitečný počátek k subjektivní refrakci. Podobné výsledky byly zaznamenány i u jiných studií. [9]

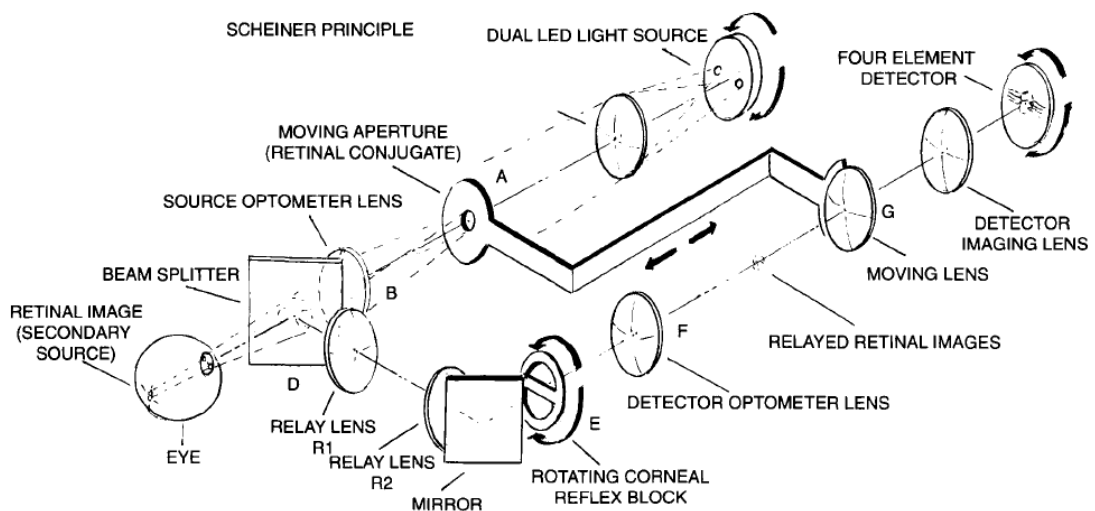
#### **3.2.2. Scheinerův dvoušterbinový systém**

Tato technika je dnes využívána ve většině autorefraktometrů. Původní Scheinerův princip byl objeven v 16 století, avšak základ tohoto důležitého objevu

se používá dodnes. V klinické praxi, ke zjištění stupně ametropie, umístíme dvoušterbinu přímo před oko pacienta.

U myopického oka, pacient vidí zkřížený diplopický obraz, zatímco u hypermetropického vidí nezkřížený obraz. Zkřížený nebo nezkřížený dvojitý obraz můžeme jednoduše zjistit, pokud se zeptáme pacienta, který obraz zmizel. Když zakryjeme horní nebo dolní šterbinu.

Užití této technologie u autorefraktometrů je trochu odlišná. Obecně dvě LED diody (light emitting diodes) jsou promítnuty do zornice. Diody účinně působí jako modifikace Scheinerových šterbin na základě úzkého paprsku vytvořeného malou dírkou umístěnou v ohnisku objektivu.



**Obr. 7** Princip Scheinerova autorefraktometru [3]

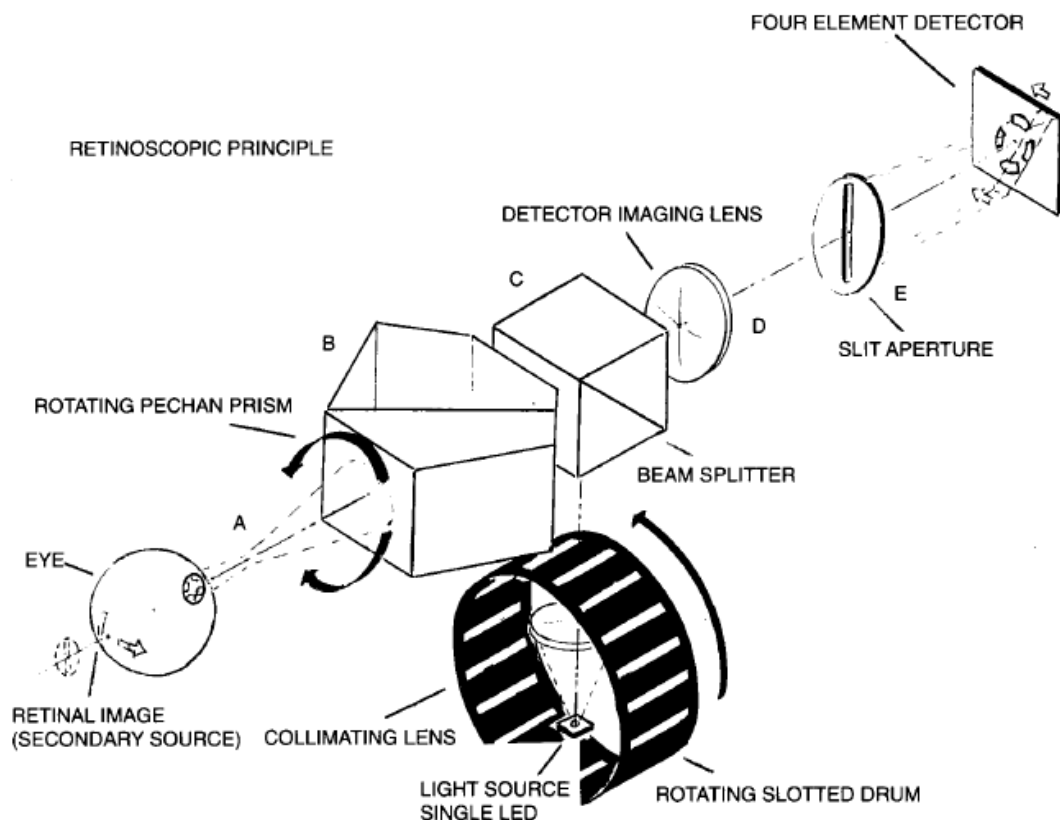
Jedna LED dioda je promítnuta do zornice, a pokud je přítomna refrakční vada tak dojde k rozdělení. Po lomu světla se obraz vytvořený diodou odrazí od sítnice zpět ven z oka. Avšak světlo vyzářené z oka je opět odražené polopropustným zrcátkem do duálního fotosnímače. Za účelem rozlišení zkříženého a nezkříženého dvojení, dioda bliká střídavě ve vyšších frekvencích. Obraz duálního fotosnímače je určený jen z jednoho obrazu ze dvou diod každé poloviny. V důsledku toho můžeme zjistit i zkříženou a nezkříženou diplopii. Když je obrázek na sítnici jeden, obraz vytvořený diodou je centrován nad oběma fotodetektory. Pozice diody koresponduje s refrakční

vadou v daném meridiánu. V případě astigmatismu, jsou použity čtyři diody a směrem kolmým na meridián měříme sílu.

Je důležité, aby oko pacienta a fotodetektor, byli ve stejné rovině. Pokud by tak nebylo, dochází k chybám v měření. Některé přístroje už si toto hlídají samy, u některých je potřeba pomoci si joystickem. [3]

### 3.2.3. Retinoskopický princip

Některé autorefraktory používají infra červené měřiče. Mřížka nebo šterbina je vytvořena rotačním válcem. Podobný princip jako skiaskopie, rychlost reflexu, se užívá jako ukazatel pacientovi refrakce. Optické nastavení původně popsál Foucault a mělo sloužit k měření kvality ploch zrcadel.



**Obr. 8** Schéma autorefraktometru pracujícím na retinoskopickém principu [3]

Šterbina se používá k zjišťování refrakční vady oka. Rychlost a směr pohybu reflexu je zachyceno fotodetektorem a výpočtem převedeno do mohutnosti řezu.

Vertikální šterbina vypočte refrakci pro vertikální meridián. Systém rozpozná, že je měřen vertikální meridián. Každý snímač šterbiny detektoru projde zornicí. Časový rozdíl z každé dosažené šterbiny detektoru umožňuje autorefraktoru měřit meridián v rámci vyšetření. Šikmá šterbina také změří různé časové rozdíly vycházející z detektorů a tím odvodí sílu meridiánu. [3]

### **3.3. Předepisování korekce přímo z autorefraktometru**

Několik studií vyhodnocovalo přesnost a opakovatelnost autorefraktoru vzhledem k subjektivní korekci. Bylo zjištěno, že pacient není schopen přizpůsobit se a snášet tuto korekci. Samozřejmě je i malá část chyb, kterou je člověk ochoten tolerovat. Otázkou je, zda tato odchylka měření je zjištěna během měření na autorefraktoru. Byla provedena zajímavá studie na schopnost pacienta tolerovat předpis z autorefraktometru.

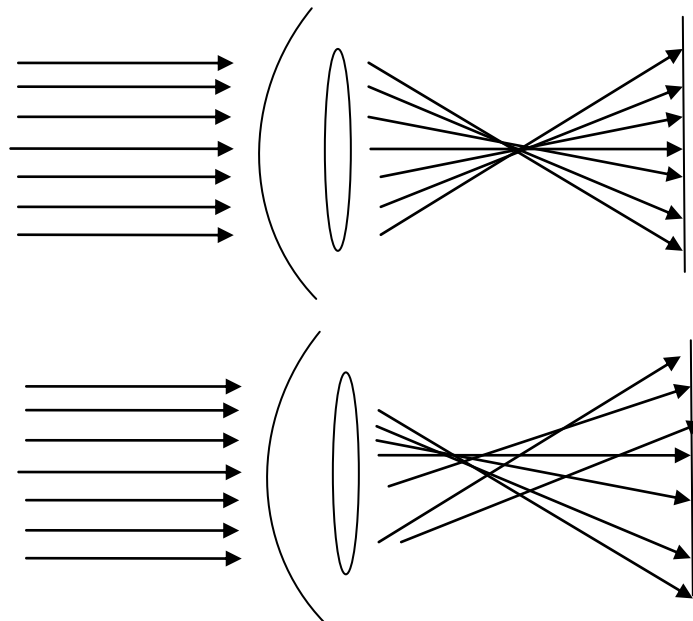
Do studie bylo zahrnuto 47 lidí bez očních patologií a nevyžadujících presbyopickou korekci. Bylo použito 6 typů autorefraktometrů. Na každém z nich bylo provedeno měření a poté následovala objektivní refrakce. Následně pacient dostal na zkoušku jednu z 6 objektivních refrakcí a také subjektivní refrakci. Každou měl nosit po dobu dvou týdnů. Pacienti nevěděli, kterou z korekcí právě nosí. Vždy po dvou týdnech byli požádáni o vyplnění dotazníku. Tři subjekty byly z výzkumu odstraněny, protože jejich visus z byl nižší než 6/9. Z toho 2 měli hodnoty z autorefraktoru a jeden měl objektivní refrakci a jednalo se o latentního hypermetropa. Výsledek celého výzkumu byl takový, že 51,1% preferovalo korekci naměřenou optometristou, 19,1 % autorefraktometr a 29,8% nevidělo rozdíl mezi korekcemi. [3]

## 4. Aberometrie

V aberometrii popisujeme odchylky lomivosti monochromatického světla na optických plochách a prostředích, která vedou k deformaci obrazu. Refrakční vadu můžeme popsat buď klasicky, že se paprsky procházející optickými prostředími neseťkají na sítnici, ale před nebo za sítnicí. V aberometrii popisujeme refrakční vadu jako odchylku od ideálního zobrazení vlnoplochy.

Vlnoplocha – myšlená plocha v prostoru. Šířící se vlna má stejnou fázi. V ideálním případě je sférická.

Vlnová aberace – mapa optických odchylek vzhledem i ideální sférické vlnoploše.

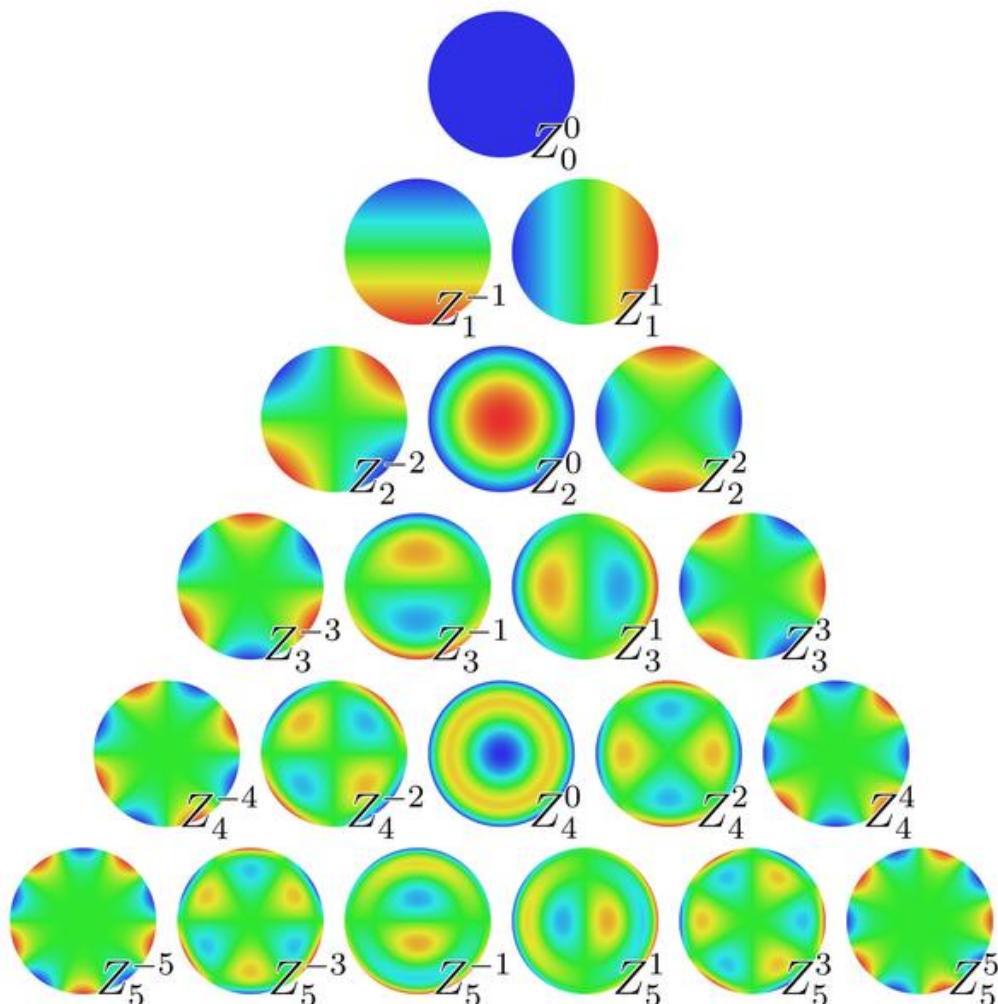


**Obr.9** Nahoře zobrazení oka se sférickou vadou – ohnisko neleží na sítnici, a zobrazí se jako kruh. Na spodním obrázku – vlnoplocha v oku nemá sférický tvar a nemá jednoznačné ohnisko. Zobrazí se na sítnici jako beztvary obraz.

Zernikeho-polynomy – podle těchto polynomů jsou rozděleny jednotlivé aberace a každá vada není závislá na jiné vadě. Jde v podstatě o matematický rozbor aberačních map. K tomu se používá vzorec:

$$W(r, \theta) = \sum_{n=0}^{\infty} \sum_{m=-n}^n C_n^m Z_n^m(\rho, \theta)$$

Kde  $W(r, \theta)$  je celková hodnota aberace,  $C_n^m$  je uvažovaný rozvoj Zernikeho koeficientů a proměnná  $\rho = r/R$ ,  $0 \leq \rho \leq 1$  je předepsaný poloměr. Polynomy charakterizuje řád  $n$  a meridionální frekvence  $m$ , současně platí  $(n - m)$  je sudé číslo.



**Obr. 10** Grafické znázornění polynomů různých řádů. Aberace do 2.řádu jsou neměnné v závislosti na průměru pupily (jde o naklonění neboli prizma tj.1.řád a o defokus a astigmatismus v řádu 2.) Tyto lze korigovat brýlovou čočkou. [8]

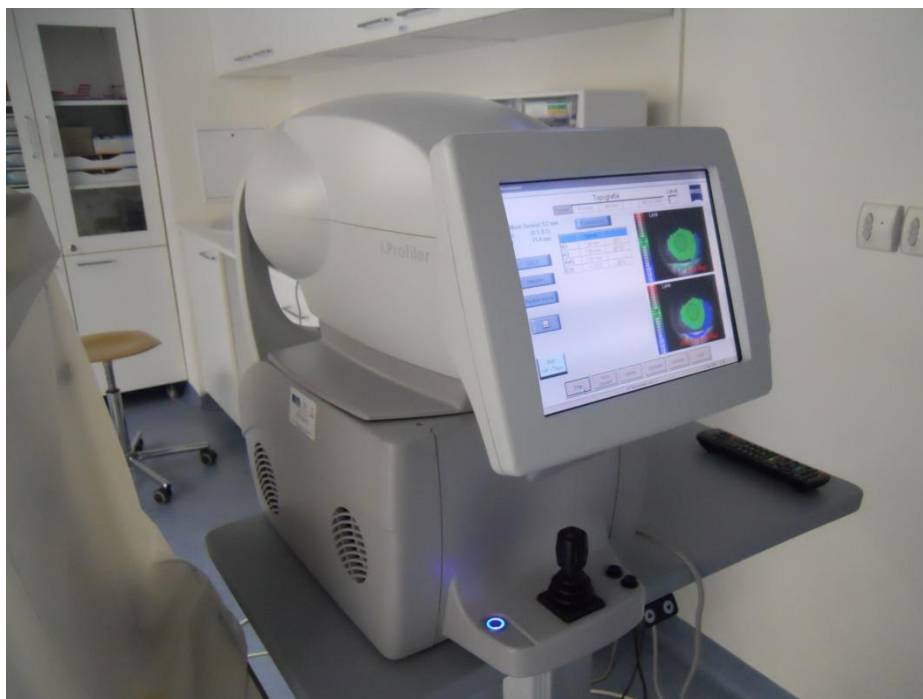
Wavefront aberometry jsou v podstatě automatické objektivní autorefraktometry, schopné měřit oční nedostatky menší, než je vlnová délka světla. Vytvářejí mapu očních optických nedostatků po celé zornici. Aberometr popisuje mnohem detailněji refrakční vadu.

Jeden z podnětů pro wavefront aberometrii je zvyšující se popularita refrakčních operací. Refrakční operace minimalizuje sférickou a astigmatickou refrakční vadu.



Nepříjemný důsledek refrakčních operací může být neúmyslné navození monochromatických aberací, především sférické aberace a komy. To může být spojeno s pooperačními problémy ve vidění jako například oslnění, halo efekty nebo monokulární diplopie. Očekává se, že operace s pomocí wavefront sníží frekvenci nebo úplně odstraní pooperační zbytkové aberace. [3]

K pochopení příčin a účinku očních aberací jako zlepšení metody korekce, je nezbytné měřit aberace přesně a spolehlivě. Tento požadavek se týká aberací vyšších řádů jako komy nebo sférických aberací. Jako aberace nižších řádů považujeme běžnou sféru a cylindr. Předpis v rámci  $\pm 0,25$  D není dostatečně přesný na to, aby vykorigoval aberace vyšších řádů, protože toto se týká řádu v rozsahu normálního zdravého oka. V důsledku toho, musí být odchylka pro určení sféry a astigmatické složky refrakce snížena.



**Obr. 11** Aberometr

Očekává se, že wavefront aberometry dosáhnou nebývalého stupně spolehlivosti, co se týče klasických sféro-cylindrických vad. Pro uvedení do praxe bude požadováno, aby byli přesnější než původní generace autorefraktometrů nebo dokonce než subjektivní refrakce.

## 4.1. Refrakce v pojetí aberací vyšších řádů

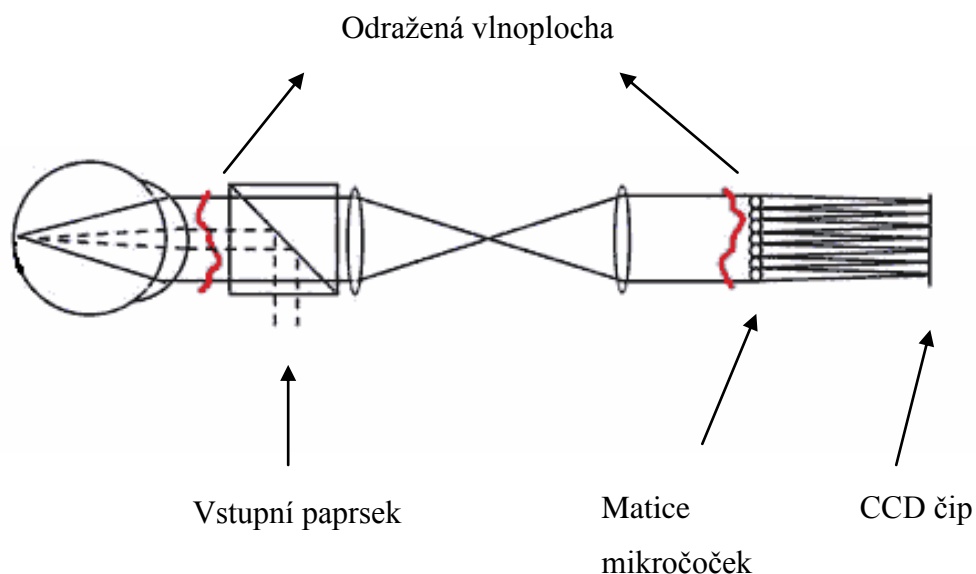
Funkcí optického systému oka je směřovat obraz vnějšího světa na fotoreceptory sítnice. Pokud je systém v pořádku, zaostří přicházející paprsky světla jako jeden bod na sítnici. To je ideální případ. Ve skutečnosti většinu očí může postihovat některý ze tří hlavních typů nedokonalostí, které snižují kvalitu obrazu dopadajícího na sítnici. Jsou to: aberace, difrakce (ohyb) a rozptyl.

Mohlo by se zdát, že aberace a refrakční chyba jsou synonymy. Nicméně, v optických souvislostech, pojem refrakční vada byl zaveden v minulosti a rozumí se tím sférické a cylindrické chyby zaostření. V terminologii wavefront aberometrie, se klasická sféro-cylindrická vada nazývá aberace druhého Zernikeho řádu. Důvod, proč se v minulosti neřešily Zernikeho aberace třetího a vyššího řádu byl ten, že tyto aberace nešlo změřit a ani korigovat brýlemi nebo kontaktními čočkami. Tudíž refrakce aberací vyššího než druhého řádu nespádala do standardních vyšetřovacích postupů. Nicméně postupem času byly vymyšleny metody korekce aberací vyšších řádů a tím se zlepšila kvalita obrazů dopadajících na sítnici i prostorové vidění. [3]

## 4.2. Měření aberací

Nejpoužívanějším přístrojem pro měření aberací je Shack-Hartmannův aberometr. Funguje na principu vyhodnocení odražené vlnoplochy. Odražená vlnoplocha je zachycena Shack-Hartmanovým senzorem, který se skládá z matice mikročoček a CCD senzoru.

Úzký svazek světla (laser) vstoupí do oka a nerovnoměrně se rozptýlí odrazem od sítnice (aberační vlnoplocha). Tato vlnoplocha dopadne na matici mikročoček a poté je na CCD čipu zaznamenán výsledný obraz.



**Obr. 12** Shack-Hartmannův princip zaznamenání aberací [3]

#### 4.3. Zohlednění aberací vyšších řádů v brýlových čočkách

Firma Zeiss přišla jako první s úpravou brýlových čoček zvanou i.Scription. Tato úprava je založená na wavefront technologii. Jedná se o optimalizaci individuálních refrakčních hodnot za použití výpočtů wavefront dat. V úvahu se při výpočtu berou všechny vyměřené aberace.

Vychází z toho, že běžná subjektivní refrakce má několik omezení. Subjektivní refrakce je měřená za vysokého kontrastu, což neodpovídá skutečným životním podmínkám. Také se běžně měří po krocích 0,25 D, ale u i.Scription jsou kroky po 0,13 D. Dále běžná subjektivní korekce nezohledňuje, že se s rozšiřující pupilou snižuje hloubka ostrosti a zvyšuje se neostrost.

Objednání finální korekce probíhá tak, že se pošlou údaje z aberometru a finální subjektivní korekce. Firma Zeiss nám pak pošle čočku, která je vyrobena a spočítána tak, aby zohlednila aberace vyšších řádů. Optik poté čočku zabrousí podle pokynů.

## 5. Subjektivní refrakce

Asi nejlepším způsobem zjišťování subjektivní korekce je za pomoci zkušební obruby a zkušebních skel. Na rozdíl od foropteru si vyšetřovaný může zkusit, jak bude vnímat svět i mimo stěny vyšetřovny. Výhodou pro vyšetřujícího je, že vidí, zda pacient nezaostřuje mhouřením očí nebo zda má obě oči otevřené.



**Obr. 13** Vyšetřovací sada skel se zkušební obrubou a Jacksonovým cylindrem

Vyšetření se provádí za pomoci optotypů. To jsou tabule s písmeny (nebo jinými znaky) kde se s přibývajícemi řádky snižuje velikost písma. V dnešní době existuje několik modifikací optotypů (tabulové, projektory, polatesty).

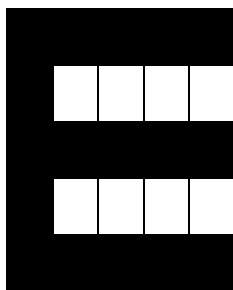
### 5.1. Visus

Zrakovou ostrost můžeme definovat jako schopnost rozlišit nejmenší detail. V dnešní době je to nejzákladnější určování toho, jak lidé vidí. Vyšetřuje se na speciálních písmenných tabulích – optotypech, za normálních denních podmínek. Existuje celá řada optotypů. Pro děti se využívají obrázkové, protože neumějí číst.

Dospělí lidé, kteří neumějí číst, jsou vyšetřováni na Pflügerových háčích nebo Landoltových prstencích. Ostatní dospělí a gramotní lidé jsou vyšetřováni na klasických písmenných testech.

### 5.1.1. Písmenové optotypy

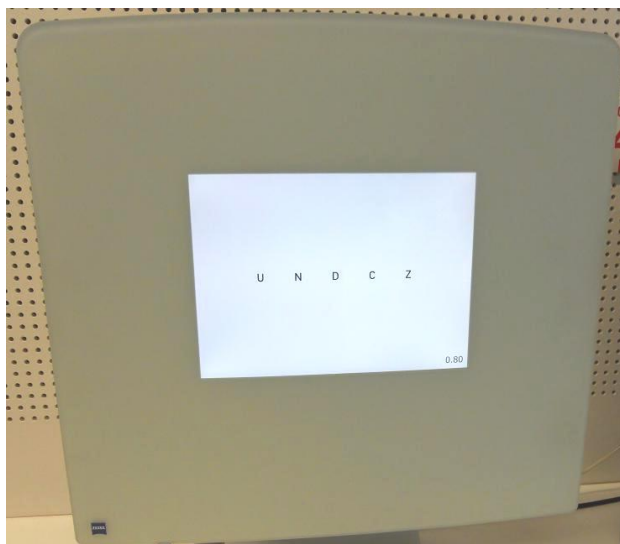
Většina optotypů je sestrojena do mřížky o výšce pěti jednotek. Na šířku je použito také pět jednotek, avšak někdy se můžeme setkat i se čtyřmi nebo šesti. Detail písmene je pak rovný jedné pětině výšky znaku. Vzdálenost mezi znaky je rozměr výšky znaku. Písmena na optotyp jsou použita taková, která si jsou vzájemně podobná (N-H, E-F, P-R a další)



**Obr. 14** Znárodnění velikosti písmene v mřížce 5x5 jednotek

Zraková ostrost se vyjadřuje ve zlomku, který popisuje úhlovou velikost písmen na základě určení zkušební vzdálenosti a výšky písmene. Zlomkem pak vyjádříme takto:

$$\text{zraková ostrost} = \frac{\text{vyšetřovací vzdálenost}}{\text{vzdálenost, ze které je písmeno čitelné pod úhlem } 5'}$$



**Obr.15** Optotypová tabule firmy Zeiss

S pojmem visus je často spojován pojem minimální úhlové rozlišení neboli rozlišovací schopnost oka. Jedná se o minimální vzdálenost dvou bodů, při které ještě rozeznám 2 body. A tato vzdálenost je rovna jedné úhlové minutě.

## **5.2. Základy refrakce očních vad**

Vyšetření se provádí nejprve monokulárně, tzn. nejdříve pravé oko, poté přejdeme k levému a nakonec přezkoušíme binokulární rovnováhu.

Pokud začínáme měřit sféru bez pomoci stávající korekce nebo přibližných hodnot objektivní korekce, začínáme tak, že zjistíme naturální visus. Následně předložíme spojnu čočku +0,25 D a podle odpovědi na otázku, zda je obraz horší nebo stejný pokračuje dále v refrakci. Jestliže nám čočka visus zhoršila, tak s největší pravděpodobností můžeme říci, že oko bude buď myopické, nebo zde může být astigmatismus. V případě, že je obraz stejný nebo lepší, můžeme předpokládat, že se jedná o hypermetropa popřípadě emetropa.

### **5.2.1. Postup vyšetření u myopie**

V případě, že zjistíme (podle výše napsaného), že se jedná o myopa, předkládáme rozptylné čočky tak dlouho, dokud se nám zlepšuje visus. Současně s tím je potřeba sledovat, zda se vyšetřovanému obraz nezmenšil nebo jestli není více kontrastní.

V tomto případě by se jednalo o překorigování. Základním pravidlem je, že korigujeme nejslabší rozptylnou čočkou, se kterou vyšetřovaný vidí požadovaný visus.

### **5.2.2. Postup vyšetření u hypermetropie**

U hypermetropie platí pravidlo, že vyšetřujeme nejsilnější spojnou čočkou, se kterou vyšetřovaný ještě vidí ostře. Předkládáme před oko spojnou čočku. Hypermetropické oko je schopno své dioptrie vykorigovat pomocí zvýšeného akomodačního úsilí. Z tohoto důvodu chceme při korekci docílit uvolnění akomodace. Toho dosáhneme pomocí výměnného triku. Ten probíhá, pokud zjistíme, že je potřeba změnit představenou sféru. Abychom postupně uvolnili akomodaci, musíme před představenou sféru předložit sféru, kterou chceme vložit do obruby (dojde k překorigování), poté slabší sféru vyjmeme a dáme před sféru (nyní jsou obě sklička z obruby venku, ale jsou před okem), kterou následně vložíme do obruby.

### **5.2.3. Postup vyšetření astigmatismu**

Astigmatismus vyšetřujeme pomocí tzv. Jacksonova zkříženého cylindru. Jedná se o speciální čočku, která je upevněná v objímce. Dioptricky odpovídá, že má ve dvou na sebe kolmých řezech hodnoty  $-0,25\text{ D}$  a ve druhém řezu  $+0,25\text{ D}$  (popřípadě  $\pm 0,5\text{ D}$ ). Průběh vyšetření je takový, že nejdříve vykorigujeme nejlepší sférou a poté zkusíme cylindry. Vyšetřování cylindrů je založeno na základě porovnávání dvou obrazů. Na zvláštním optotypu určeném pro tento typ vyšetření ukazujeme pacientovy pomocí Jacksonova cylindru dva obrazy a on nám hlásí, který z nich je lepší (ostřejší).

Pokud známe přibližnou hodnotu cylindru už z objektivní refrakce (autorefraktometr, skiaskop) pokračujeme ve vyšetřování síly a osy cylindru, nebo můžeme použít Jacksonův cylindr ke zjištění cylindru. To provedeme tak, že prověříme osy v  $90^\circ$  a  $180^\circ$  - zjistíme, zda je nějaký obraz lepší a poté opět zkusíme osy  $45^\circ$  a  $135^\circ$ . Podle odpovědi pacienta máme zhruba představu o tom, zda se vyskytuje cylindr a v jaké přibližné ose.

Máme tedy vyřešeno, zda cylindr je nebo není a v jaké ose. Následně vložíme do zkušební obruby cylindrické zkušební sklo. Osu dáme zhruba tak, jak jsme zjistili při objektivní refrakci. Nejdříve přesně stanovíme osu cylindru tím, že předkládáme Jacksonův cylindr tak, že naznačená osa na zkušebním sklu je přesně mezi hodnotami (mezi červenými a černými puntíky nebo čárkami) Jacksonova cylindru. Otáčíme Jacksonovým cylindrem podle odpovědi pacienta na otázku který obraz je lepší, zda

jedna nebo dva. Zkušební cylindr otočíme za červeným bodem Jacksonova cylindru lepšího obrazu. Opakujeme tento postup tak dlouho, dokud nám pacient nehlásí, že jsou obrazy stejné.



**Obr. 16** Měření osy cylindru

Následuje měření síly cylindru. Znaky na Jacksonovu cylindru musí překrývat znaky na zkušebním cylindru. Opět zkusíme dva obrazy. Poté, co provedeme změnu síly cylindru, musíme překontrolovat i správnost osy. Pokud pacient už nepotřebuje změnu v cylindrech, vracíme se na písmenný optotyp a upravujeme sféru, pokud je třeba. Nutno se ještě zmínit, že pokud změníme cylindr o 0,5 D je potřeba změnit sféru o 0,25 D. A to tak, že u plusových dioptrií hodnotu zvýšíme (např. z +0,75D na +1,0 D) a u rozptylných minusových čoček hodnotu snížíme (např. z -1,25 D na -1,0 D).



**Obr. 17** Vlevo zeslabování cylindru, vpravo zesílení cylindru



Celý tento kruh - sféra – cylindr opakujeme tak dlouho, dokud se nám přestane zvyšovat visus. Když upravím sféru, musím zkontrolovat cylindr a naopak.

#### **5.2.4. Binokulární vyvážení**

Dvouřádkový polarizovaný test najdeme na polatestu a vyšetřuje se s pomocí speciálně přizpůsobených polarizačních brýlí. Polarizací oddělíme vjemy pravého a levého oka. Každé oko tedy sleduje jiný obraz (v našem případě jiný řádek). Vyšetřovaného se ptáme, zda je nějaký řádek kontrastnější a který. Před kontrastnější oko poté vložíme +0,25 D a obrazy by se měly kontrastně vyrovnat.

## 6. Kontrastní citlivost

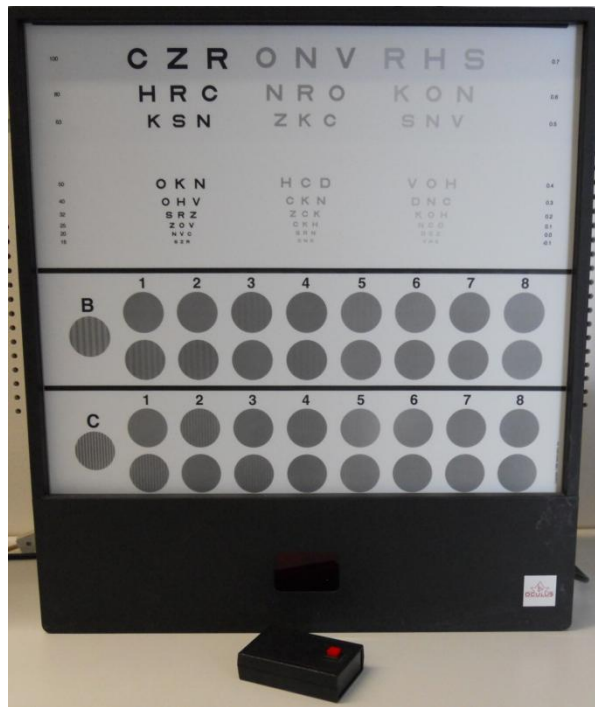
Zraková ostrost a zorné pole jsou základní vyšetření, pokud chceme získat řidičské oprávnění, definovat slepotu anebo jsou součástí vstupní prohlídky do zaměstnání. Často i to nejlepší vyšetření nám nepodá informaci o tom, jak pacient vidí

a vnímá svět. Byly provedeny studie, které dokazují, že kontrastní citlivost podává užitečné informace o funkcích nebo skutečném vnímání světa, které nám samotné vyšetření zrakové ostrosti nebo zorného pole, podat nemůže.

Můžeme tedy říct, že měření kontrastní citlivost v kombinaci s vyšetřením zorného pole a zrakové ostrosti nám podává lepší představu o tom, jaké jsou pacientovi zrakové funkce. Vyšetření probíhá za přirozených podmínek, se kterými se setkáváme v běžném životě.

Můžeme jí definovat jako převrácenou hodnotu kontrastního prahu. Ten nám udává, jaký je minimální kontrast pro to, abychom rozlišili dva různě světelné objekty. Schopnost rozeznání jemných prostorových detailů je závislá na kontrastní citlivosti a také na prostorové frekvenci (cykly / úhlový stupeň). Jeden cyklus představuje úhlovou šířku tmavého a s ním sousedícím světlého pruhu. O nízké prostorové frekvenci mluvíme, jsou-li pruhy široké. Vysoká prostorová frekvence má pruhy úzké.

Vnímání tvarů a velkých objektů nám detekuje kontrastní citlivost s nižší prostorovou frekvencí. Kontrastní citlivost s vyšší prostorovou frekvencí nám ukazuje na schopnost vyšetřovaného vidět linie, okraje a jemné detaily. Postupem věku se kontrastní citlivost, ve všech prostorových frekvencích, snižuje.



**Obr. 18** Tabule pro vyšetření kontrastní citlivosti

Kontrastní citlivost můžeme testovat buď na vyšetřovacích tabulích, nebo na monitorech či panelech LCD typu. Máme 2 základní typy tabulí pro vyšetřování. Písmenkové testy nebo testy se sinusovou mřížkou.

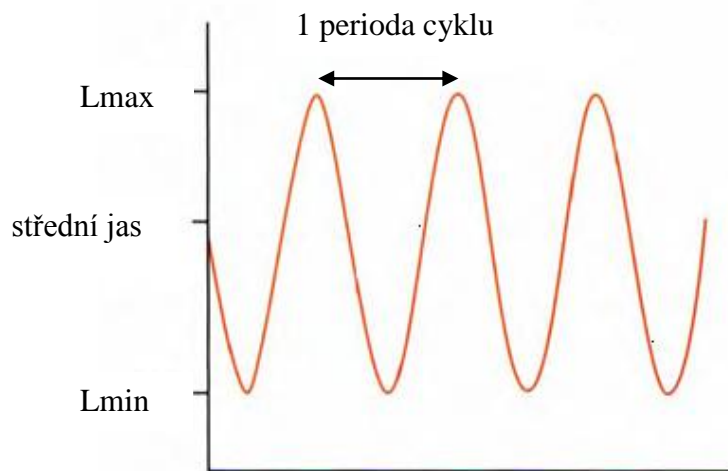
### 6.1. Sinusová mřížka

Jde v podstatě o opakující se světlé a tmavé pruhy s různým jasem, které mají jednoduchou matematickou funkci sinu. Definujeme tzv. Michelsonův kontrast:

$$K = \frac{(L_{\max} - L_{\min})}{(L_{\max} + L_{\min})}$$

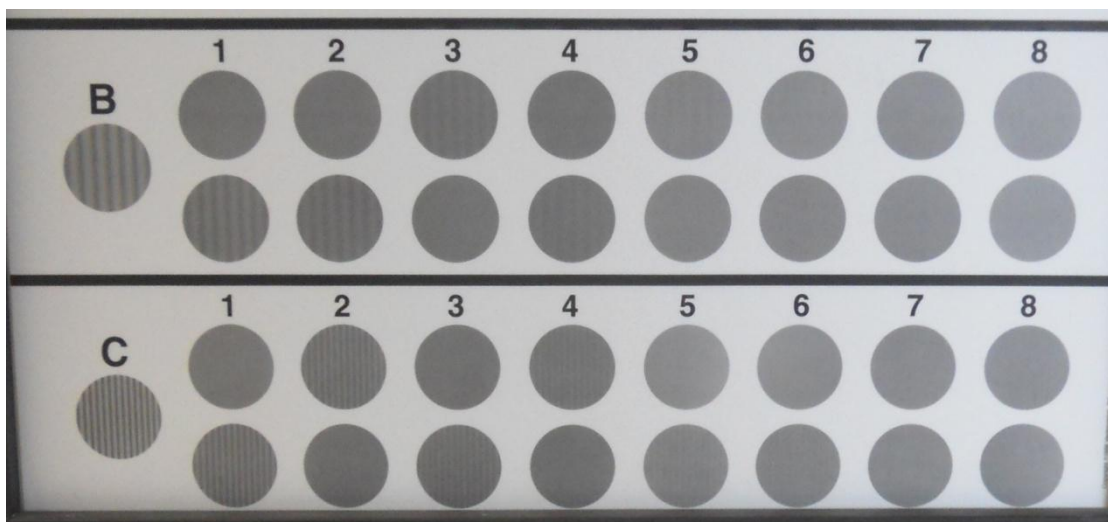
$L_{\max}$  a  $L_{\min}$  jsou nejsvětlejší a nejtmaší části. Slovy lze rovnici vyjádřit jako rozdíl nejvyššího a nejnižšího jasu vydělený součtem obou hodnot jasu.

Na sinusovém zobrazení v grafu, nejtmaší a nejsvětlejší místa, tvoří vrcholy a udávají již výše zmiňovanou prostorovou frekvenci.



**Obr.19** Znáznornění průběhu jasu sinusové mřížky [3]

Testy např. SWCT (Sine Wave Contrast Test) nebo CSV. Výhoda těchto testů oproti písmenkovým je v tom, že můžeme testovat několik prostorových frekvencí.



**Obr. 20** Tabule sinusové typu CSV mřížky pro vyšetření kontrastní citlivost

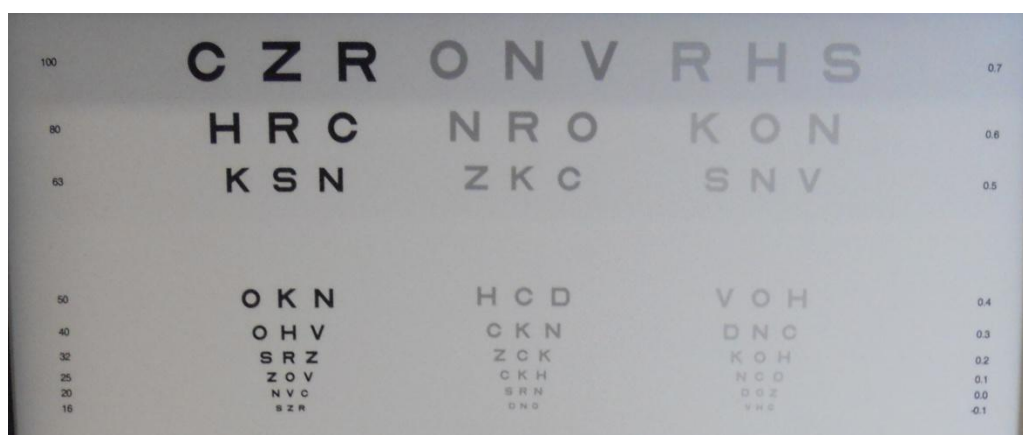
**SWCT** – Testování kontrastní citlivosti v 5 prostorových frekvencích, které jsou seřazeny v 8 sloupcích. V terčích jsou pruhy, které mohou být orientovány buď vertikálně, nebo jsou pod úhlem  $15^\circ$  šikmé doleva nebo doprava. Určuje se orientace pruhů v každém terči.

**CSV** - Měření 4 prostorových frekvencí na základě porovnávání. V každé prostorové frekvenci jsou 2 řady nad sebou. Skládají se ze sinusových terčů a čistých terčů. Vyšetřovaný musí poznat ve kterém terči je sinusová mřížka.

Zaznamenáváme poslední správné odpovědi v každé prostorové frekvenci. O poruše vnímání kontrastní citlivosti hovoříme tehdy, jsou-li hodnoty mimo normální rozmezí nebo je rozdíl mezi pravým a levým okem o více než 2 kontrastní hodnoty jedné frekvence, anebo se kontrastní hodnoty, pravého a levého oka, liší o více než jednu hodnotu ve 2 a více frekvencích.

## 6.2. Písmenové testy

Jedná se o optotypové tabule kde se mění kontrast znaku. Sledujeme zde závislost kontrastní citlivosti na visu.



**Obr. 21** Písmenový optotyp s proměnným kontrastem pro vyšetřování kontrastní citlivosti

Před sinusovou mřížkou se používal kontrast vypočítaný podle Weberovy podmínky, která zní:

$$K = \frac{(L_p - L_o)}{L_p}$$

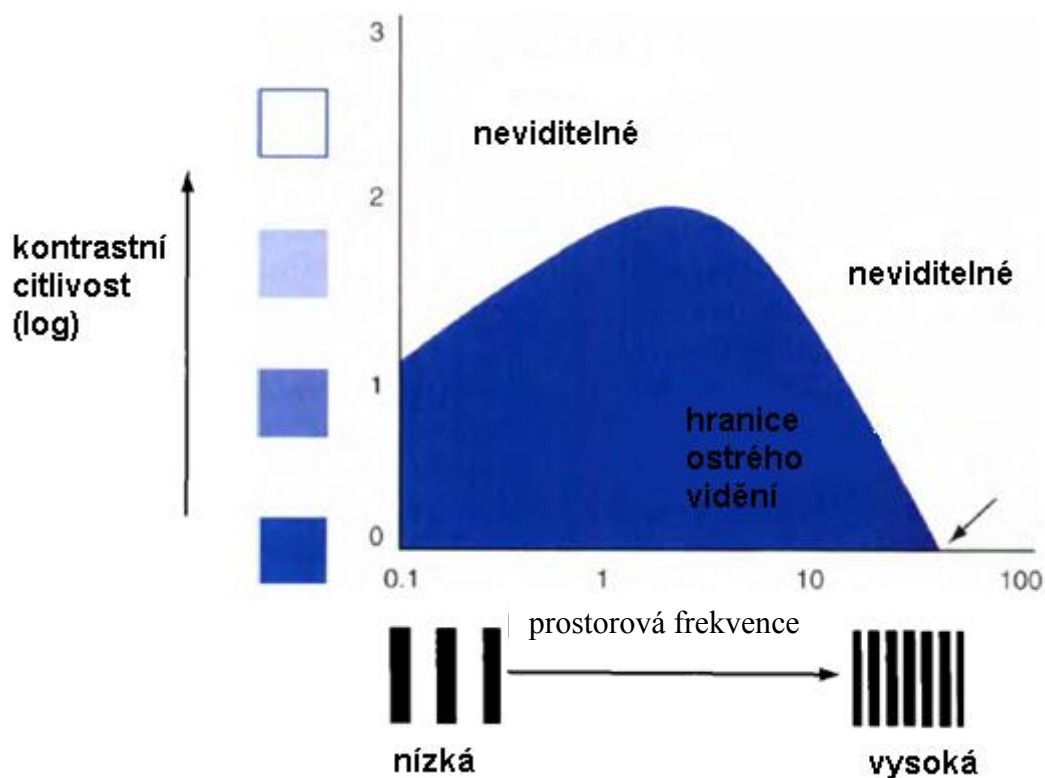
Kde  $L_p$  a  $L_o$  jsou jasy pozadí a písma. Slovy vyjádříme rovnici jako rozdíl mezi jasem pozadí a písmem, vydělený jasem pozadí.

U těchto testovacích tabulí můžeme kontrast popsat jako rozdíl jasu pozadí a písmene děleným jasnem pozadí. Jde o testy, kde se kontrast písmem snižuje řádek po řádku. Tabule se liší pouze z určení pozorovací vzdálenosti a počtem písmen a řad.

### 6.3. Normální vnímání kontrastní citlivosti

Pro vyjádření stupně kontrastní citlivost se používá logaritmická stupnice, protože psychofyzické měření je logaritmické povahy. Normální fotopické vnímání kontrastní citlivosti je zobrazeno na obrázku níže.

Nejvyšší vrchol dosahuje 2,3 log. Dá se také vyjádřit jako kontrastní citlivost 200, 0,5% kontrastního prahu. A to ve středním rozmezí mezi 2-6 c/deg (cyklů/stupeň). Od tohoto vrcholu se oběma směry snižuje vnímání. Směrem k vyšším frekvencím je křivka strmější než k frekvencím nižším.



Obr. 22 Vnímání kontrastní citlivost [3]

Vše mimo křivku je pro lidské oko neviditelné. V nízkých prostorových frekvencích je pokles způsoben díky vedlejším inhibičním zpracováním v nervovém

systemu. Nervový a optický útlum ve vyšších prostorových frekvencích je zhruba stejný a optická kvalita oka omezuje rozlišení zhruba na stejné úrovni jako foveolární vzdálenost čípků. Bod, ve kterém kontrastní citlivost protne osu x se nazývá mezní frekvence. To představuje nejjemnější mřížky, které můžeme vidět se 100% kontrastem, a proto zastupují srovnání se zrakovou ostroší.

#### **6.4. Příčiny snížení kontrastní citlivosti**

Refrakční vada – snížení vyšší prostorové frekvence = malé vady, vyšší vady = pokles střední až nižší prostorové frekvence

Katarakta – pokles především vysokých prostorových frekvencí

Kontaktní čočky – u nekorigovaného astigmatismu se snižují vyšší prostorové frekvence

Věkem podmíněná makulární degenerace – pokles ve všech prostorových frekvencích

Diabetická retinopatie – pokles ve všech prostorových frekvencích

Glaukom – pokles ve všech prostorových frekvencích

Amblyopie – pokles ve všech prostorových frekvencích

## **7. Praktická část**

Tato práce se zaměřuje na porovnávání užívaných metod stanovování refrakce. V naší praxi se můžeme setkat s tím, že někteří odborníci předepíší korekční pomůcku podle objektivní refrakce, kterou získají z moderních měřících přístrojů. Stěžejním cílem experimentu bylo porovnat konkrétní vybrané metody měření objektivní refrakce se subjektivně stanovenou refrakcí. Dále byla studována variabilita objektivního měření refrakce pomocí moderních automatických přístrojů.

Pro určení objektivní refrakce byly vybrány tyto tři přístroje: autorefraktometr – jako zástupce nejběžněji používaný v praxi, aberometr - modernější a novější přístroj, který zatím není běžně používán a jako třetí byl zvolen skiaskop, neboť je to předchůdce těchto dvou přístrojů a i v dnešní době ho někteří využívají.

Na začátku studie jsme předpokládali, že nejlepší výsledky bude mít subjektivní refrakce. U objektivních metod bylo očekáváno, že dojdeme k vyšším naměřeným hodnotám. Tedy, že budou lehce překorigovat zhruba o 0,25 D až 0,5 D. A to jak ve sféře, tak v cylindrických hodnotách. V případě variability přístrojů byly očekávány odchylky též kolem 0,25 D.

### **7.1. Vyšetřované osoby**

Do studie byli vybráni normální zdraví jedinci bez očních abnormalit. Bylo požadováno, aby byly ve věkovém rozsahu 18 - 35 let. Celkem bylo testováno 30 osob. Průměrný věk činil 22,7 let se směrodatnou odchylkou 2 roky. Na refrakční vadu nebyly kladeny žádné specifické požadavky. Každému probandovi byl dán k podpisu informovaný souhlas, který je v příloze číslo 1.

### **7.2. Metodika**

Objektivní refrakce byla měřena na autorefrakto-kerato-tonometru značky Nidek RKT 7700, dále na aberometru i.Profiler značky Zeiss a jako třetí přístroj byl zvolen elektronický skiaskop značky Neitz RX.

Světelné podmínky pro vyšetření skiaskopem, vyšetřování subjektivní refrakce, visu a kontrastní citlivosti se stanovily na 300 lx. Tato hodnota dle norem



ČSN EN 12464 1 odpovídá například osvětlení učeben, sportovních hal, hotelových recepcí, výroby papíru, svařovací místnosti nebo například v pekárnách u přípravy a pečení.

U aberometru a autorefraktometru byl požadován průměr zornice alespoň 3 mm. Na těchto přístrojích byla daná měření prováděna opakovaně za účelem stanovení jejich variability. Variabilita byla reprezentována průměrnou hodnotou směrodatné odchylky výsledků opakovaných měření. Samostatně byla sledována variabilita v měření sféry, cylindru a osy.

U každého probanda byly testovány obě oči. Visus a konstantní citlivost byla měřena jak monokulárně, tak binokulárně. Testování probíhalo vždy ve stejném pořadí. Nejprve se změřili hodnoty na autorefraktometru, poté se přelo na aberometr. Následoval přesun do jiné vyšetřovny, kde byl k dispozici optotyp a tabule pro měření kontrastní citlivosti. Hodnoty z autorefraktometru se daly do zkušební obruby a testoval se visus a následně kontrastní citlivost. To samé proběhlo u hodnot z aberometru. Poté se zjišťovaly hodnoty skiaskopem, následně přezkoušené na visus a kontrastní citlivost. Na závěr byla stanovena subjektivní refrakce s opětovným měřením visu a kontrastní citlivosti.

### **Autorefraktometr**

Autorefraktometr je nastaven tak, aby měřil ve střední části zornice. Tedy v průměru 3 mm. Bylo provedeno 5 měření, abychom mohli zjistit i směrodatnou odchylku přístroje. Pro porovnávání visu a kontrastní citlivosti byla použita vždy hodnota z prvního měření. Princip funkce autorefraktometru byl popsán již v kapitole 3.2.

Proband byl požádán, aby zapřel hlavu do hlavové opěrky a byl vyzván, aby sledoval fixační obrázek v přístroji. Následovalo dílčí měření. Přístroj provedl 3 za sebou jdoucí měření a vydal výslednou průměrnou hodnotu. U každého probanda bylo provedeno pět dílčích měření, abychom mohli sledovat variabilitu měření. Pro porovnávání hodnot refrakce s ostatními metodami a pro srovnání visu a kontrastní citlivosti byla použita vždy hodnota z prvního dílčího měření. Mezi jednotlivými měřeními byl proband vyzván, aby odklonil hlavu od přístroje a následně ji opět umístil do hlavové opěrky. Tím byla do variability zahrnuta i nepřesnost vzniklá možným různým umístěním hlavy před přístrojem.

### **Aberometr**

Tento přístroj měří dioptrie a aberace vyšších řádů v rozsahu zornice 3 mm a 5 mm. Pro naše měření bylo vždy použito měření hodnot 3 mm široké zornice. I u tohoto přístroje probíhalo dílčí měření. Průběh byl stejný jako u autorefraktometru. Mezi měřeními byl opět proband požádán, aby se odklonil.

### **Skiaskop**

Použity byly skiaskopické lišty a elektrický pásový skiaskop. Proband při tomto testování sledoval optotyp na vzdálenost 6 m. Velikost optotypu byla volena tak, aby jej proband mohl pohodlně vidět bez korekce.

### **Subjektivní refrakce**

Podle stanovených pravidel se testovala subjektivní refrakce, viz kapitola 5.2. Proband sledoval optotyp ze vzdálenosti 6 m. Po monokulární korekci každého oka byla provedena binokulární rovnováha s využitím dvouřádkového polarizovaného testu a kontrola binokulární snášenlivosti korekce, popř. její úprava.

Avšak největší význam pro konečnou hodnotu bylo pohodlí probanda s danou korekcí. Korekce musela být příjemně snášena a musel s ní být i dostatečný visus.

### **Visus**

Pro naše testování byl použit polatest od firmy Zeiss. Testování opět probíhalo na vzdálenost 6 m. Do zkušební obruby se daly postupně všechny naměřené hodnoty jednotlivých měření a byla zaznamenána hodnota dosaženého visu.

### **Kontrastní citlivost**

Testování probíhalo na tabuli pro vyšetřování kontrastní citlivosti od firmy Oculus typu CSV – 1000. Tento přístroj je vybaven automatickou kalibrací úrovně světla. Všechna měření tedy byla zaznamenávána při jasů tabule 85 cd/mm a ze vzdálenosti 2 m, dle doporučení výrobce.

Byly měřeny 2 prostorové frekvence. Nižší 7 cyklů na stupeň a vyšší 14 cyklů na stupeň. Vždy se zaznamenala poslední správně viděná mřížka.

## Statistické zpracování výsledků

Pomocí párového t-testu byla testována rovnost sledovaných dat na hladině významnosti 5 %. Tj. při zamítnutí hypotézy o rovnosti dat a přijetí alternativní hypotézy o jejich rozdílu byla pravděpodobnost zamítnutí správné hypotézy právě 5 %. Srovnávána byla sféra, cylindr, visus a kontrastní citlivost.

Pro účely stanovení variability byly u sledovaných přístrojů u každého probanda vypočteny směrodatné odchylky v měření sféry a cylindru na základě provedených pěti dílčích měření. Variabilita jednotlivých veličin byla reprezentována průměrem směrodatných odchylek u všech probandů.

## 7.3. Výsledky a diskuze

### 7.3.1. Srovnání různých metod stanovení refrakce

Získané průměrné hodnoty sledovaných subjektivních parametrů (visus, kontrastní citlivost) s korekcí, stanovenou podle jednotlivých studovaných metod měření refrakce, uvádí tab. 2. Z výsledků je zřetelné, že subjektivní refrakci nemůže nahradit ani ten nejmodernější měřicí přístroj.

	průměrná hodnota			
	autorefraktometrie	aberometrie	skiaskopie	subj. refrakce
visus mono	1,03	1,14	1,09	1,2
visus bino	1,19	1,26	1,23	1,28
KC B mono	5,13	5,28	5,17	5,68
KC C mono	4,78	5,07	4,88	5,65
KC B bino	6,17	6,13	6	6,53
KC C bino	5,43	5,97	5,77	6,37

**Tab. 2** Průměrné hodnoty visu a kontrastních citlivostí. Červeně jsou označeny nejlepší výsledky. V tomto případě subjektivní refrakce. Zeleně jsou potom označeny výsledky objektivní refrakce, která se nejvíce blíží subjektivní refrakci. Modře jsou označeny nejnižší dosažené výsledky.

Z tabulky je patrné, že druhé nejlepší výsledky má aberometr a naopak nejhorší výsledky byly naměřeny u autorefraktometru.

	průměrná hodnota			
	autorefraktometr	aberometr	skiaskop	subjektivní refrakce
sph	-1,88	-2,22	-2,1	-2,04
cyl	-0,4	-0,57	-0,14	-0,3

**Tab. 3** Průměrné hodnoty sférické a cylindrické korekce

Průměrná hodnota subjektivně stanovené sférické refrakce byla -2,04 D. U objektivních metod můžeme sledovat překorigování do záporných hodnot. Výjimkou je autorefraktometr, u kterého pozorujeme nižší hodnoty než u subjektivní refrakce. Subjektivně stanovená korekce byla průměrně -0,3 D. Opět můžeme pozorovat u objektivních metod vyšší záporné hodnoty. Jen skiaskop má nižší hodnoty. To je dáno tím, že ne vždy byl cylindr zjištěn a změřen.

Z dlouhodobých pohledů do přístrojů, se může navodit přístrojová myopie. Z tohoto důvodu jsme předpokládali, že testované přístroje budou přeměřovat do minusových hodnot.

Ve druhém sloupci tabulek Tab. 4 si můžeme všimnout průměrné odchylky přístroje od subjektivně naměřené hodnoty.

U průměrů visu a kontrastní citlivosti (KC B, C) je hodnota, která nám udává, o kolik je průměrně lepší visus nebo kontrastní citlivost subjektivně naměřené metody od objektivně naměřené metody. Ve sloupci směrodatných odchylek potom vidíme, o kolik se lišil visus nebo kontrastní citlivost subjektivních a objektivních hodnot. V obou případech byly do této tabulky použity jen hodnoty monokulárních měření.

	průměrný rozdíl	směr. odch.		průměrný rozdíl	směr. odch.		průměrný rozdíl	směr. odch.
sph	0,16 *	0,34	sph	-0,18	0,41 *	sph	-0,06	0,28
cyl	-0,1	0,32	cyl	-0,26 *	0,22	cyl	0,16	0,25
visus	-0,16	0,16	visus	-0,05	0,14	visus	-0,11	0,21
KC B	-0,55	1,19	KC B	-0,4	1,21	KC B	-0,52	1,01
KC C	-0,87	1,38	KC C	-0,58	1,13	KC C	-0,77	1,62
Autorefraktometr			Aberometr			Skiaskop		

**Tab. 4** Průměrné rozdíly a jejich směrodatné odchylky monokulárně sledovaných parametrů stanovené na základě výsledků jednotlivých objektivních metod měření od hodnot zjištěných na základě subjektivní refrakce. Kladný údaj znamená vyšší hodnotu parametru pro objektivní metodu oproti subjektivní, záporný obrácené. Statisticky významné změny jsou označeny \*

**SPH** U této tabulky je nutno zdůraznit kladné průměrné hodnoty u autorefraktometru ve sph řádku. Vyplyvá z toho, že autorefraktor nemá tendence překorigovávat myopy. Naopak spíše lehce překorigovat hypermetropy. Je to poměrně překvapivý výsledek, neboť se očekával vliv přístrojové myopie a tudíž záporná hodnota.

Nejvyšší odchylky ve sféře zaznamenává aberometr. A to skoro o půl dioptrie. Naopak nejnižší odchylky můžeme naměřit skiaskopem. Zde jde jen o 0,25 D.

**CYL** Aberometr nejvíce překorigováá cylindry. Průměrně o čtvrt dioptrie. Může to být dáno tím, že aberometr zohledňuje i aberace vyšších řádů. Autorefraktor i aberometr mají tendence překorigovávat do minusových hodnot. V tabulce si můžeme všimnout, že u skiaskopie jsou kladné hodnoty. To je dáno tím, že u některých probandů, bylo těžké rozpoznat a změřit hodnotu cylindru.

Nejvyšší odchylky u cylindrů vidíme u autorefraktometru. Ale u této hodnoty jsou si výsledky poměrně podobné.

**VISUS** Nejnižší odchylky od subjektivní korekce vidíme u aberometru. Naopak k nejvyšším odchylkám dochází u autorefraktometru. Za povšimnutí stojí hodnoty u skiaskopu. Ačkoliv se visus moc neliší od subjektivního, byly naměřeny nejvyšší odchylky, které odpovídají jednomu celému řádku.

**KC B** Zde jsou všechny hodnoty vyrovnané. Můžeme celkově říci, že subjektivní refrakce, tedy správná, potřebná refrakce zlepšuje kontrastní citlivost v nízkých frekvencích. Z tabulek je zřetelné, že jakákoliv odchylka od subjektivní refrakce snižuje kontrastní citlivost. A to zhruba o jednu prostorovou frekvenci.

Sledovaná data byla porovnána pomocí párového t-testu na hladině významnosti 5 %. Objektivní metody byly vždy srovnávány s metodou subjektivní, přitom nulová statistická hypotéza předpokládala rovnost dat získaných u subjektivní a objektivní metody. Alternativní hypotéza pak předpokládala rozdíl. V tabulce č. 3 jsou uvedeny mezní hladiny významnosti  $p$ , při kterých by právě byla zamítnuta hypotéza o rovnosti sledovaných dat ve prospěch hypotézy alternativní (tj. data se nerovnají).

sledovaný parametr	$p$		
	autorefraktometr	aberometr	skiaskop
sph	<b>0,0007</b>	<b>0,001</b>	<b>0,1</b>
cyl	<b>0,02</b>	<b>&lt; 0,00001</b>	<b>&lt; 0,00001</b>
visus mono	<b>&lt; 0,00001</b>	<b>0,006</b>	<b>0,0002</b>
visus bino	<b>0,001</b>	<b>0,5</b>	<b>0,2</b>
KC B	<b>0,001</b>	<b>0,01</b>	<b>0,0002</b>
KC C	<b>0,00001</b>	<b>0,0002</b>	<b>0,0006</b>
KC B bino	<b>0,08</b>	<b>0,02</b>	<b>0,01</b>
KC C bino	<b>&lt; 0,00001</b>	<b>0,07</b>	<b>0,02</b>

**Tab. 5** Mezní hladina významnosti  $p$ , při které by byla podle párového t-testu zamítnuta rovnost dat získaných objektivní a subjektivní vyšetřovací metodou. Hodnoty, které jsou nižší, než zvolená hranice 5 % jsou vyznačeny červeně.

### 7.3.2. Variabilita měření refrakce na autorefraktometru a aberometru

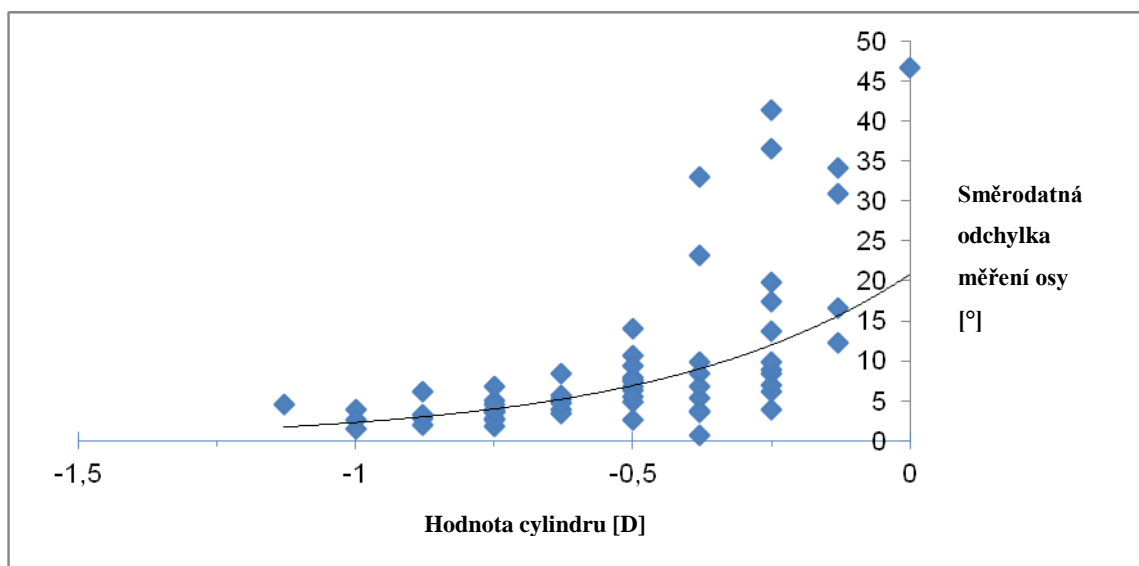
Jak již bylo řečeno, zajímalo nás, jak velké mají přístroje odchylky při opakovaném měření. Měření se na každém přístroji opakovalo 5 krát. Pro autorefraktometr bylo změřeno 60 očí a pro aberometr 62. Průměrné směrodatné odchylky měření sledovaných veličin (sféra, cylindr, osa) jsou uvedeny v tab. 4.

sledovaný parametr	průměrná směrodatná odchylka	
	autorefraktometr	aberometr
sph	0,12 D	0,13 D
cyl	0,1 D	0,1 D
ax	3,3°	9,8°

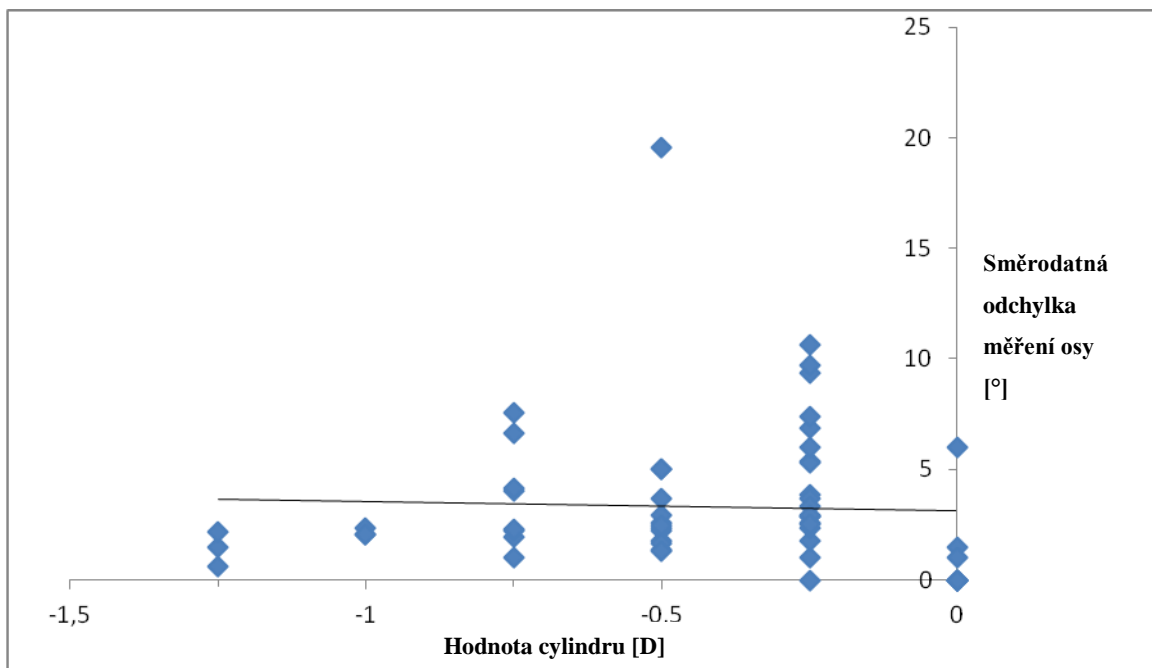
**Tab. 6** Průměrné hodnoty směrodatných odchylek měření sféry, cylindru a osy

Z tabulky Tab. 6 je zřejmé, že odchylky ve sféře a cylindru jsou u obou přístrojů přibližně stejné. Avšak u os cylindrů dochází k větším odchylkám u aberometru. Je nutno ještě poukázat na to, že odchylky jsou výrazně menší než předpokládaná akceptovatelná hodnota 0,25 D. Z toho můžeme odvodit, že nedochází k výrazným změnám při opakovaném měření a variabilita měření je tedy dostatečně nízká.

Vzhledem k vyšší variabilitě v ose cylindru jsme dále sledovali její závislost na hodnotě cylindru. Příslušné grafy, proložené regresní přímkou, aproximující sledovanou závislost, jsou uvedeny níže. Je zřejmé, že u aberometru se s nižším cylindrem zvyšují odchylky v měření os. U autorefraktometru si můžeme všimnout, že odchylky os se nijak výrazně neliší vzhledem k hodnotám cylindru.



**Graf 1.** Závislost směrodatné odchylky měření osy cylindru na aberometru na hodnotě cylindru pro opakovaná měření jednotlivých subjektů (čtverečky) proložená regresní exponenciální křivkou.



**Graf. 2** Závislost směrodatné odchylky měření osy cylindru na autorefraktometru na hodnotě cylindru pro opakovaná měření jednotlivých subjektů (čtverečky) proložená regresní lineární křivkou.



## Závěr

V úvodních kapitolách byla stručně popsána anatomie struktur optických prostředí oka a základní pojmy potřebné pro výpočet a znázornění optických ametropií. Byly popsány principy a funkce nejpoužívanějších přístrojů pro měření objektivní refrakce. Okrajově jsme se zmínili o stále populárnějších a diskutovanějších aberacích vyšších řádů, bez kterých se v budoucnu nejspíše neobejdeme.

Značná část se věnovala popisu základních pravidel určování subjektivní refrakce. Stejně tak vyšetřovacím tabulím, bez kterých se subjektivní refrakce neobejde. Jednalo se o optotyp, na kterém se zjišťuje visus a o tabuli pro zjišťování míry kontrastní citlivosti. Zároveň byly definovány pojmy visus a kontrastní citlivost.

Do této diplomové práce bylo zahrnuto celkem 30 probandů. Veškerá testování probíhala ve stejném pořadí a za stejných podmínek.

Jasným výsledkem je, že žádný přístroj nemůže nahradit subjektivní refrakci. Zde je totiž důležitá komunikace mezi vyšetřujícím a vyšetřovaným. Základní pravidla korekce refrakce a znalost potřeb pacienta není u žádného z přístrojů zohledněna. Nejblíže se subjektivní refrakci přibližuje aberometr. Skiaskop v této práci nedopadl nejhůře. Je však nutno podotknout, že určení refrakce pomocí skiaskopu vyžaduje trénink a značné zkušenosti s tímto měřením. Ne vždy je při nerozkapané zornici dobře znatelný malý cylindr, který může pacient potřebovat. Přístroje jsou v tomto ohledu přesnější.

Co se týče odchylek po sobě jdoucích měření u autorefraktometru a aberometru, zde jsme nezaznamenali žádné vysoké odchylky. U sféry i u cylindrů byly zaznamenány nepatrné odchylky, které nedosahovaly hodnot ani 0,25 D. Jen aberometr vykazuje vyšší odchylky (téměř 10°) při určování osy cylindru a bylo vyzorováno, že u nižších cylindrů dochází k vyšším odchylkám v osách. U autorefraktometru tento jev nebyl prokázán.

Očekávali jsme, že přístroje budou lehce přeměřovat do záporných hodnot. Avšak překvapivým výsledkem bylo, že autorefraktometr přeměřuje lehce do kladných hodnot. Z toho tedy vyplývá, že lehce podkorigovává myopy a naopak lehce překorigovává hypermetropy.

Výsledky srovnání visu a kontrastní citlivosti u subjektivní refrakce s objektivní jsou poměrně u všech přístrojů vyrovnané. Visus objektivní refrakce byl vždy nižší

a totéž platilo i u kontrastní citlivosti, kde se s objektivní korekcí zhoršilo vnímání až o 1,5 hodnoty kontrastní citlivosti.

Doufám, že výsledky této práce budou motivační pro řadu optometristů, a že se přestaneme v naší praxi setkávat s tím, že by se našim klientům předepisovala korekce, co nám naměří nějaký přístroj. Každý člověk je jiný a každý požadujeme jiné nároky od našeho zraku. Jak již bylo řečeno důležitá, je komunikace a vnímání potřeb našich klientů.

## **Použitá literatura, zdroje a obrázky**

- 1) Květa Kvapilíková, Anatomie a embryologie oka, Vydal: Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, ISBN: 80-7013-313-9
- 2) MUDr. Jindřich Chalupecký, Oční lékařství, nakladatelství HEJDA a TUČEK, 1902
- 3) Borish's clinical refraction, second edition, Copyright 2006, 1998 by Butterworth-Heinemann, an imprint of Elsevier Inc., ISBN-13: 978-0-7506-7524-6
- 4) <http://www.leven.cz/uploads/File/acts/%C4%8CSN%20EN%2012464%201.pdf>
- 5) <http://www.maculacenter.com/EyeAnatomy.htm>
- 6) [http://www.lef.org/protocols/eye\\_ear/glaucoma\\_01.htm](http://www.lef.org/protocols/eye_ear/glaucoma_01.htm)
- 7) Příručka Praktická refrakce od firmy Essilor, Essilor International 2007
- 8) [http://en.wikipedia.org/wiki/File:Zernike\\_polynomials2.png](http://en.wikipedia.org/wiki/File:Zernike_polynomials2.png)
- 9) Magazín OPTOMETRY TODAY, June 4., 2004
- 10) Miloš Rutrle, Brýlová optika, Vydal: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví BRNO, roku 1993

## **Příloha 1**

### **Informace a informovaný souhlas pro účastníky výzkumné studie**

**Název výzkumné studie:** Vyšetřování optických vad oka

**Vedoucí výzkumné studie:** **RNDr. František Pluháček, Ph.D.**

Katedra optiky, Přírodovědecká fakulta, Univerzita Palackého  
v Olomouci

17. listopadu 12, 771 46 Olomouc

Tel.: 58563 4310 e-mail: pluhacek@prfnw.upol.cz

**Řešitel:** **Bc. Petra Panicová**

Katedra optiky, Přírodovědecká fakulta, Univerzita Palackého  
v Olomouci

17. listopadu 12, 771 46 Olomouc

#### ***Informace o výzkumné studii:***

Cílem studie je porovnání objektivních refrakcí se subjektivní. Měření bude prováděno na autorefraktometru, aberometru a skiaskopu a subjektivní měření se provede tzv. „sklíčkováním.“ Do výzkumu budou zahrnuti lidé, kteří mají nějakou refrakční vadu. Účastník svojí účastí, na výzkumné studii, přispívá k rozvoji poznatků v oblasti optometrie, které mohou v budoucnu přispět ke zkvalitnění péče v oblasti zraku.

Informace získané v této studii slouží jako materiál pro výzkumnou část diplomové práce s názvem „Vyšetřování optických vad oka“, kterou zpracovává Bc. Petra Panicová pod vedením RNDr. Františka Pluháčka, Ph.D.

Výsledky prováděné studie budou zveřejněny v rámci této práce, popř. v odborné literatuře a mohou být prezentovány na odborných konferencích. Dále budou sloužit jako podklady pro další výzkum. Všechna výzkumem zjištěná data budou vždy prezentována anonymně, tedy bez uvedení identity účastníka.

#### ***Popis výzkumných procedur:***

Testování jednoho účastníka bude probíhat přibližně 30 minut a nebude se opakovat. Účastníkovi studie bude změřena objektivní refrakce pomocí autorefraktometru, aberometru a skiaskopu. Poté standardním způsobem stanovena optimální dioptrická korekce (měření dioptrické hodnoty oka pomocí zkušebních čoček). V průběhu měření bude stanovena zraková ostrost pomocí čtení znaků.

***Rizika účasti ve studii:***

Může nastat přechodné zhoršení vidění ve smyslu chvilkového rozmazání obrazu nebo chvilkové oslnění.

K této *Informaci* je přiložen *formulář Informovaného souhlasu účastníka s účastí na studii*. Souhlas s Vaší účastí ve studii výzkumu vyjádřený Vaším podpisem tohoto dokumentu před zahájením testování je především prohlášením o **dobrovolnosti** účasti a o vědomí práva kdykoliv souhlas s další účastí ve studii odmítnout. Toto případné odmítnutí neovlivní jakkoli negativně další vztah mezi vedoucím či řešitelem studie a Vámi. Tato zásada platí i v případě, že nebudete souhlasit ani s Vaším vstupem do výzkumné studie.

## Informovaný souhlas s účastí na výzkumné studii

**Jméno:** \_\_\_\_\_  
**Příjmení:** \_\_\_\_\_  
**Pohlaví:** \_\_\_\_\_  
**Věk:** \_\_\_\_\_

- 1) Tímto **souhlasím** s účastí na výzkumné studii „Vyšetřování optických vad oka.“ Byl(a) jsem informován(a) o cílech výzkumu, o vyšetřovacích metodách a vyšetřeních, které mi budou prováděny a o náročnosti výzkumné metody zvolené pro toto měření.
- 2) Byl(a) jsem informován(a) o fyzické náročnosti a případných rizicích metody výzkumu.
- 3) Byla jsem informována, že moje účast ve výzkumu je zcela dobrovolná a může být kdykoli zrušena bez jakýchkoliv sankcí.
- 4) Všechny údaje získané v rámci tohoto výzkumu budou zpracovávány, prezentovány či publikovány anonymně. Tyto údaje mohou být využity pouze pro studijní a výzkumné účely pověřeným studentům a pracovníkům katedry optiky Přírodovědecké fakulty Univerzity Palackého v Olomouci.

V Olomouci dne: \_\_\_\_\_ podpis: \_\_\_\_\_