

**ČESKÉ VYSOKÉ  
UČENÍ TECHNICKÉ  
V PRAZE**

**FAKULTA  
BIOMEDICÍNSKÉHO  
INŽENÝRSTVÍ**



**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

**2021**

**KATEŘINA  
NEVŠÍMALOVÁ**



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

---

Fakulta biomedicínského inženýrství

Katedra přírodovědných oborů

**Posouzení možnosti korekce presbyopie u hypermetropů implantací  
monofokální nitrooční čočky**

**Possibility of presbyopia correction in hyperopes using monofocal  
intraocular lenses**

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Optika a optometrie

**Autor bakalářské práce: Kateřina Nevšimalová**

Vedoucí bakalářské práce: MUDr. Jiří Cendelín, CSc.



# ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Nevšimalová** Jméno: **Kateřina** Osobní číslo: **482944**  
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**  
Garantující katedra: **Katedra přírodovědných oborů**  
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**  
Studijní obor: **Optika a optometrie**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Posouzení možnosti korekce presbyopie u hypermetropů implantací monofokální nitrooční čočky**

Název bakalářské práce anglicky:

**Possibility of presbyopia correction in hyperopes using monofocal intraocular lenses**

Pokyny pro vypracování:

V teoretickém úvodu budou shrnuty mechanismy chirurgické korekce presbyopie. V praktické části bude u skupiny původních hypermetropů s implantovanou sférickou nitrooční čočkou posouzena hloubka ostrosti na základě defokusační křivky. Pomocí aberometrie budou zhodnoceny faktory, které mohou ovlivnit hloubku ostrosti pseudoakomodačními eventuálně akomodačními mechanismy.

Seznam doporučené literatury:

- [1] WOLFFSOHN, J.S., DAVIES, L.N., Presbyopia: Effectiveness of correction strategies, Progress in Retinal and Eye Research, ročník 68, číslo 1, 2019, 124-143 s.
- [2] D. BALGOS, M.J.T., VARGAS, V., ALIÓ, J.L., Correction of presbyopia: An integrated update for the practical surgeon, Taiwan Journal of Ophthalmology, ročník 8, číslo 3, 2018
- [3] LABIRIS, G., TOLI, A., PERENTE, A., NTONTI, P., KOZOBOLIS, V.P., A systematic review of pseudophakic monovision for presbyopia correction, Int J Ophthalmol, ročník 10, číslo 6, 2017, 992-1000 s.


Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

**MUDr. Jiří Cendelín, CSc.**

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **15.02.2021**

Platnost zadání bakalářské práce: **18.09.2022**

  
prof. RNDr. MUDr. Petr Maršálek, Ph.D.  
podpis vedoucí(ho) katedry

  
prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA  
podpis děkana(ky)

## **Název bakalářské práce:** Posouzení možnosti korekce presbyopie u hypermetropů implantací monofokální nitrooční čočky

**Abstrakt:** Presbyopie je globální problém, se kterým se dnes a denně potýká značná část světové populace. Cílem práce bylo posoudit možnost implantace monofokální nitrooční čočky hypermetropickým pacientům pro korekci presbyopie. Dalším dílčím cílem této práce bylo posoudit potenciální faktory, které by mohly efektivitu tohoto způsobu korekce ovlivňovat.

Byly posuzovány 2 skupiny pacientů s implantovanou monofokální nitrooční čočkou, měřeno bylo patnáct očí u 9 hypermetropických pacientů a šest očí u 4 emetropických pacientů. Pacientům byla pooperačně provedena defokusační křivka, ze které je patrná hloubka ostrosti pacientů, dále měření na přístroji iTrace, ze kterého jsme získali hodnoty o šířce zornice, velikostech aberací vyšších a nižších řádů a dalších parametrech.

Průměrná hloubka ostrosti u hypermetropických pacientů vyšla 2,93 D a u emetropických pacientů 2,0 D. Defokusační křivky emetropů vykazovaly rychlý a strmý průběh do bodu nejvyšší zrakové ostrosti a poté opět rychlý spád. Naopak křivky hypermetropů měly pozvolnější průběh a vrchol z nich nebyl tolik patrný. Hypermetropové vykazovali lepší vidění na blízkou a střední vzdálenost, emetropové pro tyto případy potřebují brýle.

Jako potenciální faktory, které mohly u hypermetropů přispět k lepšímu vidění na blízko, jsme vyhodnotili věk, šířku zornice, sférickou aberaci, zbytkový astigmatismus (proti pravidlu) či komu. U některých pacientů by tak implantace jednoohniskové IOL mohla být vhodným řešením korekce presbyopie, ale nepodařilo se odhalit faktory, které tuto možnost ovlivňují.

### **Klíčová slova:**

Chirurgická korekce presbyopie, akomodace oka, pseudoakomodace oka, druhy nitroočních čoček, defokusační křivka

**Project title:** Possibility of presbyopia correction in hyperopes using monofocal intraocular lenses

**Abstract:** Presbyopia is a global issue that a lot of people around the world have to face these days. The aim of this study was to assess the possibility of implantation of a monofocal intraocular lens in hyperopic patients for the presbyopia correction. Another partial goal of this work was to assess potential factors that could affect the effectiveness of this method of correction.

Two groups of patients with implanted monofocal intraocular lenses were evaluated, fifteen eyes were measured in 9 hypermetropic patients and six eyes in 4 emetropic patients. The patients underwent a defocusing curve after surgery, from which the depth of field of patients can be seen, as well as measurements on the iTrace device, from which we obtained values like pupil diameter, the sizes of higher and lower order aberrations and other parameters.

The average depth of field in hypermetropic patients was 2.93 D and in emetropic 2.0 D. The defocus curves of emetropes show a fast and steep course to the point of highest visual acuity and then again a rapid slope. In contrast, the curves of hypermetropes run more slowly and the peak of them was not so clear. Hypermetropes showed better near and medium vision while emetropes need glasses for these cases.

We evaluated age, pupil diameter, spherical aberration, residual astigmatism (against the rule) or coma as potential factors that contribute to better near vision in hypermetropes. Thus, in some patients, implantation of a monofocal IOL could be a suitable way for presbyopia correction, but we were not able to find which factors affect that.

**Key words:**

Presbyopia surgical correction, eye accommodation, eye pseudoaccommodation, intraocular lens types, defocus curve

## PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych ráda poděkovala v první řadě svému vedoucímu práce MUDr. Jiřímu Cendelínovi, CSc za jeho vedení, za jeho čas, který mi věnoval a vědomosti, jež mi předal. Též děkuji Ing. Petru Písaříkovi, Ph.D. za jeho cenné rady. Dále také děkuji Bc. Denise Heřmanové za její spolupráci a pomoc. A v neposlední řadě patří můj dík i mé rodině za její podporu.

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „*Posouzení možnosti korekce presbyopie u hypermetropů implantací monofokální nitrooční čočky*“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne 12.5.2021

.....

## Obsah

1. Úvod.....	7
1.1 Cíle práce.....	7
1.1.1 Hypotézy .....	7
2. Akomodace.....	8
2.1 Mechanismus akomodace .....	8
2.2 Teorie akomodace .....	9
2.3 Akomodační šíře .....	10
Blízký bod akomodace ( <i>punctum proximum</i> ) .....	11
Daleký bod akomodace ( <i>punctum remotum</i> ) .....	11
2.4 Akomodace fyzikální a fyziologická.....	11
2.5 Složky akomodace.....	11
2.6 Akomodační triáda .....	12
2.7 Poruchy akomodace .....	12
2.7.1 Akomodační insuficience.....	12
2.7.2 Akomodační exces .....	13
2.7.3 Akomodační spasmus.....	13
2.7.4 Obrna akomodace.....	13
2.8 Pseudoakomodace .....	14
3. Presbyopie .....	16
3.1 Změny struktur oka při jeho stárnutí .....	17
3.1.1 Oční čočka ( <i>lens cristalina</i> ) .....	17
3.1.2 Řasnaté tělísko ( <i>corpus ciliaris</i> ).....	18
3.2 Projevy presbyopie.....	18
3.3 Vývoj akomodační šíře během života .....	18
4. Řešení presbyopie .....	20
4.1 Nechirurgické metody korekce .....	20
Brýle.....	20
Kontaktní čočky .....	20
Farmaka.....	21
4.2 Chirurgické metody korekce .....	22
4.2.1 Sklerální zákroky (sklerální expanze).....	22



Sklerální implantáty .....	23
Sclerální Laserové Excize .....	23
4.2.2 Implantace nitrooční čočky .....	24
Monovision.....	24
Víceohniskové IOL .....	25
Akomodativní IOL (AIOL).....	27
4.2.3 Rohovkové implantáty .....	31
4.2.4 Laserová rohovková refrakční chirurgie .....	31
Monovision.....	31
Koagulace kolagenu rohovky (corneal collagen shringage) .....	31
Multifokalita rohovky .....	32
4.2.5 Elektrostimulace ciliárního svalu .....	32
5. Hodnocení výsledků korekce presbyopie.....	33
6. Metody práce.....	35
6.1 Soubor pacientů.....	35
6.2 Použité přístroje.....	36
6.2.1 Autorefraktometr.....	36
6.2.2 i-Trace .....	36
6.2.3 IOL Master .....	37
6.3 Postup měření.....	38
7. Výsledky.....	39
7.1 Hypermetropové.....	39
7.2 Emetropové .....	45
7.3 Porovnání výsledků .....	49
8. Diskuze.....	52
9. Závěr.....	54
Seznam použité literatury .....	55
Seznam symbolů a zkratek.....	60
Seznam obrázků .....	61
Seznam tabulek .....	63

# 1. Úvod

Presbyopie je problém, který v určitém věku postihne každého člověka. Statistiky uvádějí, že průměrný člověk začíná být presbyopickým kolem čtyřicátého až čtyřicátého pátého roku svého života. V tomto věku na oko začíná mít značný vliv stárnutí organismu. Jeho struktury se mění a s nimi i proces akomodace, který se právě fyziologickým procesem stárnutí postupně stává nedostatečným. Oko zkrátka potřebuje pomoc korekčních pomůcek, ať už je to brýlová čočka, kontaktní čočka, či chirurgický zákrok, protože již nadále některé úkony (zejména do blízka) samo „neutáhne“. Presbyopie vrcholí ve věku 63-65 let, kdy už se nadále nezhoršuje, zůstává konstantní.

Problematika presbyopie je velmi aktuální, k roku 2015 je uvedeno, že na světě žije 1,8 miliardy lidí, kteří se s presbyopií potýkají a predikuje se, že v roce 2030 toto číslo vzroste až k 2,1 miliardy. Do jejího výzkumu a vývoje možností korekce je nyní zapojeno nemálo odborníků, kteří usilují o zlepšení a zpříjemnění života pacientů.

Tato práce vznikla z toho důvodu, že oftalmologové si všímají, že hypermetropové často vidí po kataraktové operaci a implantaci monofokální nitrooční čočky dobře na střední vzdálenost až do blízka bez potřeby jiné korekce. Touto prací by tedy měla být posouzena možnost korekce presbyopie u hypermetropů tímto typem nitrooční čočky, ač je určena pouze pro korekci na jednu vzdálenost. [1, 2]

## 1.1 Cíle práce

Cílem práce je posoudit vhodnost implantace monofokální nitrooční čočky hypermetropickým pacientům pro korekci presbyopie. Dalším dílčím cílem této práce je posoudit potenciální faktory, které by mohly efektivitu tohoto způsobu korekce ovlivňovat.

### 1.1.1 Hypotézy

Náš předpoklad je takový, že po implantaci jednoohniskové nitrooční čočky, tedy korekční pomůcky pouze pro jednu vzdálenost, by měli mít všichni pacienti hloubku ostrosti přibližně stejnou. Pokud je tato čočka určena pro korekci na dálku, neměla by u presbyopů umožňovat dobré vidění na střední či blízkou vzdálenost.

## 2. Akomodace

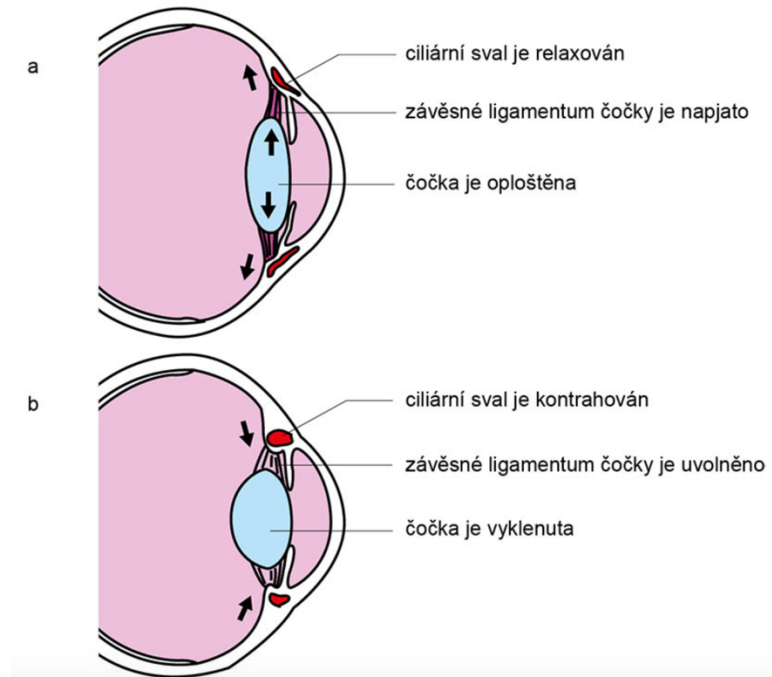
*„Akomodace je schopnost oka vidět ostře předměty na různou vzdálenost v závislosti na změnách mohutnosti optického systému oka. Je to schopnost oka zesílit svou lomivost.“ [3]*

Proces akomodace ovlivňují jak faktory optického charakteru, např. aberace vyššího a nižšího řádu (chromatická, sférická aberace, astigmatismus), tak i faktory neoptické, do kterých lze zařadit např. disparitu, nebo velikost akomodace. Mimo tyto vlivy může na akomodaci působit i psychické rozpoložení jedince, jeho duševní stav, nálada, vůle, ale také například světelné podmínky či prostorová frekvence. [3, 4]

### 2.1 Mechanismus akomodace

Na akomodaci, jakožto zvýšení optické mohutnosti oční čočky, se podílí tři základní oční struktury se svými specifickými vlastnostmi. Je to samotná elasticita oční čočky a jejího pouzdra, plasticita čočkového obsahu, stah ciliárního svalu řasnatého tělíska a uvolnění závěsného aparátu, na kterém je oční čočka zavěšena.

Ciliární sval se skládá ze dvou částí. Tyto části jsou tvořeny dvěma druhy vláken. Jsou to vlákna cirkulární a meridionální. Souboru cirkulárních vláken ciliárního svalu se říká Müllerův sval a souboru vláken meridionálních zase sval Brückeův. Pokud člověk soustředí svůj pohled do blízka, dojde ke kontrakci cirkulárních vláken, prstenec tvořen ciliárním svalem se tedy zúží a následně dojde k uvolnění tahu závěsného aparátu čočky. To všechno vede k vlastní změně tvaru čočky. Jelikož je pouzdro oční čočky pružné a její obsah poddajný, její tvar se v podstatě „přizpůsobí“ tahům či uvolněním okolních svalů. Oční čočka se vyklene, její předozadní délka se zvětší, tvar přední plochy se změní do více konvexního tvaru, tím dojde k větší lomivosti paprsků a celkovému zvýšení mohutnosti. Naopak, pokud člověk hledí do dále, cirkulární vlákna jeho ciliárního svalu jsou zrelaxována. To vede ke zvýšenému tahu zonulárního aparátu, který nakonec způsobí oploštění oční čočky. Její předozadní délka se naopak zkrátí, lomivost jejích ploch se zmenší a optická mohutnost taktéž. [3]



Obrázek 1: Akomodace oka: a - při pohledu do dálky; b - při pohledu do blízka [5]

## 2.2 Teorie akomodace

Historicky nejznámějšími teoriemi akomodace jsou Helmholtzova teorie, teorie podle Schachara a Tcherninga, a v neposlední řadě teorie Colemanova.

**Helmholtz** v 19. století svým studiem akomodace došel k poznatku o změnách tloušťky centrální části oční čočky anterioposteriorním směrem. Vysvětlil tedy proces akomodace jako proces, kdy se na základě kontrakce ciliárního svalu (zkrácením jeho vláken) uvolní závesný aparát oční čočky a ta se následně díky elasticitě svého pouzdra vyklene. Později se podařilo Finchamovi svou teorií prokázat samostatné vyklenutí pouze přední plochy čočky. Tato teorie zohledňovala různorodost tloušťky čočkového pouzdra v různých jejích částech. Průměr pouzdra je největší v místě, kde se čočka upíná na závesný aparát a lze tedy předpokládat, že právě v těchto místech bude čočka nejtužší a nejméně přizpůsobitelná tahu vláken. Naopak nejtenčí je pouzdro v centrální části čočky, a proto bude vyklenutí v těchto místech nejvíce znatelné. [6]

S dalším vysvětlením akomodace přišli **Schachar a Tscherning**, kteří ač s téměř stoletou prodlevou, vytvořili teorii založenou na stejném principu. Principiálně jde o rozdílné anatomické rozmístění úponu jednotlivých ciliárních vláken na zonulu. Díky tomu dojde při kontrakci *m. ciliaris* k posunu jeho přední části směrem ke sklěře a kořeni duhovky. Tento

pohyb ciliárního svalu doprovází napnutí zonulárních vláken ekvatoriálních, a naopak uvolnění přední a zadní části závěsného aparátu. Výsledkem těchto procesů je prodloužení předozadního průměru oční čočky.

Helmholtz na rozdíl od Schachara předpokládal pasivní uvolnění zonulárních vláken a vzdálení ekvátoru čočky dál od skléry. Kdežto Schachar proces uvolnění zonuly popsal jako proces aktivní, ovlivněný spoluprací závěsného aparátu s ciliárním svalem a předpokládal, že ekvátor čočky se přibližuje směrem ke sklěře. [6]

**Coleman**, autor další teorie akomodace, ve své teorii nepopírá ani jednu z předešlých teorií. Pouze je doplňuje o další okolnost podílející se na akomodaci. Trojici oční čočky, závěsného aparátu a části předního sklivce nazval jako tzv. „diafragmu“ umístěnou mezi přední komorou a prostorem sklivce. Kontrakce ciliárního svalu způsobí tlakový gradient v prostoru mezi přední komorou a sklivcem, tudíž dojde ke zvýšení tlaku ve sklivci, a naopak snížení tlaku v přední komoře. Na zadní pouzdro čočky je vyvinut tlak sklivce a již zmíněná diafragma vytvoří (pokud se budeme dívat z boku) obraz „houpačky“, která se vyklenuje směrem do přední komory. [6]

Celkově uznávaná teorie zůstala teorie Helmholtzova. Veškeré studie, které zkoumaly platnost Helmholtzových výzkumů potvrdily, že většina z nich vždy fungovaly a fungují nadále. Tato teorie je též jedinou teorií, jež z části vysvětluje nástup presbyopie vlivem stárnutí oka, které předchází ztráta pružnosti jednotlivých tkání podílejících se na akomodaci. Nevysvětlil však jevy, jako jsou např. anteriorální dislokaci čočky (změna polohy čočky při akomodaci). [7]

## 2.3 Akomodační šíře

Akomodační šíře neboli akomodační amplituda je mírou akomodační schopnosti oka. Lze ji charakterizovat jako maximální nárůst optické mohutnosti oka, které je schopno dosáhnout zapojením akomodace a všech jejích složek. Nebo také jako rozdíl statické a dynamické akomodace. Lze ji také popsat pomocí dvou důležitých bodů, tzv. dalekého a blízkého bodu akomodace. V praxi se tato hodnota dá vypočítat rozdílem převrácených hodnot vzdáleností dalekého a blízkého bodu akomodace dle vzorce:

$$AA = 1/a_p - 1/a_R \text{ [dpt]} \quad 2.3.1$$

kde  $AA$  [dpt] je akomodační amplituda,  $a_p$  [m] je vzdálenost blízkého bodu akomodace a  $a_R$  [m] je vzdálenost dalekého bodu akomodace. [4, 8, 9,]

### **Blízký bod akomodace (*punctum proximum*)**

Blízký bod akomodace je nejbližší bod od oka, který dané oko při maximálním akomodačním úsilí ještě vidí ostře. Během stárnutí se tento bod člověku postupně posouvá dál od oka. Emotropický člověk by měl mít daleký bod blíže než 25 cm před okem. Pokud tento bod přesáhne vzdálenost 25 cm, což je tzv. konvenční zraková vzdálenost, člověk začne mít problémy při pohledu do blízka a začíná být presbyopickým. Problematika vývoje akomodační šíře a posun blízkého bodu akomodace během života jedince je více popsána v kapitole 3.3.

### **Daleký bod akomodace (*punctum remotum*)**

Daleký bod akomodace je nejvzdálenější bod od oka ležící na optické ose, jehož obraz je při minimálním zapojení akomodace ještě zobrazen na sítnici ostře. Mladý emotropický člověk má tento bod v tzv. nekonečnu. Za nekonečnou vzdálenost před okem považujeme vzdálenost již 5 - 6m. Během života vlivem stárnutí se poloha tohoto bodu mění. [8, 9, 10, 11, 12]

## **2.4 Akomodace fyzikální a fyziologická**

Ačkoliv tyto dva pojmy zní dosti podobně, jejich význam se liší. Akomodace fyzikální je hodnota, jež uvádí aktuální fyzikální deformaci čočky a je měřitelná v dioptriích. Fyziologická akomodace je potom hodnota, která vyjadřuje kontrakční sílu *m. ciliaris*, kterou musí vykonat pro změnu refrakčního stavu oka o 1 D. Akomodace fyziologická je měřitelná v myodiotriích. Převod lze vyjádřit následovně: jedna myodiotrie je rovna kontrakci *m. ciliaris*, která je potřebná pro změnu refrakčního stavu čočky o jednu dioptrii. S presbyopií je spojena primárně porucha akomodace fyzikální. Akomodace fyziologická je narušena u pacientů, kteří trpí obrnou, u nekorigovaných myopů nebo také u juvenilních diabetiků. [3, 4]

## **2.5 Složky akomodace**

Akomodaci lze rozdělit na čtyři základní složky. Na složky reflexní, vergenční, proximální, které reagují na konkrétní stimul. A složku tonickou, která jako jediná žádný stimulus nemá.

**Tonická složka akomodace** je příčinou klidového napětí ciliárního svalu a probíhá bez jakéhokoli stimulu. Hodnota této složky sahá k +0,75 dpt při zaostření na vzdálenost 1,33 m.

**Reflexní složkou akomodace** rozumíme samovolnou reakci na rozmazaný sítnicový obraz, jež probíhá naprosto automaticky. Tato složka tedy zajišťuje neustálé zaostřování obrazu na sítnici. Tato složka tedy na rozdíl od tonické má stimulus, a to rozmazaný retinální obraz.

**Vergenční složka akomodace** představuje část akomodace navozenou konvergencí. Stimulem je tedy konvergence. Reakční doba u mladých jedinců ke spuštění vergenční složky akomodace je cca 0,2 s. Vergenční složka akomodace je neustále kontrolována fúzí.

**Proximální složka akomodace** je navozena vědomím blízkého předmětu a následným automatickým odhadem jeho vzdálenosti od oka. Právě tato složka je při různých měřeních příčinou nežádoucího jevu, tzv. přístrojové myopie. [13, 14, 15, 16]

## 2.6 Akomodační triáda

Akomodační triáda (nebo také akomodační reflex) je označení pro trojici procesů, které jsou spolu úzce spjaty, a které se navzájem ovlivňují. Těmito synkinezemi jsou akomodace, konvergence a mióza neboli zúžení zornice. Zapojení akomodace umožňuje přizpůsobení oční čočky na blízkou vzdálenost, proces konvergence upraví pohledové osy tak, aby se fokusovaný blízký bod promítnul do foveolární oblasti sítnice pravého i levého oka. Jinými slovy, konvergence zajistí udržení jednoduchého binokulárního vidění (JBV) do blízka. A díky zúžení zornice, mióze, se utlumí aberace, které zhoršují kvalitu obrazu a zlepši se tak podmínky pro vytvoření ostrého retinálního obrazu.

Při nadměrné práci a soustředění se do blízka začínají mít i emetropičtí jedinci astenopické problémy a objevuje se u nich tzv. akomodační únava. Samozřejmě u hypermetropů a presbyopů tyto problémy nastávají mnohem dříve a v odlišné míře. [4, 14, 17]

## 2.7 Poruchy akomodace

Akomodační poruchy jsou stavy, kdy akomodace nefunguje tak, jak má. Mohou být zapříčiněny dvěma faktory. Stárnutím, tedy procesem fyziologickým, nevyhnutelným pro každého z nás. Porucha se v tomto případě nazývá presbyopie. Dále příčinou patologického charakteru. V následujících podkapitolách budou popsány poruchy způsobené patologickými změnami. [3]

### 2.7.1 Akomodační insuficience

Akomodační insuficience neboli akomodační nedostatečnost je stejný problém, který vzniká kolem čtyřicátého roku u presbyopických pacientů s tím rozdílem, že příčinou je patologická změna. Tyto patologické změny se odehrávají buď na oční čočce, nebo na řasnatém tělísku, anebo také na obou těchto strukturách zároveň. Většinou jde o nedostatečnou kontrakci ciliárního svalu. Nedostatečnost akomodace zapříčiňuje také konvergenční exces, tedy nadměrnou konvergencí. Příčiny jsou sice od presbyopie rozdílné, ale příznaky (bolest hlavy, bolest očí či zhoršené vidění na blízko) jsou v podstatě stejné. Tuto vadu lze zmírnit

prostřednictvím zrakového tréninku, kdy pacient trénuje svou akomodaci. Trénink však lze s úspěchem provádět jen u mladších pacientů. Dále se tento problém řeší presbyopickou korekcí a v krajních případech je potřeba konvergenční exces kompenzovat pomocí prizmatické korekce. [3]

### **2.7.2 Akomodační exces**

Akomodační exces neboli nadměrná akomodace nastává při nadměrném hledění do blízka. Většinou postihne hypermetropu, kteří mají na práci na blízko nedostatečné nebo naopak příliš silné osvětlení. Postihuje spíše osoby, které mají sklony k „přepřacování“. Problém této poruchy je arteficiální myopie. Kromě toho, že vzniká uměle navozená myopie a také konvergenční exces, který je této vadě přidružený, jsou příčinou velmi nepříjemných astenopických potíží. Existuje velké riziko, že optometrista či oftalmolog nerozluští opravdovou příčinu myopických příznaků, udělají nesprávnou diagnózu a předepíše pacientovi chybnou myopickou korekci. To většinou problémy ještě znásobí. Jediným způsobem, jak exces odstranit, je odhalit pacientovu správnou refrakci pomocí aplikace cykloplegik. Tu předepsat a dále konzultovat s pacientem jeho návyky práce do blízka. [3]

### **2.7.3 Akomodační spasmus**

Spasmus akomodace neboli křeč akomodace postihuje nekorigované nebo podkorigované hypermetropické pacienty a pacienty s presbyopií. Hlavním projevem je tranzitorní (dočasná) myopie, kterou doprovází tzv. makropsie. To znamená, že pacient vnímá předměty menší, než ve skutečnosti jsou. Falešná myopie je zde velmi vysoká, může dosahovat hodnot -10 D a více. Tato křeč se uvolňuje a ustupuje spontánně. Pokud tomu tak není, je potřeba aplikovat cykloplegika a poté pacienta správně vykorigovat. Tento stav může nastat i v případě otravy morfinem, oxidem uhelnatým či jinými látkami. [3]

### **2.7.4 Obrna akomodace**

Obrna akomodace může nastat a mít příčinu v několika různých onemocněních. Krátkodobě obrna nastává při podání cykloplegik, v oftalmologických vyšetřovnách je žádoucí účinek těchto látek využíván k očním vyšetřením. K nežádoucí obrně může dojít při úrazu oka, při infekci či traumatu CNS, u pacientů trpících diabetem, nebo například u otravy botulotoxinem (botulismus). Obrna akomodace je často doplněna také obrnou zornice a zornicového reflexu. Je to dáno stejnou parasymptickou inervací ciliárního svalu a zornicového svěrače. Zornice jsou tedy většinou při akomodační obrně v mydriáze. Obrna se také projevuje zhoršeným



viděním na blízko. U pacientů s hypermetropií je zhoršené i vidění na dálku, naopak myopičtí a presbyopičtí pacienti v podstatě žádné příznaky pociťovat nemusí.

Při léčbě je potřeba vyřešit primární příčinu. Pokud akomodační a zornicová obrna i poté nadále přetrvávají, koriguje se presbyopickou korekcí a obrnu zornice je potřeba vyřešit cestou plastiky duhovky (iridoplastika) nebo pomocí stenopeických kontaktních čoček. [3]

## 2.8 Pseudoakomodace

Pseudoakomodace se od akomodace liší tím, že je procesem pouze statickým, nikoliv dynamickým. Tento proces buď akomodaci napodobuje, anebo jí napomáhá. Aktivita ciliárního svalu nemá na mechanismus pseudoakomodace žádný vliv. Na míru pseudoakomodace mají vliv mnohé faktory. Může to být mírná myopická vada, zbytkový astigmatismus (asféricita povrchu rohovky), úzká zornice, aj. [6]

### Pseudoakomodace u monofokálních IOL

Při implantaci nitrooční čočky (IOL) se vyřadí přirozená schopnost akomodace a oko se stane „opticky pevné“ bez schopnosti zaostřovat na jednotlivé vzdálenosti. Proto je dnes možnost implantace čoček multifokálních, akomodativních, a dalších (více v kapitole 4.2.2). Pseudoakomodace však může být příčinou dobré zrakové ostrosti do dálky i do blízka u některých pseudofakických pacientů korigovaných monofokálními nitroočními čočkami i přesto, že monofokální čočky korigují pacienta pouze na jednu vzdálenost - do dálky, či do blízka. To je připisováno již výše zmíněným faktorům. Vliv axiálního posunu IOL a průměr zornice jsou považovány za dynamické složky tohoto jevu, na rozdíl od ostatních jevů (zbytkový astigmatismus, hloubka ostrosti, celkové a rohovkové aberace, potenciál vizuálního vjemu, věk), které tvoří složku statickou. Dynamická složka pseudoakomodace je označována jako pseudofakická akomodace, zatímco statická složka se nazývá pseudofakická pseudoakomodace.

Studie prokázaly, že dobrá nekorigovaná zraková ostrost do blízka u pseudofakických pacientů s implantovanou monofokální IOL klesá úměrně s věkem. Tento jev je ovlivněn věkem podmíněným poklesem vizuálního vnímání. Vizuální vnímání bylo tedy uznáno za významný parametr pro pseudoakomodaci. Při porovnání amplitudy pseudoakomodace u pseudofakických pacientů a amplitudy akomodace u fakických pacientů, kde obě skupiny byly věkově shodné, výsledky byly významně rozdílné do šedesáti let věku pacientů. U jedinců starších šedesáti let jsou hodnoty amplitud v podstatě shodné.

Co se týče hloubky ostrosti, dalšího významného parametru pseudoakomodace, její hodnota se zvyšuje se snižující se zrakovou ostroší. Studie porovnávající hloubku ostrosti u pseudofakických pacientů s implantovanými sférickými a asférickými IOL prokázala následující kontroverzní výsledky. Předpoklad byl u očí s asférickými IOL nižší hloubka ostrosti a vyšší zraková ostrost, díky asféricitě, která snižuje sférickou aberaci, jež je významnou složkou zvýšené hloubky ostrosti. Hloubka ostrosti ale u pacientů s asférickými IOL vyšla nižší než u pacientů se sférickými IOL. U velikosti pupily a pseudoakomodace byla dokázána nepřímá úměra. Důvodem je její významný účinek na zrakovou ostrost. [19, 64]

Dalším důležitým parametrem je astigmatismus „proti pravidlu“ (tzn. lomivější meridián je horizontální). Na rozdíl od astigmatismu „podle pravidla“ nabízí lepší zrakovou ostrost do blízka (zrak. ostrost do dálky se neliší). Bylo zjištěno, že k pseudoakomodaci u pseudofakických pacientů nejlépe přispívá mírný myopický astigmatismus.

Co se axiálního pohybu IOL týče, pseudofakická akomodace závisí na následujících parametrech: velikosti posunu IOL, poloze IOL, na osové (axiální) délce oka a na keratometrických hodnotách. Bylo vypočteno, že při dopředném posunu IOL o 1,0 mm se míra akomodace mění s axiální délkou od 0,8 D u dlouhého oka do 2,3 D u oka krátkého. Dodnes existují rozpory ve výsledcích jednotlivých studiích a měřících metodách. Není tedy zcela jasné, zda má axiální pohyb IOL vliv na pseudoakomodaci. [19]

Pseudoakomodaci lze určit pomocí subjektivních a objektivních metod. V subjektivních metodách jde v podstatě o měření zrakové ostrosti jedince a jeho blízkého bodu fixace. Naopak objektivní metody jsou realizovány pomocí autorefraktometrů, nebo pomocí retinoskopů. Lze také použít paprskové aberometry, překážkou zde ale mohou být pacienti se zúženou zornicí. Dosavadní studie tohoto jevu a jejich výsledky vykazují velké nepřesnosti. Jsou způsobené disparitou jednotlivých metod, také častou farmakologickou stimulací akomodačního úsilí, které, jak bylo prokázáno, nadhodnocují výsledky akomodační schopnosti.

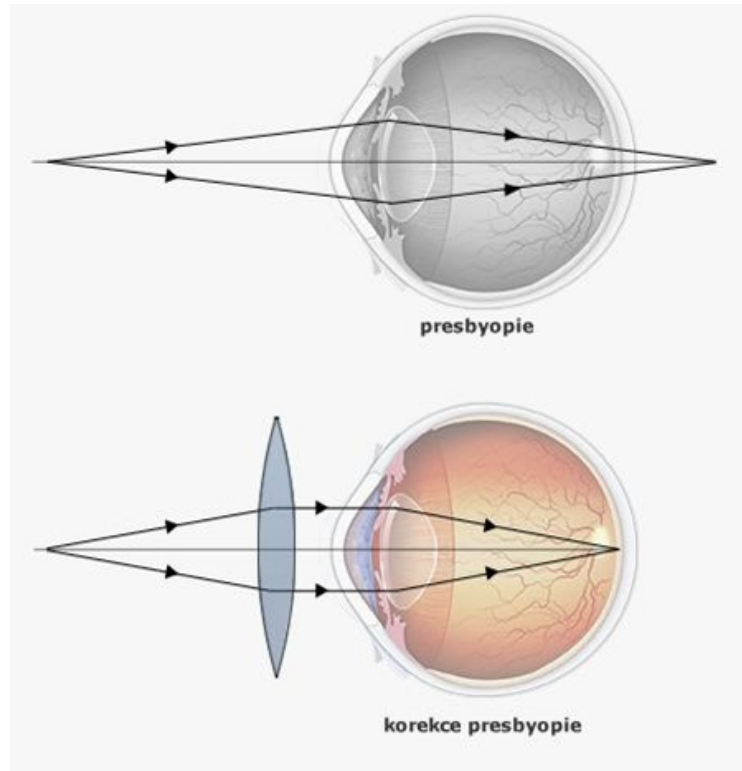
U pseudofakické akomodace se měří potenciální pohyb umělé nitroční čočky směrem dopředu. K určení tohoto jevu se mimo jiné používá zejména vyhodnocení hloubky přední komory (PK) při relaxaci a při zapojené akomodaci. K tomu se využívají např. koherentní interferometrie, optická koherentní tomografie (OCT), ultrazvuková biomikroskopie, Scheimpflugovy kamery, aj. I zde se objevují nepřesnosti ve výsledcích jednotlivých studií, způsobené např. opět farmakologickou stimulací akomodace, která nadhodnocuje pohyb IOL směrem vpřed. [6, 9, 18, 19, 20]

### 3. Presbyopie

Presbyopii se také přezdívá „stařecká vetchozrakost“. Presbyopie je nevyhnutelná, ireverzibilní, zcela fyziologická postupná ztráta schopnosti akomodovat, ke které dochází vlivem stáří. Dle Duanovy studie, která byla provedena na 1500 pacientech, za každých deset let věku akomodační schopnost poklesne o 2,3 dpt. Proces presbyopie je ukončen kolem šedesátého roku života. Duanova křivka, ze které je postup ztráty akomodační schopnosti zřejmý, je uvedena a popsána v kapitole 3.3.

Mezi vlivy, které mohou významně urychlit manifestaci presbyopie, patří refrakční stav oka, ale také například okolní teplota. Hypermetropové, ať už jsou korigováni nebo bez korekce, mají nižší akomodační amplitudu, a proto se u nich presbyopie projeví mnohem rychleji než u emetropů či myopů. Zvýšení nitrooční teploty je důsledkem vystavení oka teplému prostředí a zároveň absorpce slunečního záření očními tkáněmi, např. pigmentovým epitelem duhovky. Vliv vnějšího tepla na rozvoj presbyopie byl testován na oční čočce prasete, které bylo vystaveno teplotě 50 °C. Na základě výsledků této studie presbyopie tedy může být důsledkem progresivní tepelně indukované denaturace bílkovinných struktur uvnitř oční čočky během prvních padesáti let života jedince, která je spojena se změnami a úbytkem tzv.  $\alpha$ -kristalinů.  $\alpha$ -kristaliny jsou strukturální proteiny obsažené v oční čočce. Napomáhají udržet její flexibilitu, transparentnost a zároveň v čočce slouží v podobě „chaperonu“ jako tzv. protein teplotního šoku, HSP (*heat shock protein*). HSP proteiny slouží v organismu pro ochranu jiných proteinů a struktur před denurací vlivem vysokých teplot, nebo také oxidačních poškození, ozáření, působením těžkých kovů apod. Slouží tedy k udržení ostatních proteinů v nativním stavu.

Presbyopii lze rozdělit na několik různých typů. A to na presbyopii funkční, absolutní, časnou, prematurní a noční. Absolutní presbyopii je myšlen stav, kdy akomodační schopnost jedince dosáhne nuly. Pro časnou presbyopii je typické maximální akomodační úsilí a ještě stále dobrá zraková ostrost. U presbyopie funkční je akomodační úsilí mnohem větší, ale už se začínají projevovat presbyopické symptomy, problémy jedince při pohledu do blízka. A v poslední řadě noční presbyopie, tou je myšlen soubor presbyopických příznaků při špatných světelných podmínkách. [3, 4, 21, 22, 23, 24]



Obrázek 2: Presbyopické oko bez korekce a s korekcí [23]

### 3.1 Změny struktur oka při jeho stárnutí

Stáří se projevuje na nejrůznějších strukturách intraokulárních i extraokulárních. Postupem věku se může objevit například ptóza víček, zánětlivé změny na spojivce, nebo syndrom suchého oka. Stářím lidem také klesá adaptace na světlo a tmu, kvalita barvocitu, zhoršuje se citlivost sítnice atd. Jelikož nás ale pro potřeby této práce zajímají především změny spojené s presbyopií, následující kapitoly se budou zaměřovat primárně na intraokulární struktury spojené s akomodací. [25]

#### 3.1.1 Oční čočka (*lens cristalina*)

Vlivem stáří se objem oční čočky začíná zvětšovat, tudíž roste i váha čočky a její předozadní délka. Čočkové pouzdro postupně tuhne a ztrácí svou elasticitu stejně, jako obsah čočky ztrácí svou plasticitu. To začne značně omezovat schopnost čočky přizpůsobovat se fokusovaným vzdálenostem procesem vyklenutí či oploštění.

Dále oční čočka také postupně ztrácí svou transparentnost, která je dána správnou koncentrací kristalinů (průhledné proteiny) ve fibrilárních buňkách, kterými je obsah čočky tvořen. V čočce začínají probíhat procesy spojené s oxidací a metabolismem glukózy, které postupně vedou

k zakalení jádra čočky žlutavého charakteru. Tento stav se nazývá katarakta a je to další oční onemocnění spojené se stárnutím organismu. [4, 25, 26, 27]

### 3.1.2 Řasnaté tělísko (*corpus ciliaris*)

Řasnaté tělísko je tvořeno ciliárním svalem, který se podílí na procesu akomodace. Výběžky řasnatého tělíska se postupem věku rozšiřují jak do šířky, tak do délky. To, co narůstá není však tkáň svalová, nýbrž vazivová. Vlivem rozšíření výběžků se zužuje prostor kolem oční čočky. K tomuto procesu dochází, aby ciliární sval vyrovnal nedostatečnost schopnosti oční čočky se při akomodaci vyklenout. Presbyopie se manifestuje ve chvíli, kdy tento kompenzační mechanismus přestane být dostačující. [4, 25, 26, 27]

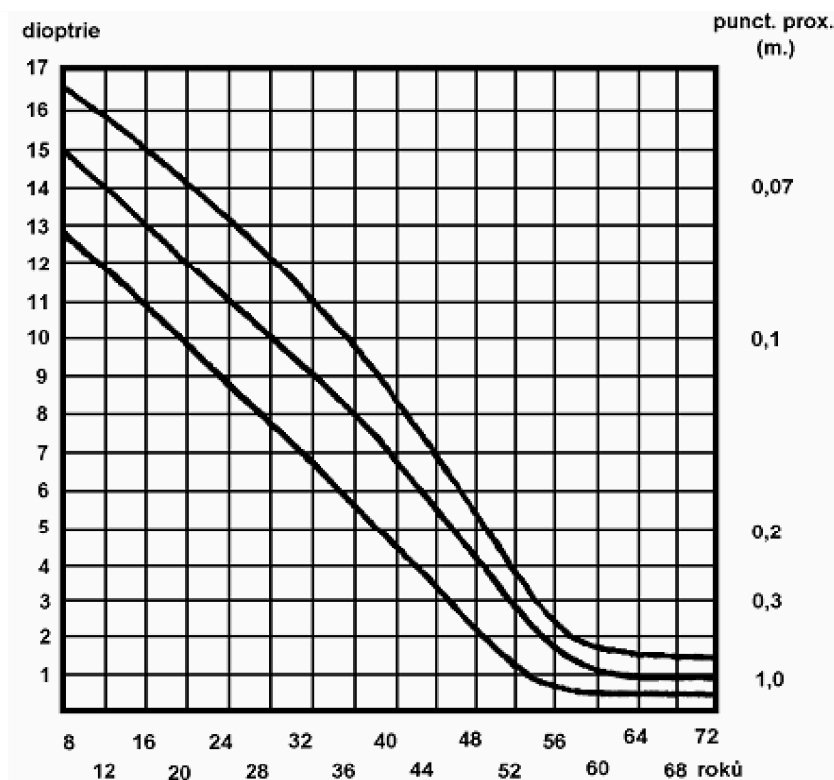
## 3.2 Projevy presbyopie

Projevy presbyopie většinou začne člověk subjektivně vnímat tehdy, když jeho akomodační rezerva klesne na nebo pod hodnotu  $\frac{1}{2}$  potřebné akomodační šíře.

Základním projevem je takzvaná „dlouhá ruka“ při čtení. Znamená to, že člověk je nucen si neustále oddalovat knihu, text, či jakýkoli jiný blízký předmět, na který se soustředí. Je to dáno posunem blízkého bodu akomodace dál od oka. Lidé tedy mají problém zaostřit na blízké předměty, mají často zamlžené vidění při pohledu z blízka do dálky a celkově je u nich zhoršený vizus na blízko. Vizus se snižuje zejména při špatných světelných podmínkách. Presbyopové se tedy snaží vyhledávat při čtení intenzivní osvětlení, protože tak dojde k zúžení zornice (mióze), k zúžení paprsku vstupujícího do oka a následně k vytvoření ostřejšího retinálního obrazu. Tyto vizuální obtíže často posléze doplňují potíže astenopického charakteru, bolestmi hlavy, očí a zrakovou únavou. [3, 9, 23, 28]

## 3.3 Vývoj akomodační šíře během života

U každého oka je vzdálenost blízkého bodu v různém věku různá. Záleží na refrakční vadě a stavu jednotlivých očních struktur. U kojenců starých pouhý jeden měsíc bylo pomocí retinoskopů zjištěno, že akomodace je vyvinuta pouze na fixní vzdálenost cca 18 cm před okem, nikoliv na nekonečno. Poté se akomodace dále rozvíjí a upevňuje. Tento vývoj akomodačního mechanismu a zároveň ciliárního svalu je dokončen cca ve třech letech života jedince. Binokulární vidění obecně se upevňuje až do 5.- 6. roku života. Právě od pátého roku života akomodační amplituda klesá o 0,3 dpt každý rok. V deseti letech má dítě akomodační šíři zhruba 13,5 dpt. Na níže uvedeném obrázku 3 je vyobrazena Dondersonova (Duanova) křivka popisující úbytek akomodační šíře od 8. roku života jedince dále.



Obrázek 3: Dondersova křivka [23]

V předškolním věku má člověk blízký bod většinou ve vzdálenosti 7 cm od oka, což znamená, že jeho akomodační šíře odpovídá 14,0 dpt. Poté se tato vzdálenost pozvolna vzdaluje dále od oka, což znázorňuje již zmiňovaná Duanova křivka. Dalším důležitým mezníkem je 45. rok života. Tehdy má člověk blízký bod umístěn cca 25 cm před okem, jeho akomodační šíře dosahuje 4,0 dpt. Tato vzdálenost (25 cm) je pro většinu lidí běžná čtecí a pracovní vzdálenost, nazývá se konvenční zraková vzdálenost. V tomto okamžiku člověk veškerou svou akomodační rezervu aktivně využívá pro ostré zobrazení blízkých předmětů, neustále tak zatěžuje svůj optický akomodační systém oka při práci do blízka. Tento stav nezůstává dlouho bez odezvy. Začínají se postupně objevovat obtížné astenopické problémy a člověk tehdy pociťuje první symptomy presbyopa. „Aby k takovým situacím nedocházelo, je třeba, aby alespoň 1/3 akomodační šíře zůstala nevyužita jako akomodační rezerva. K dlouhodobé práci do blízka se doporučuje tuto rezervu zvětšit na 1/2, tím se dosáhne dlouhodobé zrakové pohody na pracovní vzdálenost.“ [22] Další zlomový bod této křivky nastává kolem šedesátého roku života. Tento věk je spojován s tzv. absolutní presbyopií (viz úvodní část kapitoly 3 této práce), tedy s akomodační schopností 0,0 - 1,0 dpt a se vzdáleností blízkého bodu v jednom metru.

Všechny tyto hodnoty ovšem platí pro emetry, kteří svými hodnotami stavu nitroočních struktur a akomodační schopnosti spadají do průměru. [4, 9, 23, 29, 30]

## 4. Řešení presbyopie

Jak už je v úvodu zmíněno, s rozšířením problému presbyopie a nárůstem počtu lidí jím trpících samozřejmě roste i zájem odborníků o objevení nových, moderních a inovativní způsobů korekce této vady. Dnes již existuje mnoho různých způsobů, jak pomoci pacientům s presbyopií. Metody jsou jak invazivní, tak i neinvazivní.

### 4.1 Nechirurgické metody korekce

Mezi nechirurgické metody řešení presbyopie řadíme brýle a kontaktní čočky, které mohou být monofokální, bifokální, či multifokální. Lze sem zařadit i farmaka pro korekci presbyopie.

#### Brýle

Brýle, jako korekční pomůcka presbyopie, je nejstarší a také dodnes nejzákladnější a nejčastější metoda korekce. Lze použít klasická monofokální brýlová skla na čtení. Dalším velmi častým typem jsou brýlové čočky bifokální, trifokální či progresivní (multifokální). Tyto brýle mají zóny rozdělené na koukání do dálky, do blízka, event. na střední vzdálenost (u progresivních čoček). Nevýhodou je, že u pacientů, kteří svou presbyopickou vadu řeší brýlemi, však problémy přetrvávají i nadále. Jsou na svých brýlích zcela závislí.

#### Kontaktní čočky

Ke korekci presbyopie pomocí kontaktních čoček se používají tvrdé i měkké materiály. Existují různé modality pro tento účel, ne všechny jsou však vhodné pro každého pacienta.

Lze použít kontaktní čočky bifokální. Tento styl korekce však využívá jen cca 1 % pacientů, protože výsledky hodnot stereopse a kontrastní citlivost je oproti ostatním designům výrazně menší.

Designy kontaktních čoček pro korekci presbyopie lze rozdělit na **radiálně symetrické** (simultánní princip) a **radiálně asymetrické** (alternativní princip). Radiálně symetrické kontaktní čočky mají adici koncentricky uspořádanou, mohou to být čočky bifokální, multifokální, stenopeické a difraktivní. Tyto čočky mají velkou výhodu, a tou je nepotřebná stabilizace rotace. Naopak u radiálně asymetrického designu je potřeba stabilizace rotace, nejčastěji pomocí prizmatického balastu. Jedná se o „ztluštění“ materiálu v určité části kontaktní čočky, aby se pomocí gravitace a mechanismu mrkání čočka stabilizovala do požadované polohy.

Bifokální typ kontaktních čoček využívá jen cca 1 % pacientů, protože výsledky hodnot stereopse a kontrastní citlivost je oproti ostatním stylům výrazně menší. Častějšími možnostmi korekce pomocí KČ jsou tedy multifokály, monovision či tzv. modifikovaný monovision.

- **Multifokální kontaktní čočky**

Jak bylo již uvedeno, kontaktní čočky multifokální jsou dostupné ve dvou různých designech, rotačně symetrické a rotačně asymetrické. Na rozdíl od čoček bifokálních umožňují multifokály plynulý přechod centrální zóny na blízko v zónu periferní uzpůsobenou na vidění do dálky. Tento styl umístění jednotlivých zón na kontaktní čočce a jejich vzájemný plynulý přechod je pro koukání velice komfortní. Vyhovuje i fyziologickým změnám oka při změně fokusovaných vzdáleností - při koukání do blízka se zornice zúží a člověk tedy hledí centrální část kontaktní čočky.

- **Monovision**

Metoda monovision znamená korekce jednoho oka na dálku a druhého oka na blízko. Většinou je dominantní oko korigováno na dálku a nedominantní oko na blízko. U této metody jsou kladeny vyšší nároky na fúzi. Výsledky měření zrakových funkcí po adaptaci pacienta na tento typ korekce jsou následující: míra a rozsah čistého ostrého vidění je velmi dobrá, na druhou stranu kontrastní citlivost a stereopse jsou sníženy. U techniky monovision dojde u většiny pacientů k tomu, že jejich mozek si automaticky zvykne střídavě se soustředit na jedno oko a zároveň odfiltrovat vjem z druhého oka již během několika týdnů. Monovision kontaktní čočky se také využívají před implantací monovision nitrooční čočky (viz kapitola 4.2.2), aby měl člověk možnost vyzkoušení této metody před tím, než se pro něj tento styl vidění stane trvalým.

- **Modifikovaný monovision**

Modifikovaný monovision je vhodný pro lidi, kteří mají větší nároky na vidění do dálky. U této metody se dominantní oko klasicky koriguje monofokální kontaktní čočkou na dálku a druhé oko je korigováno bifokální nebo multifokální kontaktní čočkou. Výhodou je velmi komfortní vidění do dálky s dobrou zrakovou ostrostí a stereopsí, na druhou stranu zhoršená je kvalita vidění do blízka a na střední vzdálenost.

## Farmaka

Farmakologické přípravky jsou sice řazeny do nechirurgických metod korekce presbyopie, ale zároveň patří do invazivní kategorie.



Princip farmakologických přípravků řešících presbyopii stojí na dvou základech. Jsou to miotika, která způsobují kontrakci ciliárního svalu, a tzv. nesteroidní protizánětlivé léky, NSAID (Nonsteroidal anti-inflammatory drugs).

Farmaka mohou být založena na principu „dírkového“ vidění nebo na principu čočkového „změkčování“. Farmakologické přípravky pracující na principu dírkového vidění jsou v podstatě pupilární miotika, které vytváří dírkový efekt a zvětšují tak hloubku ostrosti. Způsobí kontrakci ciliárního svalu, zvýšení předozadní délky oční čočky a umělou miózu. Tímto lze stimulovat akomodace a slznou žlázu (prokázána lepší produkce slz). Mezi tyto typy farmak patří 1% pilokarpin. Druhý typ farmak, pracující na principu změkčování čočky, předpokládá příčinu presbyopie ve ztrátě elasticity a pružnosti oční čočky. Teorie je taková, že sousedící čočkové proteiny svou oxidací vytvoří disulfidické můstky, které zapříčiní ztuhnutí oční čočky. Látky, jako jsou např. k. lipoová, tyto vazby redukují a zajišťují tak lepší mechanismus refrakční dynamické přeměny oční čočky během akomodace.

V dnešní době patří mezi nová potenciální léčiva pro presbyopii již zmiňovaná kyselina lipoová, jejíž účinky jsou z hlediska korekce presbyopie, jak již bylo řečeno, velice příznivé. Lék, nebo spíše proléčivo, EV06 od farmaceutické společnosti Novartis se skládá z 1,5% cholinesteru již zmiňované kyseliny lipoové. Tento lék byl klinicky testován na presbyopech, prokázalo se při vidění na blízko značné zlepšení zrakové ostrosti, které přetrvalo až 5-7 měsíců po aplikaci poslední dávky EV06. V rámci této studie byla v roce 2018 provedena i její druhá fáze, a to s oftalmickým roztokem AGN-199201 obsahujícím agonistu  $\alpha$ -adrenoreceptoru. Studie prokázala až u 70 % testujících pacientů zlepšení vidění do blízka bez žádné korekce alespoň o dva řádky. [31, 32, 33, 34, 35, 36]

## 4.2 Chirurgické metody korekce

### 4.2.1 Sklerální zákroky (sklerální expanze)

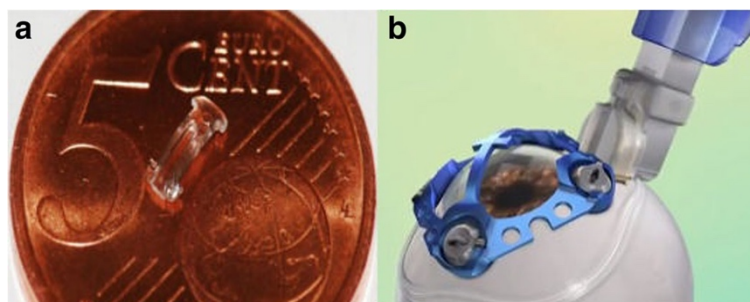
Hlavním cílem sklerální chirurgie pro korekci presbyopie je obnova dynamického procesu akomodace s kombinací procesu statického, pseudoakomodace. Výzkum, vývoj a zdokonalování těchto chirurgických postupů je stále ve středu zájmu mnoha odborníků.

Sklerální zákroky mají na rozdíl od ostatních invazivních metod řešení presbyopie mnoho výhod. Mezi tyto výhody patří to, že sklerální zákroky se odchyľují od modelu korekce zraku, a spíše se přiklání k přístupu terapeutickému, tedy že cílem je obnovení fyziologických nitroočních funkcí a procesů. Další důležitou výhodou je snížené riziko ztráty zraku (zraková

osa, oční čočka, rohovka zůstávají nedotčené) a možnost kombinace tohoto zákroku s jinými nitroočními korekčními postupy. [37]

### Sklerální implantáty

V počátcích sklerálních implantátů vznikly tzv. sklerální expanzní pásy (**SEB**) z PMMA k rozšíření bělimy, které byly nakonec kvůli nespokojenosti pacientů vyřazeny z klinické praxe. V současné době je předmětem odborné studie implantát **VisAbility Micro-Insert**, který je zároveň jediným sklerálním implantátem se značkou CE. Jedná se o čtyři implantáty velikosti rýžového zrnka z PMMA, které se injekčně vstříkují do bělimy kolem limbu do hloubky cca 400  $\mu\text{m}$ . Úkolem těchto implantátů je zdvihnutí bělimy a ciliárního svalu a zároveň utahnutí zonulárních vláken. Výsledkem u pacientů, kteří implantaci absolvovali, byla u 93 % zraková ostrost nejméně 20/40. Přes slibné výsledky je třeba vzít v potaz i rizika tohoto zákroku. Může například dojít k ischemii předního segmentu oka, subkonjunktivální erozi či krvácení aj. [37]

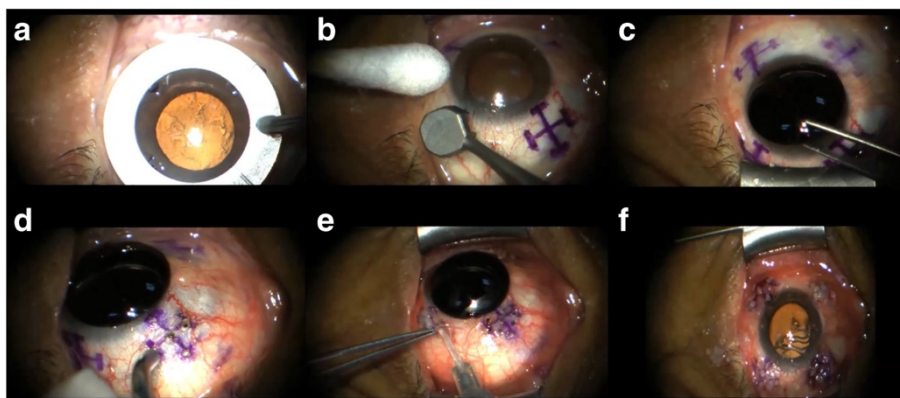


Obrázek 4: VisAbility Micro-Insert: a - demonstrace velikosti implantátu, b - chirurgický postup implantace [37]

### Sclerální Laserové Excize

V dnešní době jedinou dostupnou léčbou tohoto typu, která má nyní za sebou již 3. fázi studie, je tzv. laserová sklerální přední ciliární excize, **LaserACE** (anterior ciliaris excision). Tento typ terapie je postaven na teorii VisioDynamics. Nebere tedy v potaz jen Schacharovu či Tcherningovu teorii akomodace, ale jedná se o dynamický model stárnoucího oka. Teorie VisioDynamics chápe presbyopii jako chorobu stáří, která je omezena souborem extra a intracelulárních fyziologických procesů oka. Jde o věkem podmíněné změny v pojivových tkáních vedoucí ke změnám biomechaniky a poté i zrakových funkcí oka. Zohlednění tohoto přístupu k presbyopii jako k nemoci stáří může tedy být z hlediska vedlejších účinků a komplikací mnohem šetrnější přístup k léčbě než rozšíření celé skléry. LaserACE je Er: YAG laser, který vytvoří ve sklěře pole mikroexcizí ve čtyřech kvadrantech v hloubce 500- 700  $\mu\text{m}$ ,

což je zhruba v 90 % hloubky bělimy. V oblastech mikroexcizi vzniknou místa s rozdílnou tuhostí tkáně, která způsobí zvýšení sklerální plasticity během aktivity ciliárního svalu. Celkovým důsledkem této změny biomechanických vlastností očních struktur je zvýšení účinnosti akomodačního aparátu. Rizikem tohoto chirurgického zákroku může být mikroperforace či perforace skléry (k eliminaci tohoto rizika se používají kolagenové biomateriály) nebo také subkonjunktivální krvácení. [37, 38]



Obrázek 5: Jednotlivé kroky LaserACE zákroku

a- označení jednotlivých kvadrantů, b- označení čtyř matic (míst pro vytvoření mikroexcizi), c- umístění korneálního štítu pro ochranu rohovky, d- laserové ablace mikropórů (mikroexcize) aplikace kolagenu subkonjunktiválně, f- dokončení operace [37]

#### 4.2.2 Implantace nitrooční čočky

Co se týče implantace nitroočních čoček za účelem korekce presbyopie, existují tři základy metody. Monovision (obdobná u kontaktních čoček), multifokální IOL a tzv. akomodativní IOL.

##### Monovision

Metoda monovision u nitroočních čoček je stejná jako u čoček kontaktních. Dominantní oko se koriguje na dálku a nedominantní na blízko. Tento typ korekce je již po dlouhou dobu velmi oblíben u řady presbyopických pacientů. Korekce funguje na základě aplikace monofokálních nitroočních čoček. Pro výběr oka, které bude korigované na dálku a které na blízko, se užívá Milesův test, s jehož pomocí se určí dominantní oko, které je posléze většinou vybráno pro výslednou emetropii. Na druhém nedominantním oku je po operaci indukována myopie, je tedy korigované na blízko. Před samotnou operací je po určení oční dominance a síly jednotlivých čoček potřeba pacienta připravit na tento zcela nový styl koukání. Aplikují se mu příslušné kontaktní čočky, které imitují stav po operaci, a pacient má čas si postupně zvyknout. S touto

navozenou anisometrií je spojená i anizeikonie (rozdílná velikost a/nebo tvar retinálních obrazů), jejíž snášenlivost je u každého jedince rozdílná. Nevýhody tohoto řešení spočívají v indukci již zmíněné anizeikonie a v omezení stereopse. [35, 39, 40, 41, 42]

### **Víceohniskové IOL**

Do této kategorie spadají čočky multifokální a EDoF (podrobně popsané níže). Díky většímu množství ohnisek u těchto čoček, z kterých některé jsou určeny na dálku a některé nablízko, dochází k překryvu jak ostrého, tak i neostrého retinálního obrazu, což je podstata simultánní korekce. Záleží tu tedy na adaptabilitě mozku každého jedince, na jeho schopnosti vybrat si ostrý vjem při současném potlačení vjemu rozmazaného, na tzv. neuroadaptabilitě. Mozek pacienta se po implantaci takového typu čočky musí sám naučit vybrat vhodnou složku obrazu, která se pro používanou vzdálenost jeví ostře, a vhodně ho interpretovat. Pokud se toto nenaučí, dojde k téměř trvalému rozmazání obrazu a k rapidnímu snížení kontrastní citlivosti.

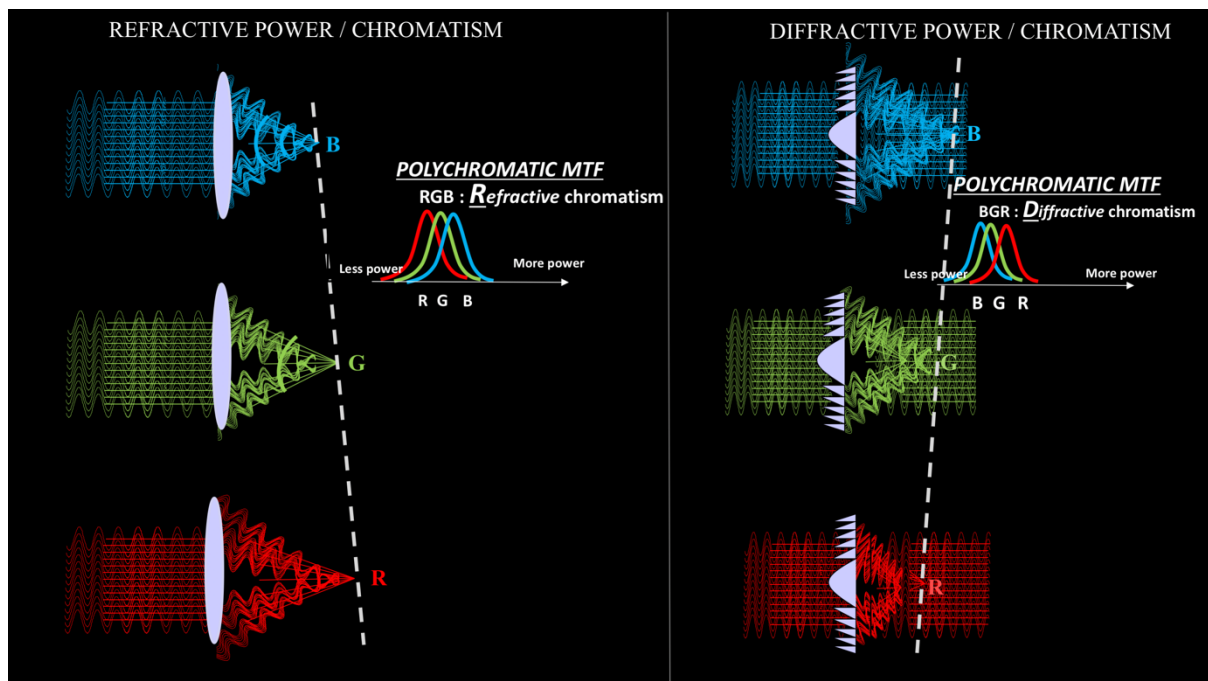
- **Multifokální IOL**

Historie vývoje a implantací multifokálních nitroočních čoček sahá až do 80. let minulého století. Od té doby se však množství multifokálních IOL na trhu velmi zredukovalo. Stále ale existuje řada modelů, které jsou dnes celosvětově dostupné. Multifokální nitrooční čočky lze rozdělit na čočky refrakční a difrakční.

**Refrakční IOL** principiálně fungují na základě soustředných zón na přední ploše čočky, na kterých se postupně zvyšuje dioptrická hodnota s tím, že nejvyšší hodnota je v centrální části čočky. To, jakou zónou člověk zrovna kouká, je tedy závislé na velikosti zornice. Předpokládá se aktivní pohyb zornice při změnách fokusovaných vzdáleností, mióza při pohledu do blízka, a naopak mydriáza při pohledu do dálky.

**Difrakční IOL** využívají k vytvoření multifokality fyzikální jev - difrakci. Na povrchu čočky (přední nebo zadní plochy) jsou vytvořeny soustředné kruhy, na kterých dochází k interferenci a k jednotlivým „ohybům“ světla. Tyto prstence připomínají schody, které jsou vždy oproti sousednímu schodu vyšší jen o několik  $\mu\text{m}$  a vzdálenost mezi nimi se směrem od centrální části čočky postupně zmenšuje. Tyto difrakční prvky (nezávislé na sobě) tedy dají vytvořit určitému množství ohnisek vždy pro stejnou konkrétní délku světla, které zrovna vstupuje do oka. Tyto prvky jsou vytvořeny tak, aby poskytovaly požadovanou multifokalitu pro vlnové délky, které se pohybují kolem maxima retinální senzitivity, a to kolem  $555 \mu\text{m}$ . Zaostření obrazu je tedy závislé na změnách vlnové délky světla dopadajícího do oka. Oproti čočkám refrakčním budou u systému difrakčních čoček delší vlnové délky zaostřené před kratšími. Tedy červená barva

před modrou (viz obrázek 6). Chromatická aberace je tedy u čoček refrakčních a difrakčních opačná. Tento problém by měl mít řešení v refrakčně - difrakčních IOL. Tento fakt je znázorněn na obrázku 6.



Obrázek 6: Průchod jednotlivých vlnových délek refrakční a difrakční nitrooční čočkou [40]

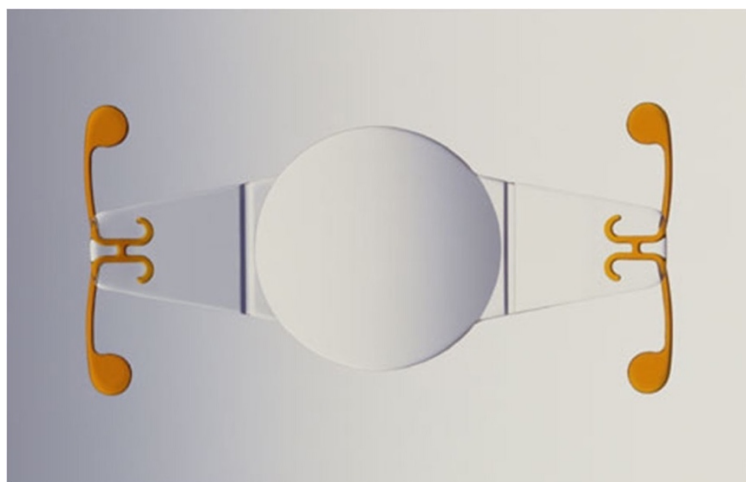
### EDoF nitrooční čočky

EDoF (*Extended Depth of Focus*) jsou nitrooční čočky s tzv. rozšířenou hloubkou ostrosti. I když je tento typ IOL uváděn zvlášť, principiálně se řadí do čoček difrakčních. EDoF čočka má hlavní ohniska tak blízko u sebe, že v podstatě vytvoří „prodloužené kontinuální“ ohnisko. Díky této skutečnosti dojde k zvětšení hloubky ostrosti při změně pohledu z dálky na střední vzdálenost. K prodloužení kontinuálního ohniska se využívají dva optické designy, design multifokální a dírkovaný (*pinhole*). Prodloužené ohnisko tak, jak je navrženo, umožňuje na rozdíl od multifokálních IOL eliminaci překryvu obrazů blízkého a vzdáleného předmětu. Výsledky studií dokazují, že EDoF čočky vykazují stejnou či menší nekorigovanou zrakovou ostrost na blízko (UNVA), jako čočky difrakční multifokální. Na druhou stranu výsledky střední ostrosti mají EDoF čočky lepší. Oslnění je zde také menší (nebo stejné) jako u čoček difrakčních. [35, 39, 40, 41, 42]

## Akomodativní IOL (AIOL)

Akomodativní nitrooční čočky jsou dalším typem čoček pro řešení presbyopie fungujícím na principu reakce čočky na akomodační úsilí oka změnou své dioptrické hodnoty. K dosažení této funkce existuje dnes již několik různých technologií, jako jsou např. nitrooční čočky měnící svou polohu, nebo nitrooční čočky měnící tvar kapaliny apod. Ideální AIOL by měla replikovat proces fyziologické akomodace. V dnešní době v rámci nejrůznějších výzkumů se tomuto stavu odborníci snaží alespoň přiblížit. Většina k dnešku vyvinutých AIOL není skutečně akomodativní. Jelikož nejde o změnu samotné síly nitrooční čočky, nýbrž pouze o změnu její polohy vůči rohovce, dochází ke změně celkové síly oka.

**Eyeonics Crystalens** (USA) je AIOL ze silikonového materiálu. Je vytvořena tak, aby její předozadní pohyb nebyl blokován, ale zároveň disponuje haptikou, která ji fixují v kapsulárním vaku (vzhled AIOL je znázorněn na obr. 7). Výsledky studií vykazují stejnou nekorigovanou zrakovou ostrost do dálky (UDVA) s aplikovanou Crystalens čočkou jako s aplikovanou klasickou monofokální IOL. Výsledky blízké a střední zrakové ostrosti se však v jednotlivých studiích u této IOL liší. Výhodou této AIOL je zlepšená kontrastní citlivost při všech prostorových frekvencích (za fotopických podmínkách).



Obrázek 7: Crystalens akomodativní nitrooční čočka [41]

**1CU** (Německo) je AIOL z hydrofilního akrylového materiálu, pracující na principu předozadního posunu optiky v návaznosti na aktivitu ciliárního svalu. Účinnost této čočky z hlediska jejích akomodačních vlastností je závislá na plasticitě a pružnosti kapsulárního vaku. Při testování tohoto druhu čoček 1CU selhala z důvodu opacifikace přední i zadní kapsuly, způsobené nejspíše materiálem či samotným designem čočky, a tedy úplné ztráty akomodačních vlastností čočky. [35, 39, 40, 41, 42]



Obrázek 8: 1CU AIOL [41]

**Tetraflex KH-3500** (USA) je vysoce flexibilní akomodativní nitrooční čočka z materiálu HEMA (*hydroxyethylmethakrylát*). Princip této čočky nespočíval v jejím předozadním posunu, ale v posunu celé kapsuly s čočkou. Původní studie uvedly pozitivní výsledky akomodační amplitudy nejméně 2,0 D po šesti měsících po operaci, ale dnešní studie, v porovnání například s monofokálníma monovision IOL nebo Crystalens AIOL, takové zlepšení s čočkami Tetraflex nevykazují. Naopak vyšla najevo její nevýhoda, a tou je její zranitelnost vůči ciliární kontrakci.

Výše uvedené typy AIOL a mnoho dalších jim podobných čoček jsou všechny založeny na principu předozadního posunu čočky v kapsule. Jejich funkce je zcela závislá na anatomickém a fyziologickém stavu kapsulárního vaku. I přesto, že těmito mechanismy lze dosáhnout akomodace, toto omezení je velice zásadní pro následnou udržitelnost akomodace. Stav kapsuly je u každého jedince individuální, nehledě na to, že stejně po operaci katarakty časem dochází u každého člověka k fibróze a kontrakci kapsuly. Tudíž z hlediska dlouhodobé korekce presbyopie tyto typy AIOL postupně ztrácí schopnost akomodační obnovy u pacientů. Tento problém se stal podnětem pro vznik nových typů AIOL, které se implantovaly do míst, kde jejich funkce není závislá na stavu kapsuly. Tímto místem se stal tzv. *sulcus ciliaris*. Zde upevněná čočka může taktéž těžit z činnosti ciliárního svalu a zároveň je nezávislá na kapsulárním stavu. Příklady takto pracujících AIOL a jejich výsledky v klinické praxi budou uvedeny v následujících odstavcích.

**Lumina** (Nizozemsko) je AIOL vyrobená z hydrofilního akrylového materiálu. Skládá se ze dvou optických členů schopných pohybovat se jeden po druhém. Každá z nich poskytuje konkrétní optickou mohutnost, první složka poskytuje 5 dpt a druhá mezi 10 až 25 dpt (dle

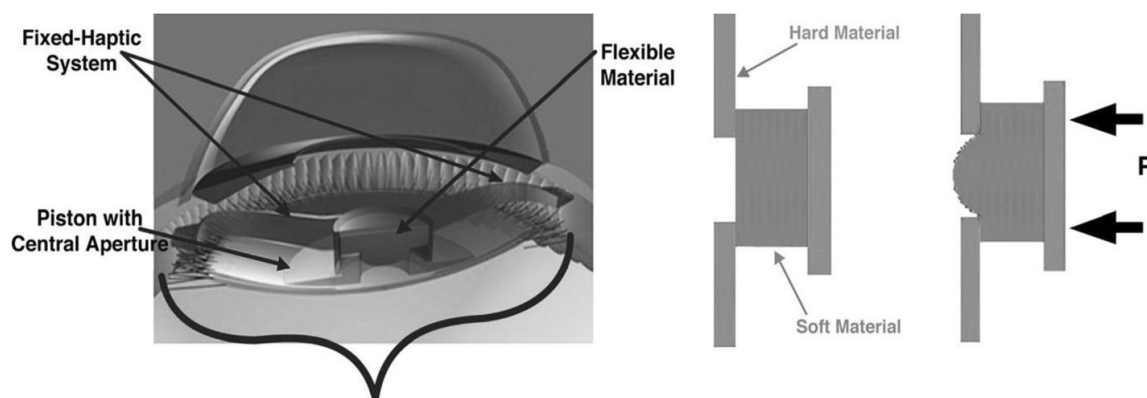
potřebné korekce pacienta). Vnitřní povrch obou těchto členů je asférický, jejich síla se s pohybem čočky mění. Při akomodaci, kdy dochází ke kontrakci ciliárního svalu, se optické prvky Luminy podélně posunou a zvýší svou celkovou dioptrickou hodnotu, oko tedy zaostří na blízký předmět a čočka tak opatří pacientovi potřebnou akomodaci. Co se týče hodnocení výsledné zrakové ostrosti, po implantaci pacienti vykazovali značné zlepšení vidění do dálky i do blízka. V porovnání s implantací monofokální IOL měli pacienti s Luminou výrazně lepší hodnoty objektivně naměřené akomodace. Hodnoty kontrastní citlivosti se naopak nijak nelišily. Žádné komplikace u tohoto zákroku nebyly zjištěny. [35, 39, 40, 41, 42]



Obrázek 9: Lumina AIOL [41]

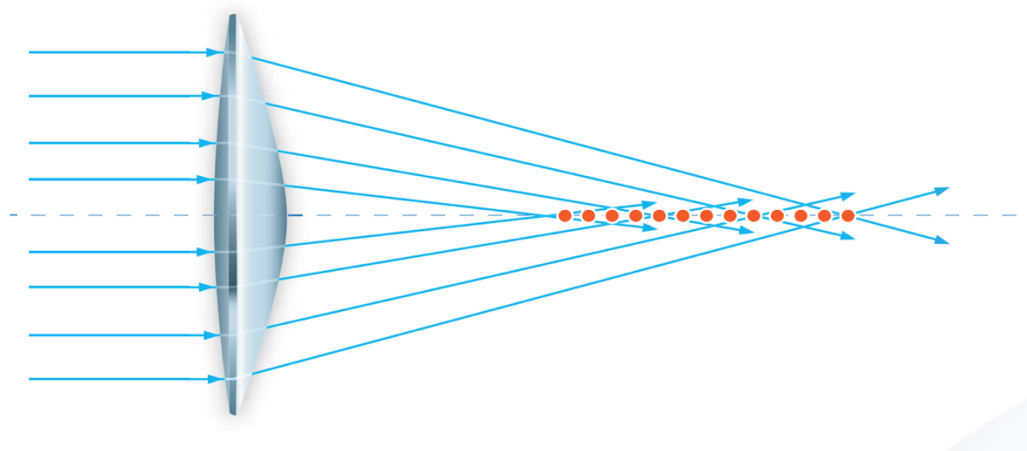
**NuLens** (Izrael) se skládá celkem ze čtyř částí. První část tvoří haptiky z PMMA sloužící pro umístění a upevnění do *sulcus ciliaris*. Druhou část tvoří rovněž z PMMA tvoří rovina, jež umožňuje vidění do dálky. Další částí, třetí, je komora vyplněná pevným silikonovým gelem a poslední čtvrtá zadní část je tvořena pístem se středovým otvorem. Kontrakcí ciliárního svalu dostává zadní píst podnět k „vyboulení“ pevného silikonového gelu, na jehož základě roste dioptrická hodnota čočky. Studie působení NuLens byla provedena na deseti pacientech. Nekorigovaná zraková ostrost do blízka se i přes nepřesné měření způsobené VPMD (přítomné u všech testovaných pacientů) zlepšila o necelé tři řádky. U testovaných subjektů se objevily dva nežádoucí účinky, zadní synechie a také zachycení okraje kapsuly o haptiky AIOL. Tyto komplikace však byly rychle vyřešeny jednoduchým zákrokem.





Obrázek 10: Schéma a popis NuLens a jejího mechanismu [41]

**WIOL-CF** (Česká Republika) zvaná Wichterleova nitrooční čočka s kontinuálním zaostřením (The Wichterle intraocular continuous focus lens). Tato čočka má hyperbolické zakřivení, které připomíná zakřivení krystalické čočky u mladých lidí. Toto zakřivení umožňuje velkou hloubku ostrosti, teoreticky poskytuje nekonečně mnoho bodů pro zaostření- polyfokalitu. Čočka také využívá procesu pseudoakomodace, zužování a rozšiřování zornice v závislosti na vzdálenosti fokusovaného předmětu. Směrem do středu optická mohutnost WIOL-CF roste, a proto svým zúžením (tedy fokusem do blízka) si zornice v podstatě vymezí část s vyšší dioptrickou hodnotou, kterou jedinec bude koukat. Díky svému pružnému materiálu WIOL-CF dokáže měnit svou polohu, tvar a velikost (deformovat se) a tím poskytuje obnovu akomodace. Nevýhodou této AIOL jsou nepříjemné optické fenomény a nižší kontrastní citlivost. Studie však prokázaly, že nekorigovaná zraková ostrost do blízka se zlepšila a světelné jevy vnímalo jako rušivé jen 50 % testovaných subjektů. [35, 39, 40, 41, 42]



Obrázek 11: Schéma principu polyfokality WIOL-CF AIOL [42]

### 4.2.3 Rohovkové implantáty

Rohovkové implantáty (inlays) byly dříve vyráběny tlusté a nepropustné, tvořily bariéru pro normální funkci korneálního metabolismu. Dnes se již vyrábějí z biokompatibilního propustného materiálu a velice tenké. Implantují se do tzv. kapes, chlopní, které se vytvoří pomocí femtosekundového laseru. Bylo dokázáno, že čím hlouběji je kapsa vytvořena, tím lepší jsou poté pooperační hodnoty zrakové ostrosti. Existují dva designy těchto implantátů. Buď jde o dírkovou konstrukci, která mění tvar povrchu přední plochy rohovky, vytváří negativní sférické aberace a rozšiřuje tak hloubku ostrosti. Nebo druhý design, kterým je pokus o vytvoření multifokality rohovky. [35]

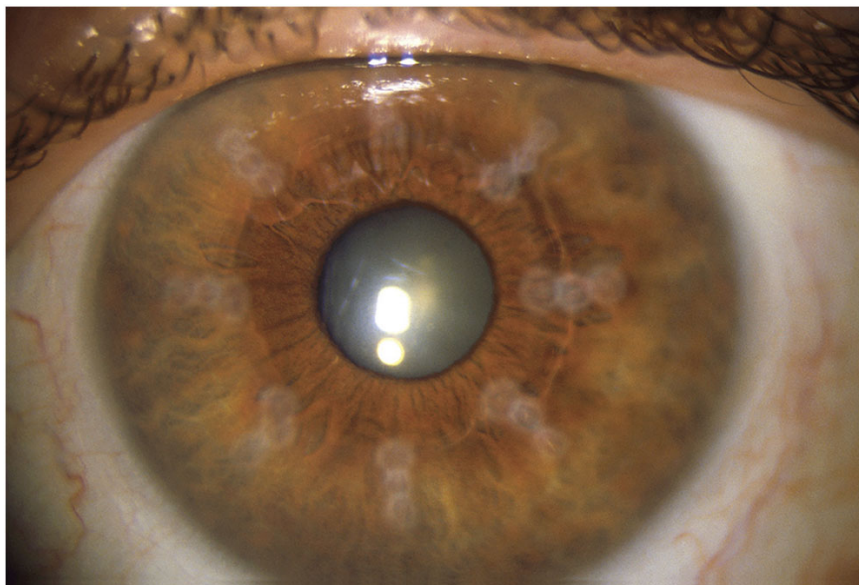
### 4.2.4 Laserová rohovková refrakční chirurgie

#### Monovision

Stejně jako tomu je u kontaktních a nitroočních čoček, metodu monovision lze provést i laserovým refrakčním zákrokem na rohovce. Z laserových rohovkových zákroků pro korekci presbyopie je monovision nejčastější a nejzákladnější metodou. Pomocí excimerového laseru se na rohovce dominantního oka vytvoří takový profil, aby se výsledná refrakční vada blížila oku emetropickému. Druhé oko se stejným postupem uzpůsobí na koukání do blízka. Úspěšnost tohoto zákroku sahá až k 90 %, avšak zákrok má i své nedostatky. Jedná se o zhoršenou zrakovou ostrost za špatných světelných podmínek (mezopické, skotopické vidění), zhoršenou stereopsi a jistou redukcí kontrastní citlivosti.

#### Koagulace kolagenu rohovky (corneal collagen shringage)

Tato konduktivní keratoplastika se řadí mezi neinvazivní metody korekce presbyopie. Jde o zvýšení teploty rohovky na zhruba 65 °C pomocí radiofrekvenční energie. Zvýšená teplota způsobí dehydrataci a ztažení (zkrácení) vláken stromatu v periferii. Tato teplotou indukovaná změna periferního korneálního stromatu se provádí v bodech tvořící tři soustředné prstence o průměru přibližně 6,7 a 8 mm. To vede ke strmění centrální části rohovky a tím ke zvýšení refrakční síly oka. Na následujícím obrázku č. 12 je vyobrazeno oko tři měsíce po operaci konduktivní keratoplastiky provedené v 24 bodech. Studie této korekční metody prokázaly, že zákrok je bezpečný, ale také zjistily, že existuje velká míra regrese refrakce. To je důvod, proč není tento zákrok mezi lékaři oblíbený a proč se v posledních letech často nerealizuje.



Obrázek 12: Oko tři měsíce po konduktivní keratoplastice [43]

### Multifokalita rohovky

Jde o úpravu korneálního povrchu pomocí excimerové laserové ablace laserem presbyLASIK, o vytvoření multifokálního profilu rohovky. Lze provést techniku centrální, kdy centrální část rohovky je přizpůsobena na vidění do blízka a techniku periferní, kde vidění do blízka je umožněno skrze periferní část rohovky. Lze také kombinace s metodou monovision. [35, 43]

#### 4.2.5 Elektrostimulace ciliárního svalu

Tato metoda spočívá v bilaterální elektrostimulaci ciliárního svalu sklerální kontaktní čočkou z polykarbonátového materiálu. Tyto speciální čočky obsahují čtyři mikroelektrody umístěné kolem limbu ve vzdálenosti 3,5 mm, což je oblast odpovídající ciliárnímu svalu. Výsledky pacientů, kteří elektrostimulaci podstoupili, byly z hlediska vlivu této metody na hodnoty zrakové ostrosti, akomodační schopnosti a na další parametry, doposud bohužel nedostatečné. Nelze tedy jednoznačně určit efektivitu této techniky z hlediska korekce presbyopie. Předpoklad je takový, že elektrostimulace je účinná především u raných presbyopů. [35, 37, 44]



Obrázek 13: Sklerální kontaktní čočky s mikroelektrodami určené pro elektrostimulaci *m. ciliaris* [45]

## 5. Hodnocení výsledků korekce presbyopie

Pooperační stav vidění pacientů s chirurgicky korigovanou presbyopií se často hodnotí pomocí měření zrakové ostrosti, defokusační křivky a rychlosti čtení pacienta. Samozřejmě vždy záleží i na pocitech jedince a jeho subjektivní spokojenosti.

Multifokální a EDoF IOL umožňují jedinci pohodlné vidění na dálku, blízko i střední vzdálenost. Každý model však s jinou úspěšností. Je potřeba zohlednit pacientovy požadavky na jeho výsledné vidění a vzít do úvahy silné (a naopak slabé) stránky nitroočních čoček. Dle toho příslušné IOL vybrat a implantovat. Po operaci multifokálních IOL je běžný výskyt zrakových obtíží, jako jsou oslnění a haló efekt. Studie dokazují, že cca 30 % pacientů s implantovanými multifokálními IOL je pooperačně závislých na brýlích. Některé studie uvádějí, že nespokojenost pacientů má příčinu v pooperační zbytkové refrakci a rozmazaném vidění na blízko, a některé studie zase uvedly příčinu v rušivém oslnění a haló efektu.

### Defokusační křivka

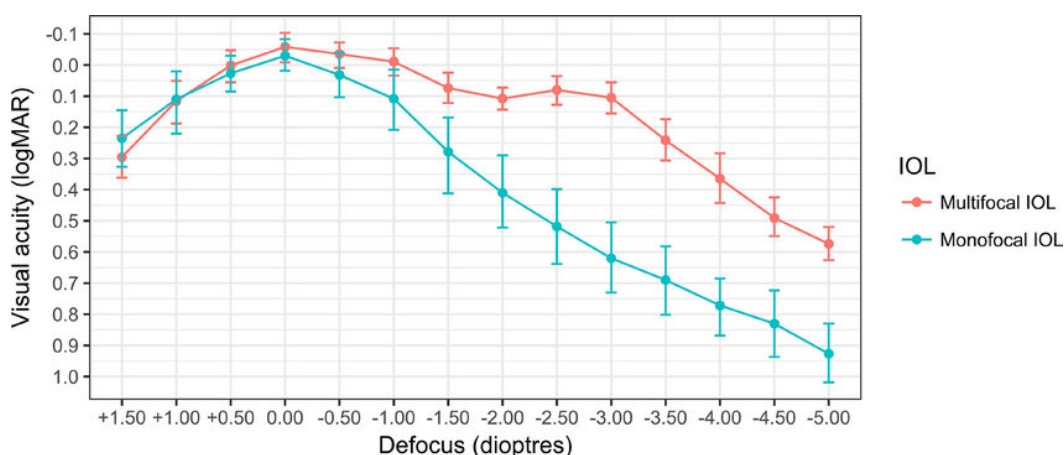
Defokusační křivka je klinickým měřítkem pro vyhodnocení pooperačního účinku implantované IOL na celkový refrakční stav oka, aneb jak dobře je presbyopie čočkou korigována. Také slouží jako předoperační představa pro pacienta či oftalmologa, jakou zrakovou ostrost může s IOL na různé vzdálenosti předpokládat. Pomocí této křivky se tedy interpretuje hloubka ostrosti pacienta. Lze ji získat pomocí měření při nahodilém předkládání dioptrických sklíček před oko při sledování optotypu na dálku (6 m), což imituje různé vzdálenosti optotypu. Měníme tak tedy vergence optotypu.

Při analýze defokusačních křivek je důležité počítat s možností vlivu sférické aberace na výsledné vidění pacienta za přítomnosti refrakční chyby. Pacienti, kteří mají významně vyšší sférickou aberaci, snášejí jednotlivá rozostření obrazu při vytváření defokusační křivky lépe. Hloubka ostrosti IOL je založena na její schopnosti využít sférickou aberaci pro zlepšení vidění do blízka. To lze na úkor kontrastu, který tedy s rostoucí sférickou aberací klesá. K interpretaci defokusační křivky je také nezbytná znalost velikosti zornice, tehdy ji lze využít k charakterizaci výše uvedeného vlivu sférické aberace na vizuální výkon.

Nejdříve musí být pacient správně vykorigován do dálky, tím zamezíme naměření zavádějících výsledků zapříčiněných přítomností zbytkové refrakční vady. Dále se předkládají čočky s různou dioptrickou hodnotou (ne však s plynulým narůstáním či úbytkem dioptrií) buď před jedno oko, nebo před obě oči simultánně. To podle toho, zda defokusační křivku měříme monokulárně či binokulárně. Při předložení dioptrické čočky se zjišťuje vizus (dle nejlepšího čteného řádku na optotypu). Po dokončení měření se jednotlivé hodnoty vynáší do grafu a

následně se spojí. Na ose x jsou uváděny hodnoty defokusace v dioptriích a na ose y jsou uváděny hodnoty zrakové ostrosti pacienta podle stupnice logMAR. Příklad defokusační křivky je znázorněn na obrázku 14.

Výsledná defokusační křivka a její hodnoty by měly být statisticky zpracovány a popsány pomocí statistických údajů populace.



Obrázek 14: Defokusační křivka pro monofokální a multifokální IOL [46]

Monofokální IOL mají principiálně korigovat na dálku či na blízko. U některých pseudofakických pacientů s implantovanou monofokální IOL se však vyskytuje dobrá nekorigovaná zraková ostrost do dálky i do blízka (za dobrou nekorigovanou zrakovou ostrost je považován visus minimálně 6/12). Předpokládá se, že tento jev ovlivňuje několik faktorů. Těmi jsou astigmatismus, velikost zornice, aberace, rohovková multifokalita a axiální posun nitrooční čočky. Tento fenomén je stále předmětem odborných studií. Několik z těchto studií dospělo k závěru, že zbytkový rohovkový astigmatismus má vliv na dobrou nekorigovanou zrakovou ostrost do dálky i do blízka a ostatní výše zmíněné faktory zde nehrají nijak významnou roli. [47, 48, 49, 50, 51]

## 6. Metody práce

Předmětem studie byla zvýšená hloubka ostrosti vyskytující se u některých hypermetropů po implantaci monofokální nitrooční čočky. Pacienti byli měřeni na oční klinice OFTA s r.o. v Plzni. Několik dnů po implantaci monofokálních IOL do obou očí jim byla změřena defokusační křivka a vyšetření na i-Trace.

### 6.1 Soubor pacientů

Pacienti, kteří byli předmětem této studie, byli rozděleni do dvou skupin – hypermetropové a emetropové. Protože refrakce byla před operací zkreslena kataraktou definovali jsme si hypermetropy a emetropy dle hodnoty implantované nitrooční čočky. Změřeno bylo celkem 21 očí u 13 pacientů, z toho 15 hyperopických a 6 emetropických očí, které byly do výzkumu zapojeny pro porovnání defokusačních křivek. Věkové rozpětí u testované skupiny bylo 35 až 88 let. Pro zařazení oka do výzkumu byla stanovena podmínka minimální dosažené zraková ostrost 0,8 při měření defokusačních křivek. Nebyly hodnoceny oči s patologickými změnami zhoršujícími zrakovou ostrost (amblyopie, makulární degenerace, apod.).

#### Hypermetropové

Ve skupině hypermetropů bylo hodnoceno 15 očí u 9 pacientů. Pět pacientů tvořily ženy a zbytek muži (4). Věkové rozmezí je 35 až 77 let. Hodnoty implantovaných IOL hypermetropickým pacientům jsou v rozsahu +29,0 až +34,0 dpt. Doba, kdy bylo pacientům provedena pooperační defokusační křivka a iTrace, se pohybuje v rozmezí od 2 do 3 měsíců po operaci druhého oka, přičemž ve dvou případech bylo vyšetření provedeno až po pěti, respektive osmi měsících. Jednotlivé údaje a informace o hypermetropických pacientech včetně předoperačních vyšetření na autorefraktometru a IOLMasteru a pooperačních vyšetření na iTrace, jsou zaznamenány v tabulce 1 v kapitole 8. Nejméně 8 z devíti pacientů nepoužívá brýle na mobil. Nejméně 6 z devíti pacientů nepoužívá brýle na orientační čtení.

#### Emetropové

Ve skupině emetropů bylo hodnoceno 6 očí u čtyřech pacientů. Do skupiny patří pouze jediný muž, zbytek tvoří ženy (3). Věkové rozmezí je zde 68 až 88 let. Hodnoty implantovaných IOL jsou v rozsahu +21,0 až +23,0 dpt. Pacientům bylo provedeno pooperační vyšetření defokusační křivky a iTrace u dvou případů po dvou měsících a u zbylých dvou případů po třech měsících. Jednotlivé údaje a naměřené hodnoty u emetropických pacientů jsou stejně jako

u emetropů uvedeny v tabulce 3 v kapitole 8. Všichni z pacientů uvádějí používá brýlí na mobil i na orientační čtení.

## 6.2 Použité přístroje

### 6.2.1 Autorefraktometr

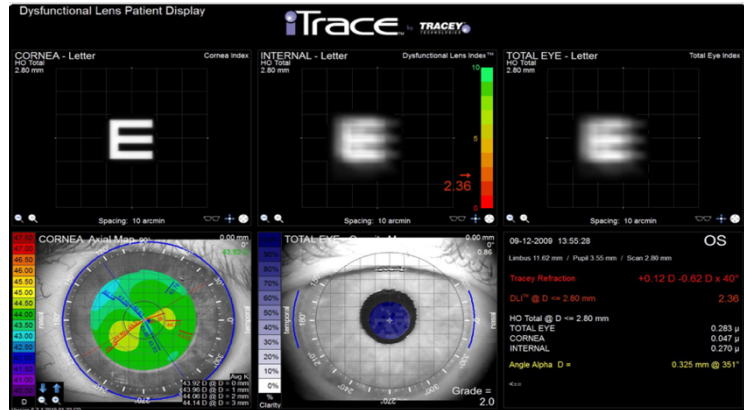
Autorefraktometr je přístroj objektivně měřící refrakci oka. Většina autorefraktometrů využívá infračervenou část elektromagnetického spektra o vlnové délce kolem 880 nm k zamezení oslnění pacientů. Chyby měření na tomto přístroji mohou vzniknout u mladších akomodujících pacientů. I přesto, že současné autorefraktometry již disponují zamlžovacím systémem fixační značky k uvolnění akomodace, někteří pacienti nedokáží akomodaci uvolnit a výsledky refrakce proto mohou mít jisté odchylky (většinou do 0,5 D). U pacientů s kataraktou se odchylky měření mohou pohybovat až nad 2,5 D. Často ani autorefraktometr kvůli zkalenému optickému prostředí oční čočky měření vůbec neprovede. Měření objektivních refrakcí pacientů bylo provedeno konkrétně na autorefraktometeru Topcon KR-1 (viz obr. 14). [52, 53, 54]



Obrázek 15: Autorefraktometr Topcon KR-1 [55]

### 6.2.2 i-Trace

Přístroj i-Trace (obr. 15) patří mezi multifunkční diagnostické oftalmologické přístroje a analyzátoři zrakových funkcí. Obsahuje autorefraktometr, keratometr, rohovkový topograf, pupilometr a navíc i aberometr. Dokáže na základě ray-tracingu detekovat aberace vyšších a nižších řádů a navíc i určit, zda se jedná o aberace oční čočky či rohovky. [56]



Obrázek 16: iTrace Tracey [57]  
Obrázek 17: Ilustrativní výstup měření iTrace [58]

### 6.2.3 IOL Master

Přístroj IOL Master 700 (Zeiss) je optický biometr sloužící k výpočtu hodnoty nitrooční čočky. Funguje na principu interference světla. Má vysoká penetrace katarakty (až 99 %) a také výbornou kontrolu fixace. Pomocí skenování od rohovky až na sítnici detekuje veškeré geometrické abnormality, např. decentraci či náклон oční čočky. Dokáže s využitím telecentrické keratometrie (nezávislé na vzdálenosti) a technologie OCT (SWEPT source OCT) změřit úplnou keratometrii oka, TK (total keratometry), k výpočtu IOL lze tedy zohlednit i zadní plochu rohovky. Je obohacen novým vzorcem pro výpočet IOL sférické i torické – Barretova formule, který již TK zohledňuje. [59, 60, 61, 62, 63]



Patient		Gender	Male				
Date of birth:							
Patient ID:							
Doctor:	OFTA Pizem	Operator:	OFTA Pizem				
			OFTA opt. s.r.o.				
			Společnost: 00455 577 839 128				
Date of calibration test:		by:	OFTA Pizem				
Date of measurement:			1.3375				
IOL:			Converted Lens AMO Senter 1				
			Result: OK				
			CVD: 12.00 mm				
Axial length of the right eye is 0.30 mm longer than axial length of the left eye. - Note: re-check measurement values. OD: Axial length of right eye: 21.49 mm. - Note: short eye. OS: Axial length of left eye: 21.19 mm. - Note: short eye.							
OD right		IOL calculation (Multifomula)		OS left			
AL: 21.49 mm (SD = 11 µm)	ACD: 3.12 mm (SD = 11 µm)	AL: 21.19 mm (SD = 15 µm)	ACD: 3.12 mm (SD = 10 µm)	AL: 21.19 mm (SD = 15 µm)	ACD: 3.12 mm (SD = 10 µm)		
LT: 8.11 mm (SD = 22 µm)	LT: 8.11 mm (SD = 22 µm)	LT: 8.11 mm (SD = 22 µm)	LT: 8.11 mm (SD = 22 µm)	LT: 8.11 mm (SD = 22 µm)	LT: 8.11 mm (SD = 22 µm)		
R1: 8.28 mm @ 177°	R1: 8.28 mm @ 177°	R1: 8.28 mm @ 177°	R1: 8.28 mm @ 177°	R1: 8.28 mm @ 177°	R1: 8.28 mm @ 177°		
R2: 7.97 mm @ 87°	R2: 7.97 mm @ 87°	R2: 7.97 mm @ 87°	R2: 7.97 mm @ 87°	R2: 7.97 mm @ 87°	R2: 7.97 mm @ 87°		
A.D.: -2.28 D @ 52°	A.D.: -2.28 D @ 52°	A.D.: -1.61 D @ 177°	A.D.: -1.61 D @ 177°	A.D.: -1.61 D @ 177°	A.D.: -1.61 D @ 177°		
Ref: Target ref.: plano	Ref: Target ref.: plano	Ref: Target ref.: plano	Ref: Target ref.: plano	Ref: Target ref.: plano	Ref: Target ref.: plano		
VA: ---	VA: ---	VA: ---	VA: ---	VA: ---	VA: ---		
Target ref.: plano	Target ref.: plano	Target ref.: plano	Target ref.: plano	Target ref.: plano	Target ref.: plano		
LS: Phakic; VS: Vitreous body; Ref. surgery: Unchecked; LVC mode: ---	LS: Phakic; VS: Vitreous body; Ref. surgery: Unchecked; LVC mode: ---	LS: Phakic; VS: Vitreous body; Ref. surgery: Unchecked; LVC mode: ---	LS: Phakic; VS: Vitreous body; Ref. surgery: Unchecked; LVC mode: ---	LS: Phakic; VS: Vitreous body; Ref. surgery: Unchecked; LVC mode: ---	LS: Phakic; VS: Vitreous body; Ref. surgery: Unchecked; LVC mode: ---		
Hoffer® suite		Hoffer® Q		Hoffer® suite		Hoffer® Q	
A0: -2.135	A1: +0.263	A2: +0.267	IACD: +5.90	A0: -2.135	A1: +0.263	A2: +0.267	IACD: +5.90
IOL (D)	Ref (D)	IOL (D)	Ref (D)	IOL (D)	Ref (D)	IOL (D)	Ref (D)
+32.00	-0.72	+32.00	-0.74	+31.50	-0.53	+31.50	-0.64
+31.00	+0.85	+31.00	+0.03	+32.50	-0.17	+32.50	-0.10
+30.50	+0.38	+30.50	+0.39	+32.00	+0.21	+32.00	+0.27
+30.00	+0.74	+30.00	+0.74	+31.50	+0.08	+31.50	+0.63
Holladay 2		SRK/T		Holladay 2		SRK/T	
ACD: +5.116	A-Const: 118.90	ACD: +5.116	A-Const: 118.90	ACD: +5.116	A-Const: 118.90	ACD: +5.116	A-Const: 118.90
IOL (D)	Ref (D)	IOL (D)	Ref (D)	IOL (D)	Ref (D)	IOL (D)	Ref (D)
+35.00	-0.20	+30.50	-0.51	+31.50	-0.38	+31.50	-0.37
+29.50	+0.18	+30.00	-0.14	+31.00	+0.00	+31.00	+0.00
+29.00	+0.85	+29.50	+0.23	+30.50	+0.37	+30.50	+0.38
+28.50	+0.91	+29.00	+0.60	+30.00	+0.74	+30.00	+0.75
Comment							

Obrázek 18: IOL Master 700 (Zeiss) [62]  
Obrázek 19: Ilustrativní výstup měření IOLMasteru [vlastní zdroje]



### 6.3 Postup měření

Při pooperační kontrole byla pacientům provedena defokusační křivka, vyšetření na přístroji iTrace. Nejdříve s použitím Snellenova projekčního optotypu ve vyšetřovací vzdálenosti 6 m, brýlové skříně a zkušební obruby byli pacienti vykorigováni na nejlepší sféru. Poté za použití stejného optotypu a foropteru byla monokulárně zjišťována hloubka ostrosti. V náhodném pořadí byly pacientům předkládány spojné a rozptylné čočky (po 0,5 dpt) k imitaci rozdílné vzdálenosti optotypu od oka. Dle pacientem přečteného řádku jsme k jednotlivým hodnotám defokusace přiřadili příslušné hodnoty zrakové ostrosti, přičemž pokud pacient četl alespoň tři znaky z pěti, řádek byl považován za přečtený. Jednotlivé hodnoty zrakové ostrosti byly vyneseny do tabulky a následně zpracovány do grafů, tedy do defokusačních křivek. Na osu  $x$  byly vyneseny hodnoty předkládaných zkušebních skel (v dioptriích) a na osu  $y$  příslušné hodnoty zrakové ostrosti neboli decimálně vyjádřený vizus. Spodní hranice přijatelné hodnoty dosažené zrakové ostrosti pro nás byla 0,3.

Z rekonstruovaných defokusačních křivek byla určena hloubka ostrosti pacientů. Hranice vízu, pro který se hloubka ostrosti určovala, byl vizus 0,6. Oči, které tohoto vízu nedosahovaly, byly z výzkumu vyřazeny. Standardně je hloubka ostrosti vyjádřena rozdílem vzdáleností nejbližšího a nejvzdálenějšího bodu jevících se pacientovi ostře. Pro účely této práce však hloubku ostrosti budeme definovat jako rozmezí dioptrické korekce, pro které pacient dosáhne hodnoty vízu 0,6 a více. Termín hloubka ostrosti je v tomto smyslu často používán oftalmology, spíše by se však mohlo u pevného optického systému jednat o „pseudoakomodační šíři“.

Následně bylo pacientům provedeno kompletní vyšetření na přístroji iTrace. A tedy autorefraktometrie, keratometrie, aberometrie, tonometrie a rohovková topografie. K výzkumu však byla potřeba jen některá z těchto dat. Důležité jsou hodnoty jednotlivých aberací oka. Pro tuto studii jsme se konkrétně zaměřili na aberaci sférickou, koma a astigmatismus. Další pro nás podstatný údaj je také průměr zornice.

## 7. Výsledky

### 7.1 Hypermetropové

Tabulka 1 obsahuje informace o pacientech skupiny hypermetropů. V posledním řádku jsou tyto hodnoty zprůměrovány za účelem vytváření dalších grafů a porovnávání.

Tabulka 1: Naměřená data – hypermetropové

Hypermetropové												
	pohlaví	věk (roky)	oko	axiální délka AL (mm)	hodnota implantované IOL SE (dpt)	model IOL	optimální refrakce po operaci SE (dpt)	astigmatismus - LOA (μm)	typ astigmatismu	koma - HOA (μm)	sférická aberace - HOA (μm)	průměr zornice (mm)
Pacient č.1	muž	46	OP	21,49	+30,5	SA60AT	+0,05	0,2 x 29°	OB	0,08 x 240°	+0,08	5,5
			OL	21,19	+32,0	SA60AT	+0,25	0,43 x 104°	ATR	0,29 x 282°	+0,11	4,7
Pacient č.2	muž	52	OP	20,59	+33,0	SA60AT	+0,47	0,24 x 58°	OB	0,32 x 259°	+0,07	4,9
			OL									
Pacient č.3	žena	77	OP	20,93	+30,0	AAB00	-0,42	0,23 x 105°	ATR	0,1 x 164°	+0,06	4,3
			OL	20,88	+30,0	AAB00	-0,47	0,62 x 101°	ATR	0,15 x 317°	+0,07	4,3
Pacient č.4	muž	49	OP	21,57	+29,0	AAB00	+0,02	0,22 x 81°	ATR	0,1 x 202°	+0,06	4,5
			OL	20,92	+31,0	SA60AT	-0,59	0,31 x 99°	ATR	0,06 x 338°	+0,08	4,7
Pacient č.5	muž	35	OP									
			OL	20,57	+31,0	SA60AT	-0,24	0,31 x 167°	WTR	0,044x 214°	+0,02	4,6
Pacient č.6	žena	48	OP	19,55	+34,0	SA60AT	-0,05	0,15 x 67°	ATR	0,03 x 273°	0	3,0
			OL	19,44	+34,0	SA60AT	-0,17	0,19 x 159°	WTR	0,04 x 277°	-0,01	3,5
Pacient č.7	žena	49	OP	20,66	+32,0	SA60AT	-0,28	0,32 x 27°	OB	0,11 x 203°	+0,07	4,8
			OL	20,81	+31,0	SA60AT	-0,06	0,11 x 137°	OB	0,02 x 38°	+0,04	4,5
Pacient č.8	žena	56	OP	21,31	+31,0	SA60AT	-0,53	0,17 x 87°	ATR	0,16 x 263°	+0,06	5,0
			OL	21,53	+31,0	SA60AT						
Pacient č.9	žena	46	OP	21,04	+29,5	AAB00	-0,60	0,24 x 53°	OB	0,21 x 216°	+0,08	4,9
			OL									
průměr		51		20,83	+31,3		-0,19	0,27 x 91°		0,12 x 235°	+0,06	4,5

Níže vložené grafy 1 až 15 znázorňují defokusační křivky pacientů zkoumané skupiny hyperopů naměřené monokulárně po kataraktové operaci.

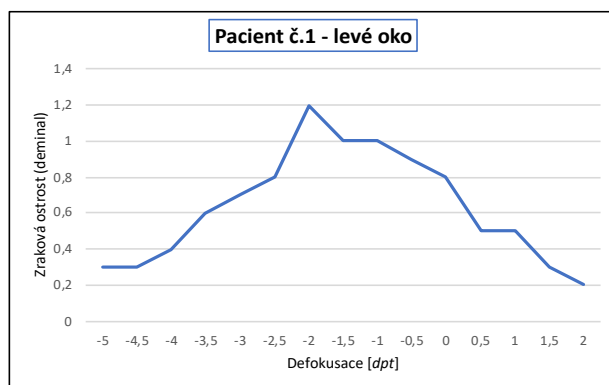
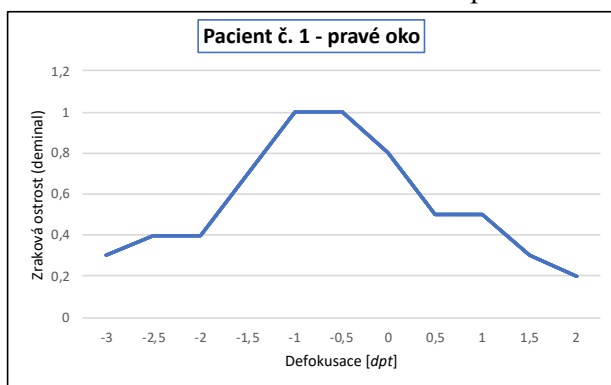
### Pacient č.1

Pacient č.1 je muž, věk 46 let.

Hodnota implantované IOL je na pravém oku +30,5 dpt a na levém oku +32,0 dpt.

Graf 1: Defokusační křivka pravého oka pacienta č.1

Graf 2: Defokusační křivka levého oka pacienta č.1

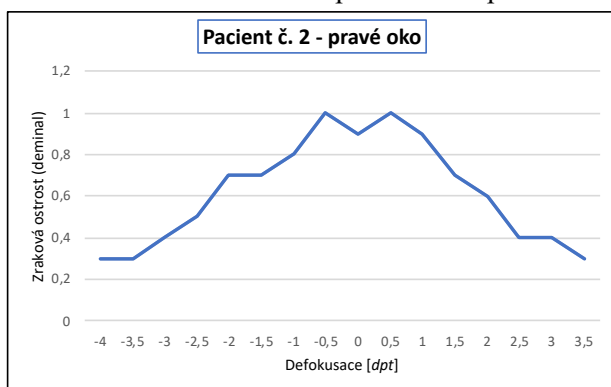


### Pacient č.2

Pacient č.2 je muž, věk 52 let.

Hodnota implantované IOL je na pravém oku +33,0 dpt. Levé oko bylo vyřazeno z důvodu amblyopie.

Graf 3: Defokusační křivka pravého oka pacienta č.2



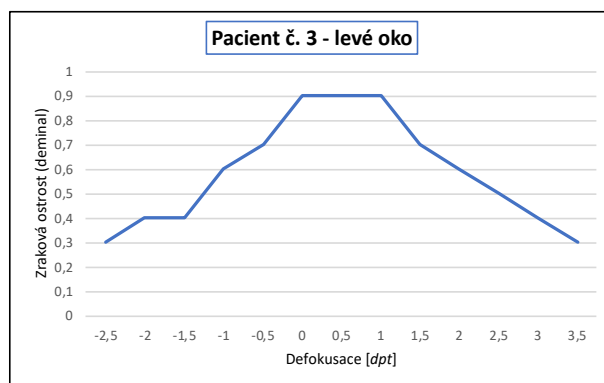
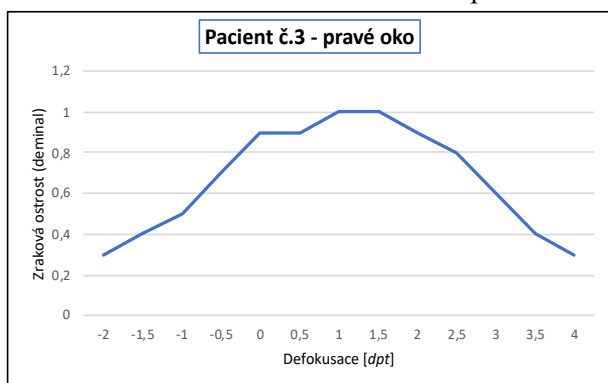
**Pacient č.3**

Pacient č.3 je žena, věk 77 let.

Hodnota implantované IOL je na pravém oku +30,0 dpt a na levém oku +30,0 dpt.

Graf 4: Defokusační křivka pravého oka pacienta č.3

Graf 5: Defokusační křivka levého oka pacienta č.3

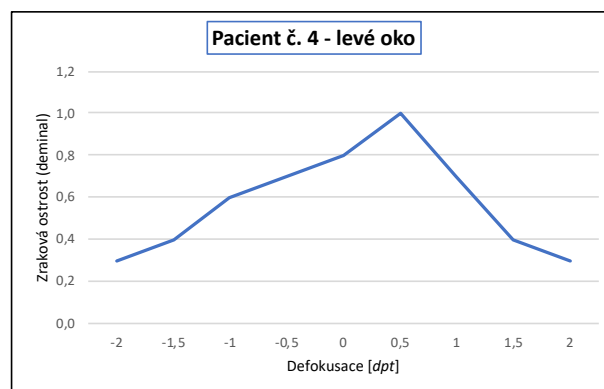
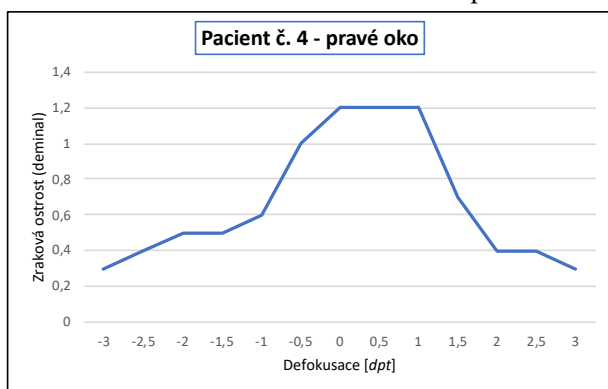
**Pacient č.4**

Pacient č.4 je muž, věk 49 let.

Hodnota implantované IOL je na pravém oku +29,0 dpt a na levém oku +31,0 dpt.

Graf 6: Defokusační křivka pravého oka pacienta č.4

Graf 7: Defokusační křivka levého oka pacienta č.4

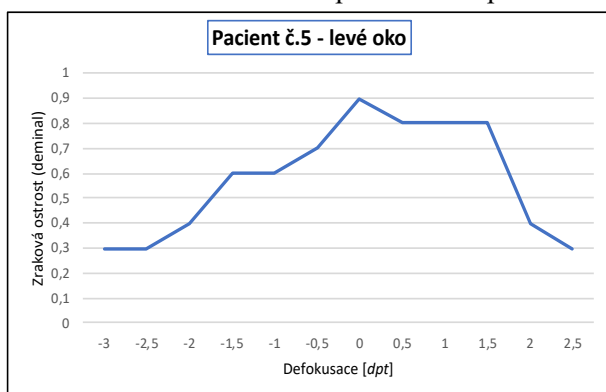


### Pacient č.5

Pacient č.5 je muž, věk 35 let.

Hodnota implantované IOL je na levém oku +31,0 dpt. Pravé oko bylo vyřazeno z důvodu amblyopie.

Graf 8: Defokusační křivka pravého oka pacienta č.5

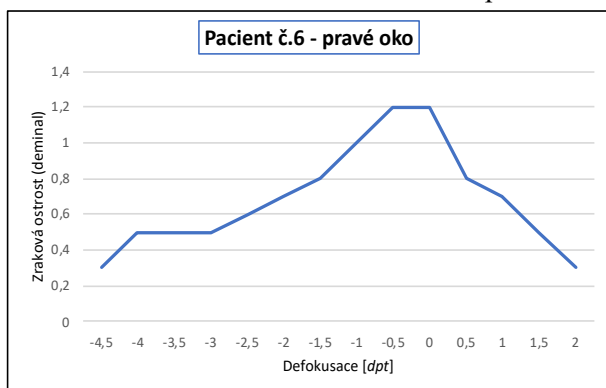


### Pacient č.6

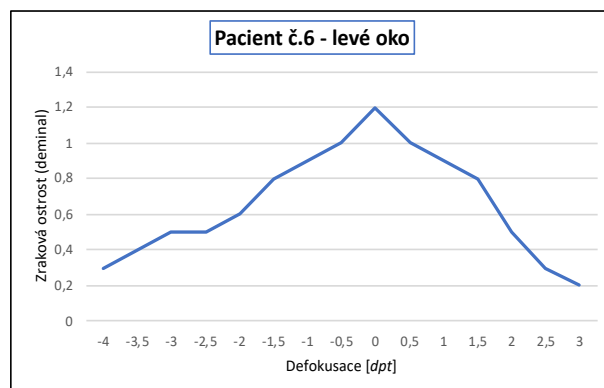
Pacient č.6 je žena, věk 48 let.

Hodnota implantované IOL je na pravém oku +34,0 dpt a na levém oku +34,0 dpt.

Graf 9: Defokusační křivka pravého oka pacienta č.6



Graf 10: Defokusační křivka levého oka pacienta č.6



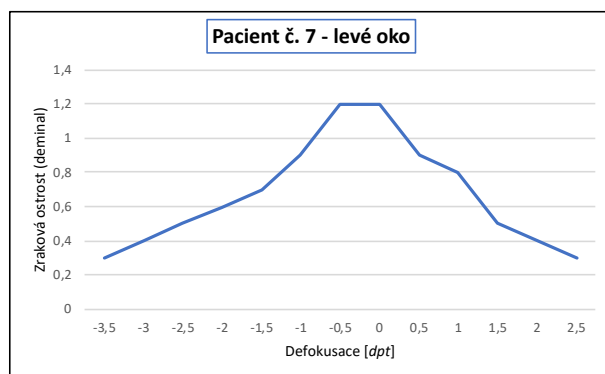
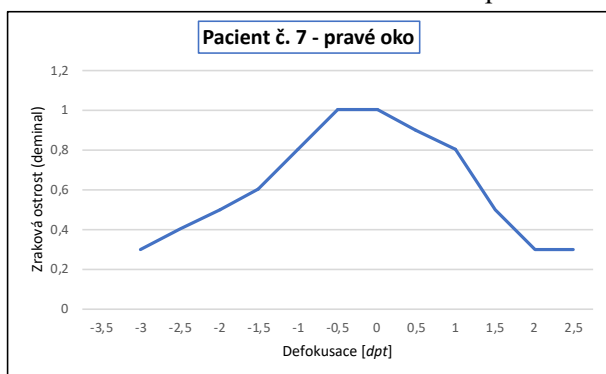
**Pacient č.7**

Pacient č.7 je žena, věk 49 let.

Hodnota implantované IOL je na pravém oku +32,0 dpt a na levém oku +31,0 dpt.

Graf 11: Defokusační křivka pravého oka pacienta č.7

Graf 12: Defokusační křivka levého oka pacienta č.7

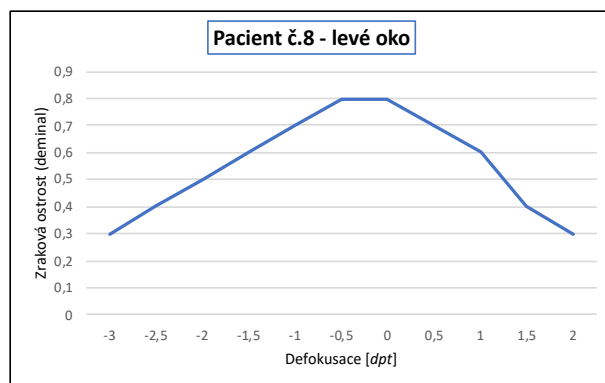
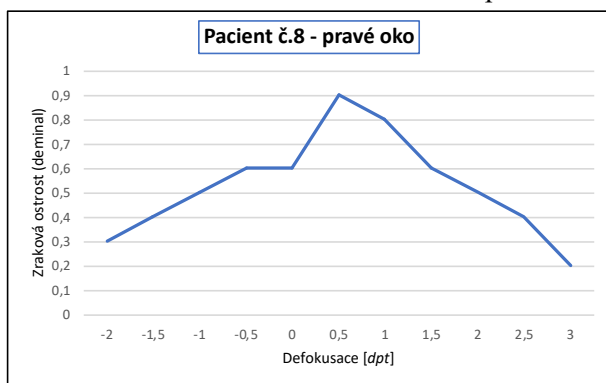
**Pacient č.8**

Pacient č.8 je žena, věk 56 let.

Hodnota implantované IOL je na pravém oku +31,0 dpt a na levém oku +31,0 dpt.

Graf 13: Defokusační křivka pravého oka pacienta č.8

Graf 14: Defokusační křivka levého oka pacienta č.8

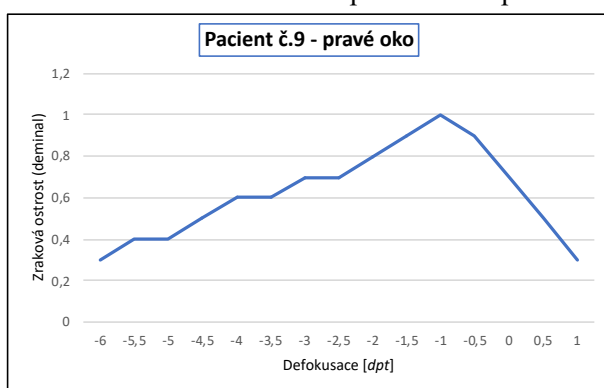


**Pacient č.9**

Pacient č.9 je žena, věk 46 let.

Hodnota implantované IOL je na pravém oku +29,5 dpt. Levé oko bylo vyřazeno z důvodu amblyopie.

Graf 15: Defokusační křivka pravého oka pacienta č.9

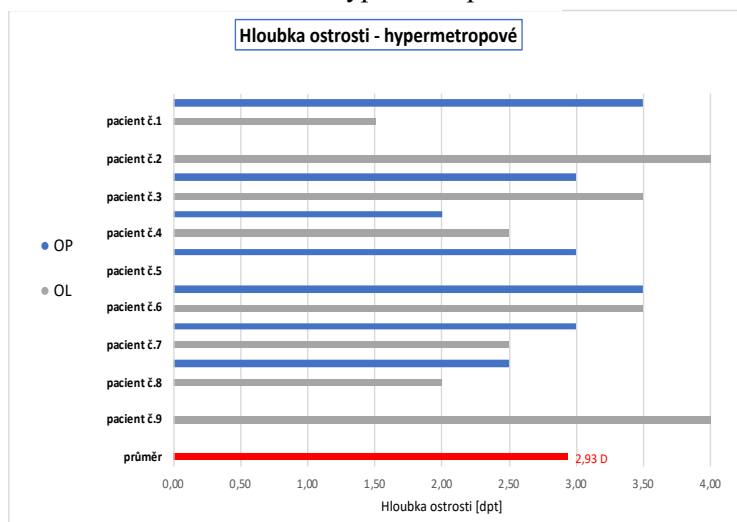


Hodnoty hloubky ostrosti u jednotlivých hypermetropů spolu s průměrnou hodnotou jsou uvedeny v tabulce 2. Tyto hodnoty jsou zároveň vyneseny v grafu 16. Průměrná hloubka ostrosti u hypermetropů činí 2,93 dpt.

Tabulka 2: Hloubka ostrosti - hyperopové

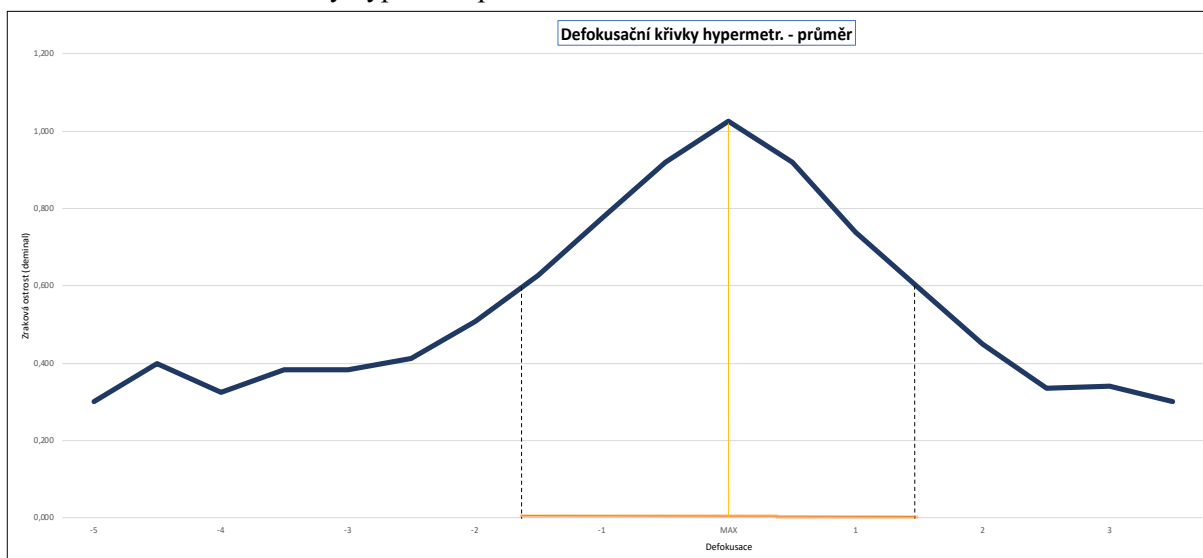
		hloubka ostrosti [dpt]
pacient č.1	OP	1,5
	OL	3,5
pacient č.2	OP	4
	OL	
pacient č.3	OP	3,5
	OL	3
pacient č.4	OP	2,5
	OL	2
pacient č.5	OP	
	OL	3
pacient č.6	OP	3,5
	OL	3,5
pacient č.7	OP	2,5
	OL	3
pacient č.8	OP	2
	OL	2,5
pacient č.9	OP	4
	OL	
průměr		2,93

Graf 16: Hloubka ostrosti - hypermetropové



K souhrnnému zhodnocení křivek jsme je zarovnali podle sférického ekvivalentu nejlepší korigované zrakové ostrosti. Toto maximum je v grafu 17 vyznačeno žlutou přímkou. Graf 17 znázorňuje defokusační křivku, jenž je výsledkem zprůměrování všech defokusačních křivek hyperopických pacientů. Z jednotlivých defokusačních křivek hypermetropů lze stanovit hloubku ostrosti. Rozsah průměrné hloubky ostrosti hypermetropů je v grafu zvýrazněn oranžovou úsečkou na ose  $x$ .

Graf 17: Defokusační křivky hyperm. – průměr



## 7.2 Emetropové

V tabulce 3 jsou analogicky k tabulce 1 u hypermetropů data o pacientech skupiny emetropů.

Tabulka 3: Naměřená data – emetropové

Emetropové												
	pohlaví	věk (roky)	oko	axiální délka AL (mm)	hodnota implantované IOL SE	model IOL	optimální refrakce po operaci SE (dpt)	astigmatismus - LOA ( $\mu\text{m}$ )	typ astigmatismu	koma - HOA ( $\mu\text{m}$ )	sférická aberace - HOA ( $\mu\text{m}$ )	průměr zornice (mm)
Pacient č.10	žena	68	OP									
			OL	22,79	+23,0	AAB00	-0,01	0,261 x 123°	OB	0,038 x 167°	+0,023	3,7
Pacient č.11	muž	68	OP	23,96	+21,5	AAB00	+0,05	0,119 x 54°	OB	0,041 x 157°	+0,050	4,1
			OL	23,95	+22,0	AAB00	+0,23	0,238 x 15°	WTR	0,092 x 206°	+0,046	4,5
Pacient č.12	žena	75	OP	23,63	+21,0	AAB00	+0,21	0,042 x 151°	OB	0,201 x 272°	+0,082	4,7
			OL	23,61	+21,0	AAB00	+0,21	0,185 x 9°	WTR	0,075 x 253°	+0,024	4,4
Pacient č.13	žena	88	OP									
			OL	23,26	+22,5	SA60AT	-0,23	0,226 x 137°	OB	0,253 x 305°	+0,050	3,8
průměr		75		23,53	+21,83		+0,08	0,18 x 82°		0,12 x 227°	+0,05	4,2



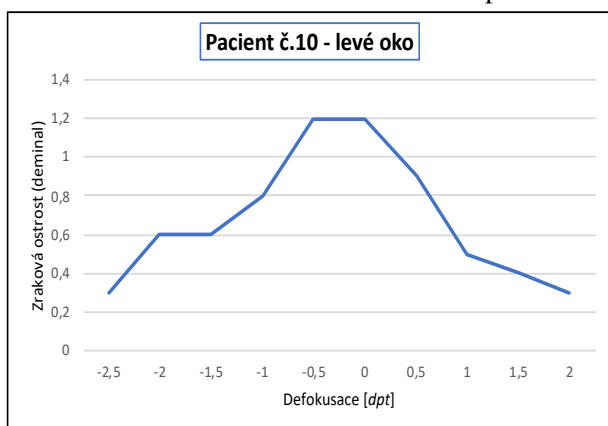
Niže vložené grafy 18 až 23 znázorňují defokusační křivky pacientů zkoumané skupiny emetropů nameřené monokulárně po kataraktové operaci.

### **Pacient č.10**

Pacient č.10 je žena, věk 68 let.

Hodnota implantované IOL je na levém oku +23,0 dpt. Pravé oko pacienta bylo ze studie vyřazeno, protože do něj byla implantována torická IOL. Ve studii byly zohledněny pouze nitrooční čočky sférické, které se na hloubce ostrosti nemohou podílet.

Graf 18: Defokusační křivka levého oka pacienta č.10



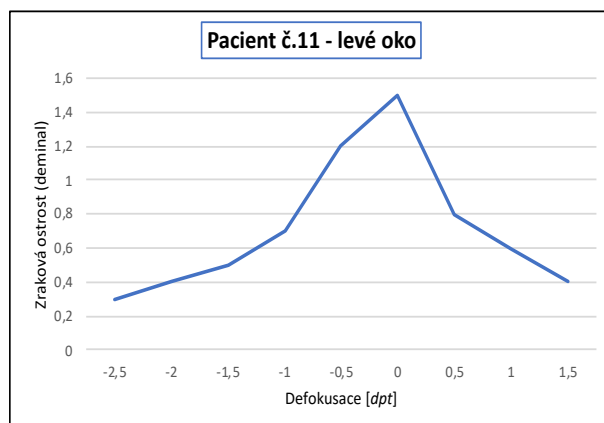
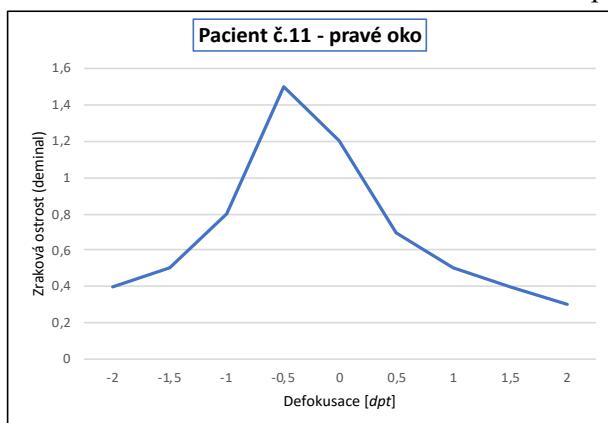
### **Pacient č.11**

Pacient č.11 je muž, věk 68 let.

Hodnota implantované IOL je na pravém oku +21,5 dpt a na levém oku +22,0 dpt.

Graf 19: Graf 19: Defokusační křivka pravého oka pacienta č.11

Graf 20: Graf 19: Defokusační křivka levého oka pacienta č.11



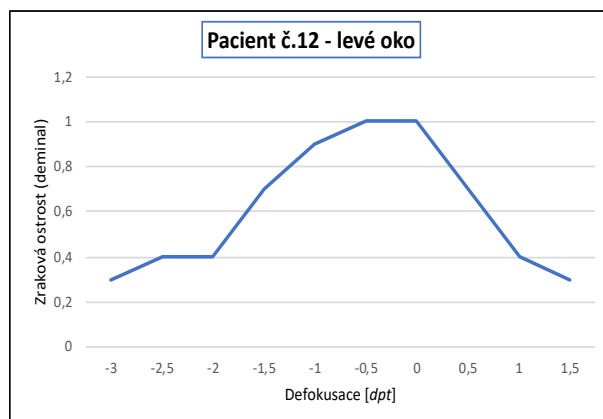
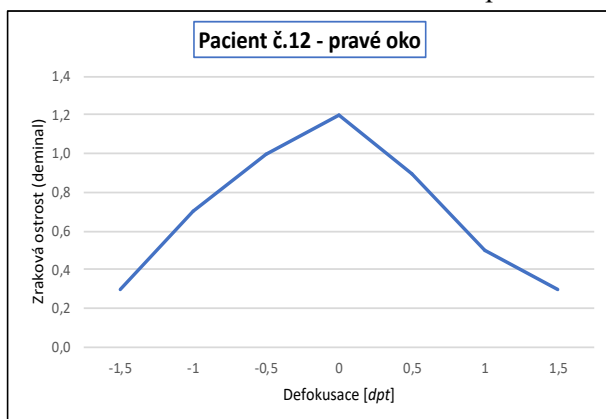
**Pacient č.12**

Pacient č.12 je žena, věk 75let.

Hodnota implantované IOL je na pravém oku +21,0 dpt a na levém oku +21,0 dpt.

Graf 21: Defokusační křivka pravého oka pacienta č.12

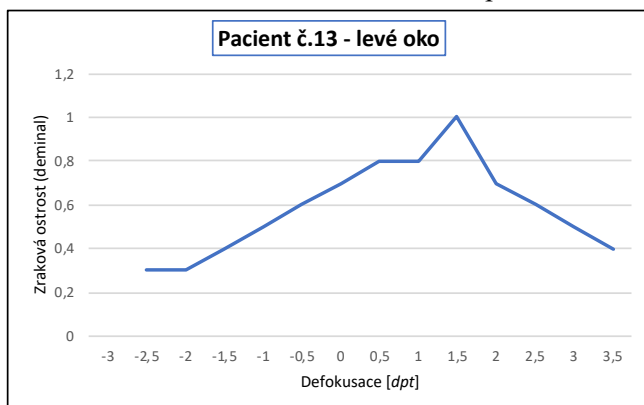
Graf 22: Defokusační křivka levého oka pacienta č.12

**Pacient č.13**

Pacient č.13 je žena, věk 88 let.

Hodnota implantované IOL je na levém oku +22,5 dpt. Pravé oko bylo vyřazeno z důvodu amblyopie.

Graf 23: Defokusační křivka levého oka pacienta č.13

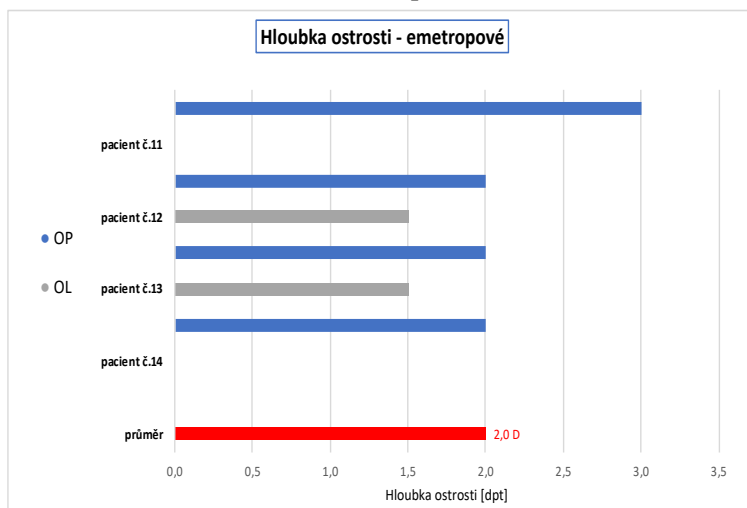


Hodnoty hloubky ostrosti u jednotlivých emetropů spolu s průměrnou hodnotou jsou uvedeny v tabulce 4 a grafu 24. Průměrná hloubka ostrosti u emetropů vyšla 2,0 dpt.

Tabulka 4: Hloubka ostrosti  
- emetropové

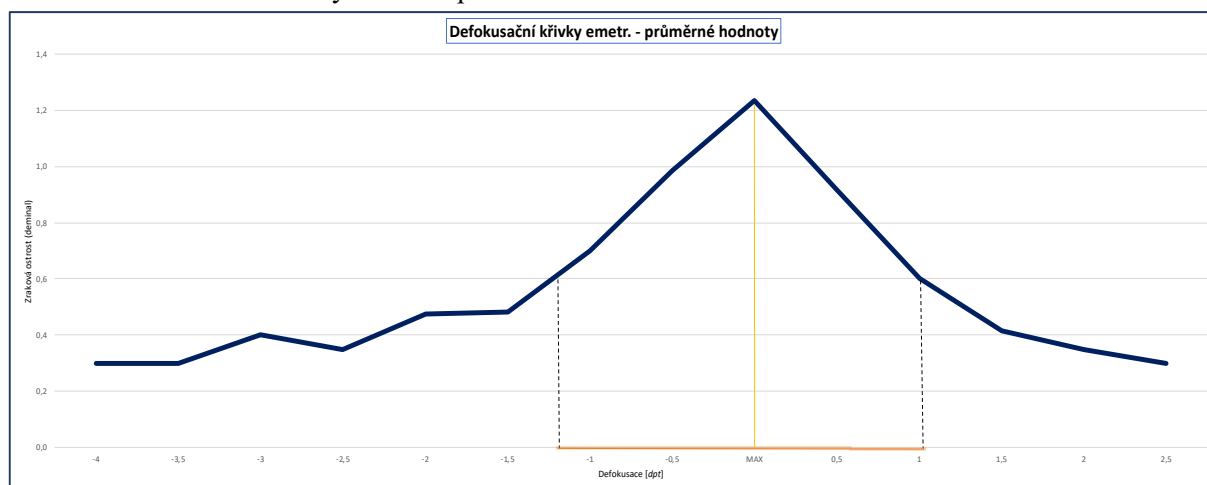
		hloubka ostrosti [dpt]
pacient č.10	OP	
	OL	3
pacient č.11	OP	1,5
	OL	2
pacient č.12	OP	1,5
	OL	2
pacient č.13	OP	
	OL	2
průměr		2,00

Graf 24: Hloubka ostrosti - emetropové



Graf 25 znázorňuje defokusační křivku (zarovnanou dle maxima), jenž je výsledkem zprůměrování všech defokusačních křivek emetropických pacientů. Rozsah průměrné hloubky ostrosti emetropů je v grafu 25 zvýrazněn oranžovou úsečkou na ose x.

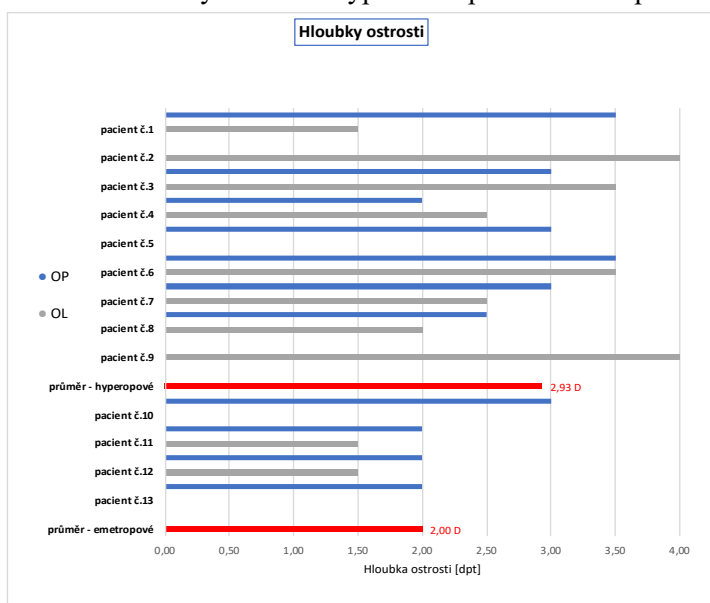
Graf 25: Defokusační křivky emetr. – průměr



### 7.3 Porovnání výsledků

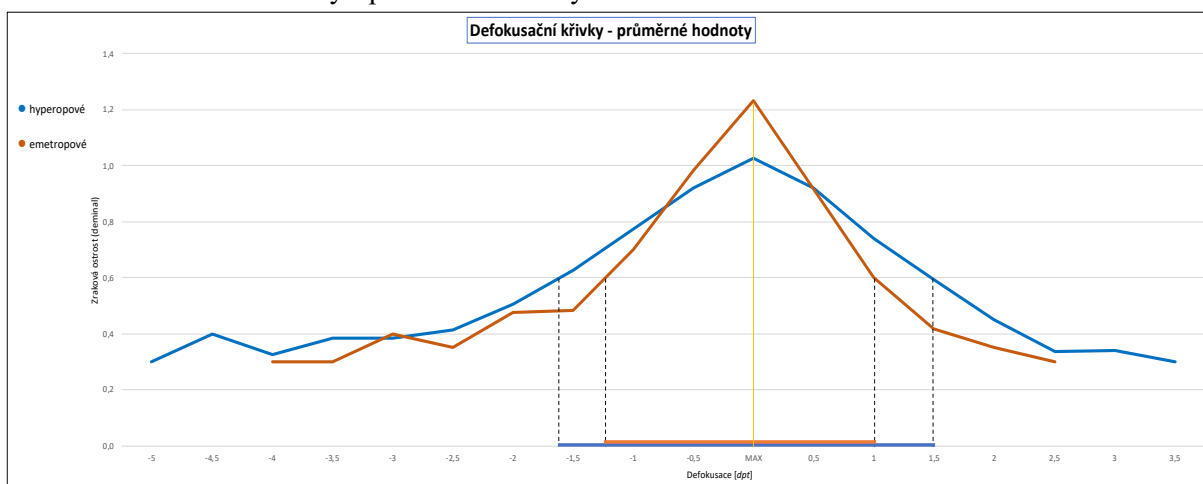
V následující kapitole 7.3 budou shrnuty výsledky skupin emetropů a hypermetropů a tyto výsledky budou porovnány mezi sebou. Jednotlivé hloubky ostrosti u hypermetropů a emetropů včetně jejich průměrů jsou v grafu 26.

Graf 26: Hloubky ostrosti - hypermetropové a emetropové



V následujícím grafu 27 jsou znázorněny dvě křivky vytvořené z průměrných hodnot. Také jsou oranžovou a modrou úsečkou na ose  $x$  vyznačeny průměrné hloubky ostrosti.

Graf 27: Defokusační křivky - průměrné hodnoty



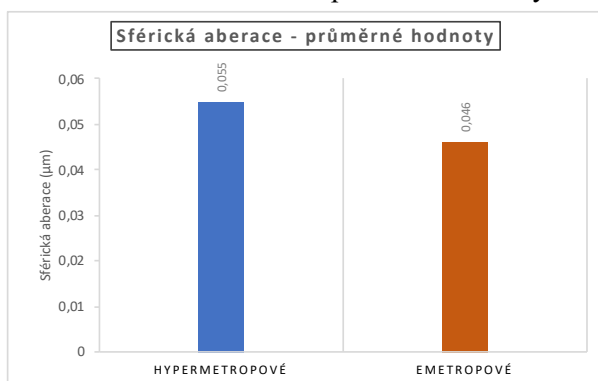
Dle chování jednotlivých křivek lze říci, že křivka pro průměrné hodnoty zrakových ostrostí hypermetropů má pozvolnější charakter než průměrná defokusační křivka emetropů.

Emetropická křivka dosahuje vyšších hodnot zrakové ostrosti než hyperopická. Hloubka ostrosti je však u hyperopů vyšší.

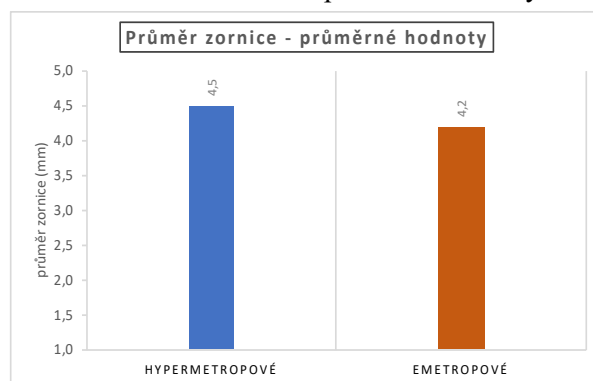
Následně jsou uvedeny tabulky a grafy s hodnotami, které by mohly přispět ke zvýšené hloubce ostrosti u hypermetropů v porovnání s emetropy.

V následujících grafech 28 a 29 jsou porovnány průměrné hodnoty sférické aberace a průměru zornic hypermetropů a emetropů. U hyperopů vyšla průměrná sférická aberace  $0,055 \mu\text{m} \pm 0,032 \mu\text{m}$  a šířka zornice  $4,5 \text{ mm} \pm 0,620 \text{ mm}$ . U emetropů vyšla průměrná sférická aberace  $0,046 \mu\text{m} \pm 0,02 \mu\text{m}$  a šířka zornice  $4,2 \text{ mm} \pm 0,371 \text{ mm}$ .

Graf 29: Sférická aberace - průměrné hodnoty

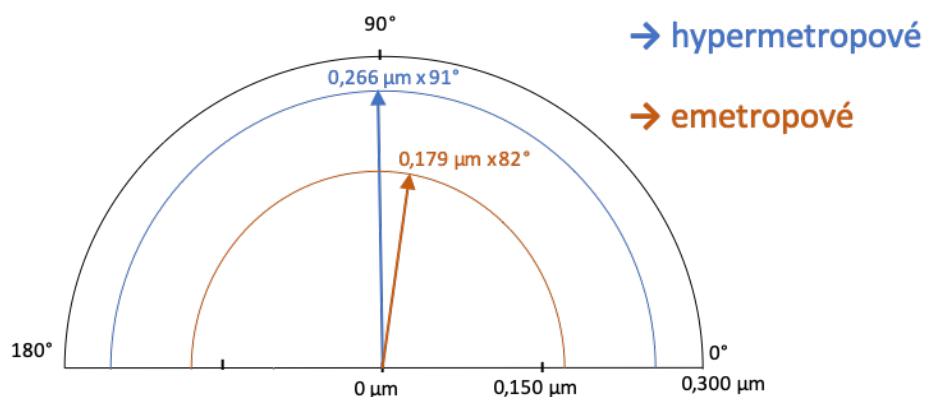


Graf 28: Průměr zornice – průměrné hodnoty

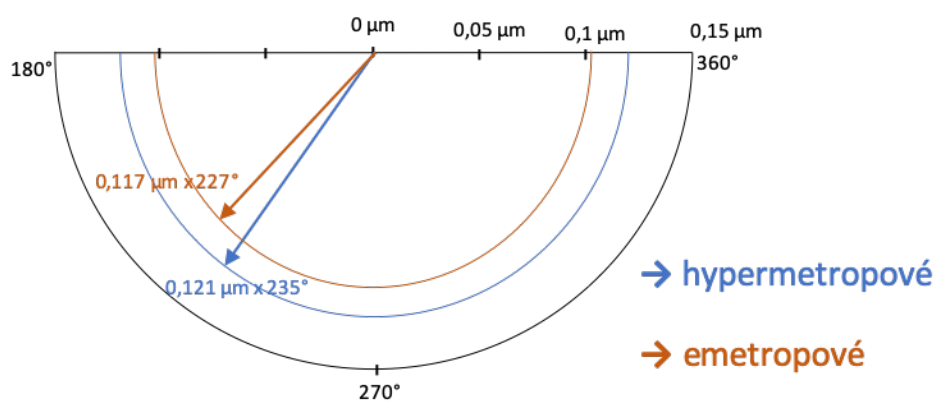


Průměrná hodnota astigmatismu (podle výsledků iTrace) byla u hypermetropů  $0,266 \mu\text{m} \times 91^\circ$ , u emetropů  $0,179 \mu\text{m} \times 82^\circ$  (obr. 20).

Průměrná hodnota komy (též z výsledků iTrace) byla u hypermetropů  $0,121 \mu\text{m} \times 235^\circ$  a u emetropů  $0,117 \mu\text{m} \times 217^\circ$  (obr. 21).



Obrázek 20: Astigmatismus - emetropové, hyperopové



Obrázek 21: Koma - emetropové, hyperopové

U hypermetropů byl naměřen astigmatismus proti pravidlu (ATR) u 7 očí, podle pravidla (WTR) u 2 očí a šikmý astigmatismus (OB) pouze u 2 očí.

U emetropů byl naměřen astigmatismus podle pravidla u 2 očí, šikmý astigmatismus u 4 očí. Astigmatismus proti pravidlu u emetropů naměřen vůbec nebyl.

## 8. Diskuze

Při měření defokusačních křivek a zjišťování pooperační hloubky ostrosti byly zjištěny vyšší hodnoty hloubky ostrosti u skupiny hyperopů než u emetropů. Průměrná hodnota u hypermetropů vyšla 2,93 dpt a u emetropů průměrná hloubka ostrosti vyšla 2,0 dpt. Rozdíly lze rozeznat i na průběhu jednotlivých defokusačních křivek. Křivky u emetropů mají rychlý a strmý průběh do bodu nejvyšší zrakové ostrosti a poté opět rychlý spád. Naopak křivky hypermetropů mají pozvolnější průběh a vrchol z nich není tolik patrný, není extrémní.

V hodnotách zjištěných přístrojem iTrace jsou také patrné rozdíly mezi testovanými skupinami. Průměrná hodnota astigmatismu u hypermetropů vyšla  $0,266 \mu\text{m} \times 91^\circ$ , u emetropů  $0,179 \mu\text{m} \times 82^\circ$ . U hypermetropů převažoval zbytkový astigmatismus proti pravidlu (ATR), u emetropů šikmý astigmatismus (OB). Průměrná hodnota komy vyšla u hypermetropů  $0,121 \mu\text{m} \times 235^\circ$ , u emetropů  $0,117 \mu\text{m} \times 217^\circ$ . Průměrná hodnota sférické aberace je u hypermetropů  $+0,055 \mu\text{m}$  a u emetropů vyšla  $+0,046 \mu\text{m}$ .

Hypermetropové vykazují lepší vidění na blízko a střední vzdálenost na rozdíl od emetropů, kteří pro tyto případy potřebují brýle. Na tomto faktu by se mohly podílet následující faktory: zbytkový astigmatismus (ATR), koma, sférická aberace, ale také věkové složení zkoumaných skupin. U hypermetropických pacientů byla naměřena lehce myopická pooperační refrakce, lze ji tedy také řadit mezi potenciální faktory ovlivňující vidění do blízka. Průměrný věk u hypermetropických pacientů byl 51 let, u emetropických 75 let. Je tedy možné, že mladší skupina pacientů (hypermetropové) dokáže při práci do blízka zúžit zornici.

Výsledné hodnoty šířky zornice naměřené na iTrace neodpovídají našim předpokladům (hypermetropové 4,5 mm, emetropové 4,2 mm). Byly však měřeny za rozdílných světelných podmínek na iTrace a ne při vyšetření defokusační křivky. V navazujících výzkumech by bylo tedy vhodné posoudit šířku zornice přímo při měření defokusační křivky.

Všechny tyto faktory, včetně celkově plošší defokusační křivky u hypermetropů, by mohly ovlivnit vidění na blízko, nemůžeme však posoudit, jak významně.

Na tomto místě je třeba zdůraznit, že výsledky této práce nemohly být statisticky zpracovány vzhledem k omezenému počtu pacientů především ve skupině emetropů a výrazné věkové heterogenitě. Bylo to dáno protiepidemickými opatřeními (pandemie Covid-19), při kterých byly na pracovišti omezeny kontroly běžných pacientů bez komplikací.

Stejnou problematikou se již zabývaly některé studie. Jednou z nich byla studie *Analysis of patients with good uncorrected distance and near vision after monofocal intraocular lens*

*implantation* prováděna v Indii v centru Iladevi cataract and IOL research center pod vedením M. A. Nanavaty a spol. Tento výzkum došel k závěru, že v dobrém vidění na dálku i na blízko po implantaci monofokální IOL hraje nejvýznamnější roli zbytkový ATR astigmatismus. [48] Ke stejným výsledkům jsme při měření astigmatismu došli, většina hypermetropů vykazuje ATR astigmatismus na rozdíl od emetropů vykazujících ve většině OB astigmatismus.

Schopnost vidění do blízka a na střední vzdálenost jsme posuzovali pouze na základě orientační anamnézy. Pro zpřesnění by bylo vhodné standardizovat vyšetření zrakové ostrosti do blízka a na střední vzdálenost a odstranit vliv defokusace, eventuálně astigmatismu. Přístroj iTrace umožňuje vyšetřit aberace pro stimul do dálky a do blízka – tím by bylo možné dokumentovat případnou dynamickou složku. Tyto možnosti by však znamenaly výrazně větší zátěž pacientů a šly nad rámec naší studie. Mohou však tvořit podnět k dalšímu výzkumu.

Hypotéza o stejném průběhu defokusačních křivek u emetropů a hypermetropů se nepotvrdila. Tento výsledek však nelze statisticky spolehlivě zpracovat. Zdá se, že u hypermetropů lze do jisté míry korigovat monofokální nitrooční čočkou i presbyopii, ale neprokázali jsme žádné jednoznačné faktory, které to ovlivňují.



## 9. Závěr

Závěrem této práce lze konstatovat, že její hlavní cíl byl splněn. V práci jsme zjistili různé hloubky ostrosti u hypermetropických a emetropických pacientů. Průměrná pooperační hloubka ostrosti zjištěna pomocí defokusační křivky vyšla u hypermetropů 2,93 dpt a u emetropů vyšla 2,0 dpt. Také jejich defokusační křivky jsou rozdílné, hypermetropická má pozvolnější průběh, zatímco emetropická spíše strmější. Zatímco hypermetropové po operaci subjektivně vykazují dobré vidění na střední a blízkou vzdálenost, emetropové jsou nuceni i po operaci nadále užívat brýlovou korekci na blízko (pokud je implantovaná IOL korekcí na dálku). Tomuto jevu mohl napomoci zbytkový astigmatismus proti pravidlu, lehce myopická pooperační refrakce, nižší průměrný věk, sférická aberace, či koma. Potenciální vliv šířky zornice by vyžadoval pokračování výzkumu.

Dle mého názoru by toto zjištění mohlo být přínosem v oftalmologické praxi. Výzkum je však třeba prohloubit a rozšířit. Je potřeba prozkoumat více pacientů a dodržet ideální podmínky měření (především při měření šířky zornice) tak, aby byly jasně definovány přesné hodnoty faktorů ovlivňujících zvýšenou hloubku ostrosti u hypermetropů (věk, šíře zornice, délka oka, aberace vyšších a nižších řádů, především astigmatismus, event. další parametry). Pokud by následným výzkumem byla zjištěna konkrétní kombinace některých z výše uvedených faktorů, která by jednoznačně zaručila dobrý výsledek vidění na střední i blízkou vzdálenost, oční lékaři by byli schopni jednoohniskovou IOL nabízet těmto pacientům jako další možnou alternativu korekce presbyopie.

## Seznam použité literatury

- [1] T. R. FRICKE, et.al.: *Global Prevalence of Presbyopia and Vision Impairment from Uncorrected Presbyopia*, *Ophthalmology*, 2018, vol. 125, ss. 1492-1499, ISSN 0161-6420/18 [online]. [cit. 2020-09-28]. Dostupné z: <https://bit.ly/37WnejJ>
- [2] DuoVize: *Vetchozrakost (presbyopie) – špatné vidění na čtení*, 2020, [online]. [cit. 2020-09-28]. Dostupné z: <https://bit.ly/3gFT7Rg>
- [3] R. AUTRATA, J. ČERNÁ: *Nauka o zraku*, Brno, Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů v Brně, 2006, 226 s., ISBN 57-860-02
- [4] M. ANTON: *Refrakční vady a jejich vyšetřovací metody*, Brno, Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů v Brně, 2004, 96 s., ISBN 80-7013-402-X
- [5] O. KITTNAR: *Lékařská fyziologie*, Praha, Grada Publishing, a.s., 2020, 752 s., ISBN 978-80-271-1431-3
- [6] P. KUCHYNKA: *Oční lékařství*, Praha, Grada Publishing, a.s., 2007, 812 s., ISBN 978-80-247-1163-8.
- [7] M. R. ALVES, E. D. SANTOS-NETO: *New concepts in accommodation and presbyopia*, 2011, *Revista Brasileira de Oftalmologia*, [online]. [cit. 2.1.2021]. Dostupné z: <https://bit.ly/2KZFPDX> DOI: 10.1590/S0034-72802011000500008
- [8] K. JANDOVÁ, D. MAREŠOVÁ: *Praktická cvičení „vyšetření zraku“ pro studenty zubního lékařství*. [online]. [cit. 2020-10-03]. Dostupné z: <https://bit.ly/3mpIqUw>
- [9] P. MORÁVEK: *Změny akomodační šíře v závislosti na věku a refrakčních vadách*, Brno, 2011, Diplomová práce, Masarykova univerzita, [online]. [cit. 2020-10-10] Dostupné z: <https://bit.ly/34cbHeW>
- [10] J. REICHL, M. VŠETIČKA: *Oko jako optická soustava*, 2020, *Encyklopedie fyziky*, [online]. [cit. 2020-10-10]. Dostupné z: <https://bit.ly/380YPdP>
- [11] J. KYMPLOVÁ: *Katalog metod v biofyzice*, [online]. [cit.2020-10-10]. Dostupné z: <https://bit.ly/3nX393o>
- [12] WikiSkripta: *Optický systém oka*, [online]. [cit. 2020-10-10]. Dostupné z: <https://bit.ly/386Bx6F>

- [13] F. PLUHÁČEK, L. MUSILOVÁ: *Akomodace a vergence*, Optometrie UP, [online]. [cit. 2020-10-22]. Dostupné z: <https://bit.ly/2KRTYmt>
- [14] E. NAGYOVÁ: *Srovnání akomodačně vergenčních vlastností vizuálního systému pro jednotlivé refrakční vady*, Brno, 2016, Diplomová práce, Masarykova univerzita, [online]. [cit. 2020-10-25] Dostupné z: <https://bit.ly/2WVOzgT>
- [15] W. J. BENJAMIN: *Borish's clinical refraction*, 2nd ed., Elsevier Butterworth-Heinemann, 1694 s., ISBN: 07-506-7524-1
- [16] A. KEIRL, C. CHRISTIE: *Clinical optics and refraction: a guide for optometrists, contact lens opticians and dispensing opticians*, Elsevier Butterworth-Heinemann, 368 s., ISBN 978-075-0688-895
- [17] E. STUDENÁ: *Vyšetřovací metody refrakční vady*, Brno, 2006, Diplomová práce, Masarykova univerzita, [online]. [cit. 2020-10-28]. Dostupné z: <https://bit.ly/2KPqCoL>
- [18] L. ŘEZNÍKOVÁ: *Zraková ostrost na blízko po implantaci monofokální nitrooční čočky*, Kladno, 2018, Bakalářská práce, ČVUT FBMI, [online]. [cit. 2020-10-28]. Dostupné z: <https://bit.ly/2X00ZUK>
- [19] D. M. PORTALIOU, et.al.: *Real and pseudoaccommodation in accommodative lenses*, 2011, [online]. [cit. 2020-10-28]. Dostupné z: <https://bit.ly/38RXzcc>
- [20] R. PATEL, et.al.: *Pseudoaccommodation*, 2011, [online]. [cit. 2020-11-02]. Dostupné z: <https://bit.ly/3rA9hRk>
- [21] J. BĚLÍKOVÁ: *Význam denzitometrie oční čočky stanovené na Pentacamu pro operaci katarakty*, Brno, 2014, Disertační práce v oboru lékařská biofyzika, Masarykova univerzita, [online]. [cit. 2020-11-02]. Dostupné z: <https://bit.ly/3mV4XZu>
- [22] K. R. HEYS, et.al.: *Presbyopia and heat: changes associated with aging of the human lens suggest a functional role for the small heat shock protein,  $\alpha$ -crystallin, in maintaining lens flexibility*, 2007, [online]. [cit. 2020-11-02]. Dostupné z: <https://bit.ly/3n5riDE>
- [23] I. KAŠNÁ: *Současné možnosti korekce presbyopie*, Brno, 2016, Bakalářská práce, Masarykova univerzita, [online]. [cit. 2020-11-02]. Dostupné z: <https://bit.ly/3o1ksAh>
- [24] J. PROKŠOVÁ, a kol.: *Proteiny teplotního šoku*, Fyzikální vlastnosti živých organismů, [online]. [cit. 2020-11-02]. Dostupné z: <https://bit.ly/2WW0NGj>

- [25] Z. KAVLACH, a kol.: *Geriatric a gerontologie*, Praha, Grada Publishing, a.s., 2004, 864 s., ISBN 80-247-0548-6
- [26] M. HAKLOVÁ: *Geriatrická oftalmologie*, 2016, Olomouc, Bakalářská práce, Přírodovědecká fakulta univerzity Palackého v Olomouci, [online]. [cit. 2020-11-04]. Dostupné z: <https://bit.ly/2WV8II6>
- [27] J. KOLÍN: *Oftalmologie praktického lékaře*, Praha: Karolinum, 1994, 276 s., ISBN 80-7066-861-X
- [28] CooperVision: *Presbyopie: co ji způsobuje a jak ji léčit*, 2019, [online]. [cit. 2020-11-09]. Dostupné z: <https://bit.ly/2L95ycE>
- [29] J. HYCL, L. TRYBUČKOVÁ: *Atlas oftalmologie*, Praha: Triton, 2008, ISBN 978-80-7387-160-4
- [30] H. KRAUS a kol.: *Kompendium očního lékařství*, Praha, Grada Publishing, a.s., 1997, 311 s., ISBN 80-7169-079-1
- [31] S. SYNEK, Š. SKORKOVSKÁ: *Fyziologie oka a vidění*, Praha, Grada Publishing, a.s., 2014, 108 s., ISBN 978-80-247-3992-2
- [32] D. HYNAROVÁ: *Korekce presbyopie kontaktními čočkami*, 2010, Olomouc, Bakalářská práce, Přírodovědecká fakulta univerzity Palackého v Olomouci, [online]. [cit. 2020-11-19] Dostupné z: <https://bit.ly/3aWUV7B>
- [33] S. SYNEK: *Kontaktní čočky: učební texty pro studium optometrie*, [online]. [cit. 2020-11-19]. Dostupné z: <https://bit.ly/2WXfFnF>
- [34] S. SYNEK, Š. SKORKOVSKÁ: *Kontaktní čočky*, 2003, ISBN 80-7013-3887-2
- [35] J. S. WOLFFSOHN, L.N. DAVIES: *Progress in retinal and eye research*, 2018, DOI: 10.1016/j.preteyeres.2018.09.004, [online]. [cit. 2020-11-19]. Dostupné z: <https://bit.ly/2WYiXas>
- [36] GRZYBOWSKI: *A review of pharmacological presbyopia treatment*, 2020, DOI: 10.1097/APO.0000000000000297
- [37] A. HIPSLEY, et.al.: *Scleral surgery for the treatment of presbyopia: where are we today?*, 2018, Eye and Vision, DOI: 10.1186/s40662-018-0098-x
- [38] AceVision: *LaserAce: Surgical procedure summary*, 2020, [online]. [cit. 2020-11-26]. Dostupné z: <https://bit.ly/3aWCMXJ>

- [39] R. SIEBURTH, M. CHEN: *Intraocular lens correction of presbyopia*, 2019, Taiwan J Ophthalmol, DOI: 10.4103/tjo.tjo\_136\_18
- [40] R. RAMPAT, D. GATINEL: *Multifocal and EDOF intraocular lenses in 2020*, 2020, Ophthalmology, DOI: 10.1016/j.ophtha.2020.09.026
- [41] J. L. ALIÓ, et.al.: *Accommodative intraocular lenses: where are we and where we are going*, 2017, Eye and Vision, DOI: 10.1186/s40662-017-0077-7
- [42] WIOL-CS: *Polyfokalita je víc než multifokalita*, [online]. [cit. 2020-12-02]. Dostupné z: <https://bit.ly/37ZiURY>
- [43] EntoKey: *Collagen shrinkage and crosslinking procedures*, 2017, [online]. [cit. 2020-12-02]. [Dostupné z: <https://bit.ly/34XDhx4>
- [44] M. J. THERESE, et.al.: *Correction of presbyopia: An integrated update for the practical surgeon*, 2018, Taiwan J. Ophthalmol, DOI: 10.4103/tjo.tjo\_53\_18
- [45] L. GUALDI: *Shock treatment*, 2016, The Ophthalmologist, [online]. [cit. 2020-12-15]. Dostupné z: <https://bit.ly/3huY1kF>
- [46] Research Gate: *Defocus curve*, 2018, [online]. [cit. 2020-12-18]. Dostupné z: <https://bit.ly/2JBDDSu>
- [47] M. WANG, et.al.: *Visual and optical performance of diffractive multifocal intraocular lenses with different haptic design: 6 month follow-up*, 2014, Clinical Ophthalmology, DOI: 10.2147/OPTH.S60493
- [48] M. A. NANAVATY, et.al.: *Analysis of patients with good uncorrected. Distance and near vision after monofocal intraocular lens implantation*, 2006, J Cataract refract surg DOI: 10.1016/j.jcrs.2006.03.021
- [49] P. PÉREZ-MERINO: *Aberrometry in patients implanted with accommodative intraocular lenses*, 2014, Am J Ophthalmol, DOI: 10.1016/j.ajo.2014.02.013
- [50] H. P. SANDOVAL, et.al.: *Visual acuity, defocus curve, reading speed and patient satisfaction with a combined extended depth of focus intraocular lens and multifocal intraocular lens modality*, 2020, Clinical ophthalmology, DOI: 10.2147/OPTH.S276120
- [51] R.J. CIONNI, et.al.: *Get to know the defocus curve*, 2010, CRST, [online]. [cit. 2020-12-18]. Dostupné z: <https://bit.ly/3mWS7tG>

- [52] CS Optical: *Autorefraktometry NIDEK řada AR-1 / AR-1a / AR-1s*, 2021, [online]. [cit. 2021-15-02]. Dostupné z: <https://bit.ly/3gN1z3q>
- [53] M. RUTRLE: *Přístrojová optika*, Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 2000, 189s., ISBN 80-7013-301-5
- [54] J. JORGE, A. QUEIROS, et.al.: *The influence of cycloplegic in objective refraction*, 2005, [online]. [cit. 2021-15-02]. Dostupné z: <https://bit.ly/3aQX6cc>
- [55] Vision Equipment: *Topcon KR-1 Autorefractor/Keratometr*, 2021, [online]. [cit. 2021-15-02]. Dostupné z: <https://bit.ly/3t6xf6v>
- [56] Spirit Medical: *Analyzátor zrakových funkcí iTrace*, 2021, [online]. [cit. 2021-15-02]. Dostupné z: <https://bit.ly/2Ra1wUG>
- [57] Mandarin Opto-Medic: *Tracey iTrace Wavefront Aberrometer and Corneal Topography*, 2017, [online]. [cit. 2021-15-02]. Dostupné z: <https://bit.ly/3t3PbhN>
- [58] TRACEY Technologies: *The Tracey Dysfunctional Lens Index (DLI)*, 2021, [online]. [cit. 2021-16-02]. Dostupné z: <https://bit.ly/3gMXWup>
- [59] Zeiss: *Zeiss IOLMaster 500: Trusting the experience of 100 million IOL power calculations*, 2020, [online]. [cit. 2021-16-02]. Dostupné z: <https://bit.ly/3aP8Vzq>
- [60] Zeiss: *Zeiss IOLMaster 700: Replacing assumptions with measurements*, [online]. [cit. 2021-16-02]. Dostupné z: <https://bit.ly/3t03dBe>
- [61] Zeiss: *Zeiss IOLMaster 700: Getting fewer refractive surprises*, 2020, [online]. [cit. 2021-16-02]. Dostupné z: <https://bit.ly/3eadPcJ>
- [62] Zeiss: *Zeiss IOLMaster 700: Software Update 1.90 With Central Topography*, 2020 [online]. [cit. 2021-16-02]. Dostupné z: <https://bit.ly/3e2GNLp>
- [63] Doctor-Hill: *IOLMaster – Evaluation of ALM Results*, 2021, [online]. [cit. 2021-02-03]. Dostupné z: <https://bit.ly/3nKRt4o>
- [64] S.Yamamoto, E. Adachi-Usami: *Apparent accommodation in. Pseudophakic eyes as measured with visually evoked potentials*, 1992, Investigative Ophthalmology and Visual Science, [online]. [cit. 2021-28-04]. Dostupné z: <https://bit.ly/33Cr2Vs>

## Seznam symbolů a zkratek

<b>CNS</b>	centrální nervová soustava
<b>IOL</b>	nitrooční čočka ( <i>intraocular lens</i> )
<b>AIOL</b>	akomodativní nitrooční čočka ( <i>accommodative intraocular lens</i> )
<b>UNVA</b>	nekorigovaná zraková ostrost do blízka ( <i>uncorrected near visual acuity</i> )
<b>UDVA</b>	nekorigovaná zraková ostrost do dálky ( <i>uncorrected distance visual acuity</i> )
<b>EDoF</b>	prodloužené kontinuální ohnisko ( <i>extended depth of focus</i> )
<b>VPMD</b>	věkem podmíněná makulární degenerace
<b>WIOL-CF</b>	Wichterleova nitrooční čočka s kontinuálním zaostřením ( <i>The Wichterle intraocular continuous focus lens</i> )
<b>PMMA</b>	poly(methylmethakrylát)
<b>TK</b>	úplná keratometrie ( <i>total keratometry</i> )
<b>LOA</b>	lower order aberrations (aberrace nižšího řádu)
<b>HOA</b>	higher order aberrations (aberrace vyššího řádu)
<b>OB</b>	šikmý astigmatismus ( <i>obliquus</i> )
<b>ATR</b>	astigmatismus proti pravidlu ( <i>against the rule</i> )
<b>WTR</b>	astigmatismus podle pravidla ( <i>with the rule</i> )

## Seznam obrázků

Obrázek 1: Akomodace oka: a - při pohledu do dálky; b - při pohledu do blízka [5] .....	9
Obrázek 2: Presbyopické oko bez korekce a s korekcí [23] .....	17
Obrázek 3: Dondersova křivka [23] .....	19
Obrázek 4: VisAbility Micro-Insert: a - demonstrace velikosti implantátu, b - chirurgický postup implantace [37] .....	23
Obrázek 5: Jednotlivé kroky LaserACE zákroku a- označení jednotlivých kvadrantů, b- označení čtyř matic (míst pro vytvoření mikroexcizi), c- umístění korneálního štítu pro ochranu rohovky, d- laserové ablace mikropórů (mikroexcize) aplikace kolagenu subkonjunktiválně, f- dokončení operace [37] .....	24
Obrázek 6: Průchod jednotlivých vlnových délek refrakční a difrakční nitrooční čočkou [40] .....	26
Obrázek 7: Crystalens akomodativní nitrooční čočka [41] .....	27
Obrázek 8: 1CU AIOL [41] .....	28
Obrázek 9: Lumina AIOL [41] .....	29
Obrázek 10: Schéma a popis NuLens a jejího mechanismu [41] .....	30
Obrázek 11: Schéma principu polyfokality WIOL-CF AIOL [42] .....	30
Obrázek 12: Oko tři měsíce po konduktivní keratoplastice [43] .....	32
Obrázek 13: Sklerální kontaktní čočky s mikroelektrodami určené pro elektrostimulaci <i>m. ciliaris</i> [45] .....	32
Obrázek 14: Defokusační křivka pro monofokální a multifokální IOL [46] .....	34
Obrázek 15: Autorefraktometr Topcon KR-1 [55] .....	36
Obrázek 16: iTrace Tracey [57] .....	37
Obrázek 17: Ilustrativní výstup měření iTrace [58] .....	37
Obrázek 18: IOL Master 700 (Zeiss) [62] .....	37
Obrázek 19: Ilustrativní výstup měření IOLMasteru [vlastní zdroje] .....	37
Obrázek 20: Astigmatismus - emetropové, hyperopové .....	51
Obrázek 21: Koma - emetropové, hyperopové .....	51
Graf 1: Defokusační křivka pravého oka pacienta č.1 .....	40
Graf 2: Defokusační křivka levého oka pacienta č.1 .....	40
Graf 3: Defokusační křivka pravého oka pacienta č.2 .....	40
Graf 4: Defokusační křivka pravého oka pacienta č.3 .....	41
Graf 5: Defokusační křivka levého oka pacienta č.3 .....	41
Graf 6: Defokusační křivka pravého oka pacienta č.4 .....	41
Graf 7: Defokusační křivka levého oka pacienta č.4 .....	41
Graf 8: Defokusační křivka pravého oka pacienta č.5 .....	42
Graf 9: Defokusační křivka pravého oka pacienta č.6 .....	42
Graf 10: Defokusační křivka levého oka pacienta č.6 .....	42
Graf 11: Defokusační křivka pravého oka pacienta č.7 .....	43
Graf 12: Defokusační křivka levého oka pacienta č.7 .....	43
Graf 13: Defokusační křivka pravého oka pacienta č.8 .....	43



Graf 14: Defokusační křivka levého oka pacienta č.8 .....	43
Graf 15: Defokusační křivka pravého oka pacienta č.9 .....	44
Graf 16: Hloubka ostrosti - hypermetropové .....	44
Graf 17: Defokusační křivky hyperm. – průměr .....	45
Graf 18: Defokusační křivka levého oka pacienta č.10 .....	46
Graf 19: Graf 19: Defokusační křivka pravého oka pacienta č.11 .....	46
Graf 20: Graf 19: Defokusační křivka levého oka pacienta č.11 .....	46
Graf 21: Defokusační křivka pravého oka pacienta č.12 .....	47
Graf 22: Defokusační křivka levého oka pacienta č.12 .....	47
Graf 23: Defokusační křivka levého oka pacienta č.13 .....	47
Graf 24: Hloubka ostrosti - emetropové.....	48
Graf 25: Defokusační křivky emetr. – průměr .....	48
Graf 26: Hloubky ostrosti - hypermetropové a emetropové .....	49
Graf 27: Defokusační křivky - průměrné hodnoty .....	49
Graf 29: Průměr zornice – průměrné hodnoty .....	50
Graf 28: Sférická aberace - průměrné hodnoty .....	50

## Seznam tabulek

Tabulka 1: Naměřená data – hypermetropové .....	39
Tabulka 2: Hloubka ostrosti - hyperopové .....	44
Tabulka 3: Naměřená data – emetropové.....	45
Tabulka 4: Hloubka ostrosti - emetropové.....	48